

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

DENTAL İMPLANTLARIN DİJİTAL ÖLÇÜ NETLİĞİNE ETKİ EDEN FAKTÖRLERİN ARAŞTIRILMASI

MERVE CİNCİOĞLU

DANIŞMAN
PROF. DR. BİLGE GÖKÇEN RÖHLİG

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

İSTANBUL-2018

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü , Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Programında Doktora öğrencisi Merve Cincioğlu tarafından Prof.Dr.Bilge Gökçen Röhlig'in danışmanlığında hazırlanan"DENTAL İMPLANTLARIN DİJİTAL ÖLÇÜ NETLİĞİNE ETKİ EDEN FAKTÖRLERİN ARAŞTIRILMASI"başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 11/04/2018 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı
PROF.DR.HALUK KESKİN
İ.ÜDiş Hek. Fak./ Protetik Diş Ted.A.D

Jüri-Danışman
PROF.DR.BİLGE GÖKÇEN RÖHLİG
İ.ÜDiş Hek. Fak./ Protetik Diş Ted.A.D

Jüri
PROF.DR.GÜLÜMSER EVLİOĞLU
İ.ÜDiş Hek. Fak./ Protetik Diş Ted.A.D

Jüri
PROF.DR.BANU KARAYAZGAN SARAÇOĞLU
Okan Üni./ Protetik Diş Ted.A.D

Jüri
DOK.ÖĞR.ÜYESİ..DEMET ÇAĞIL AYVALIOĞLU
Altınbaş Üni/ Protetik Diş Ted.A.D

BEYAN

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

Merve CİNCİOĞLU

İTHAF

Canım Ailem'e ithaf ediyorum . . .

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tez çalışmam süresince bütün bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, ısrarcı hatalarıma rağmen bana her zaman sabırla yaklaşan, yaşadığım tüm süreçlerdeki emeğini ve iyiliklerini unutamayacağım değerli tez danışmanım Prof.Dr. Bilge GÖKÇEN RÖHLİG'e,

Bilgilerini ve tecrübelerini bizimle paylaşan, cana yakınlıklarıyla varlıklarını hissettiren Prof.Dr. Haluk KESKİN ve Prof.Dr. Gülümser EVLİOĞLU'na,

Tez izleme komitemde her konuda yardımcı olabileceğini hissettiren ve bizleri destekleyen Prof.Dr. Banu KARAYAZGAN SARAÇOĞLU'na,

Çene yüz protezleri ile ilgili bilgilerini bizlerle paylaşan Doç.Dr. Meltem ÖZDEMİR KARATAŞ, Doç.Dr. Ali BALIK, Doç.Dr. Erkan SANCAKLI ve Dr. Ebru ÇİFTER'e,

Bu tez onlarsız olmazdı diyebileceğim, samimiyetleri ve ilgileri ile bu aşamaya gelmemde büyük katkıları olan Doç.Dr. Değer ÖNGÜL ve Dr. Burçin KARATAŞLI'ya,

Klinikte benim bitmek tükenmek bilmeyen sorunlarıma ve komplikasyonlarıma çözüm yolu gösteren, bilgilerini benimle paylaşan, ufkumuzu açan Dr. Emrah BACA ve Dr. Tamer ÇELAKIL'a,

İyi ki tanımışım dediğim değerli arkadaşlarım Yard.Doç.Dr. Demet AYVALIOĞLU, Dr. Nuray İSKEFLİ ve Dr. Şirin KIYICI'ya,

Doktora süreci onlarsız zor geçerdi diyebileceğim, her zaman yardımlarını ve desteklerini hissettiğim Dr. Azize DEMİR, Dr. Almina MURİÇ ve Dt. Mehmet AÇIKGÖZ'e,

Çene Yüz Protezi Bölümü'nde benimle birlikte çalışan tüm mesai arkadaşlarıma,

Tüm sıkıntılı zamanlarda desteğini esirgemeyen "İdolcan'ım" Nazlı SARI'ya,

Tez çalışmamda desteklerini esirgemeyen Nobel Biocare firmasından Albert ALTARAS ve Hakan TÜMER Beyler'e,

Tezim ile ilgili ağız dışı taramalarda titiz çalışmalarıyla desteklerini esirgemeyen GC Europe ailesinden Kenan KARAKOÇ ve Creadent ailesine,

Tezim ile ilgili ağız içi taramalarım için kliniğini bize açan Dt. Eray BAL'a,

Tezimde kullandığım materyalleri temin eden Öncü Dental ailesine,

Benimle ağlayıp benimle gülen, destekleri ile her zaman güç bulduğum beni bu günlere getiren çok sevdiklerim, bitanecik annem Emine DOĞAN, babam Halil DOĞAN ve kardeşim Dr. Berkay DOĞAN'a,

Bu tezi bizim için bitirdim diyebileceğim, hayatımdaki "en güzel iyi ki'm", en büyük destekçim ve değerli eşim Meftun CİNCİOĞLU'na sonsuz TEŞEKKÜR ediyorum.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI ..... **HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.**
BEYAN ..... İİİ
İTHAF ..... İV
TEŞEKKÜR V
İÇİNDEKİLER ..... Vİİ
TABLOLAR LİSTESİ ..... Xİ
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... Xİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ ..... XİV
ÖZET ..... XVİ
ABSTRACT ..... XVİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
1.1. Giriş 1
1.2. Amaç 2
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi 3
2.2. Dental İmplantlar ve İlgili Bileşenler 4
2.2.1. Dental İmplant Materyalleri 4
2.2.1.1. Metal ve Metal Alaşımları 5
2.2.1.2. Seramikler 6
2.2.1.3. Polimerler 6
2.2.2. Fibrointegrasyon ve Osseointegrasyon 6
2.2.3. İmplant Tedavisinde Başarı 7
2.2.4. Dental İmplantların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları 8
2.2.5. Cerrahi Protokol 9
2.2.6. Protetik Protokol 10
2.2.6.1. Vidalı veya Simante Sistem Kullanımı 12
2.2.6.2. Okluzal Materyaller 13
2.3. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü 13
2.3.1. İmplant Destekli Protezlerin Ölçü Netliğine Etkili Faktörler 17
2.3.2. Ölçü Parçalarının Özellikleri 17

2.3.3. Kullanılan Ölçü Maddeleri....18
2.3.4. İmplant Destekli Protezlerin Geleneksel Ölçü Yöntemi:....20
2.3.4.1. Açık Ölçü (Pick-up)Tekniği....20
2.3.4.2. Kapalı Ölçü (Transfer) Tekniği....21
2.3.4.3. Snap-fit (Press-fit) Tekniği....21
2.3.5. Ölçü İşlemi Sırasında Ölçü Parçalarının Ağız İçerisinde Splintlenmesi....22
2.3.6. İmplant Seviyesi Ölçü ve Dayanak Seviyesi Ölçü....23
2.3.7. Dental İmplantların Sayısı ve Açılanması....24
2.3.8. Dental İmplantların Subgingival Yerleşimi....24
2.4. İmplant Destekli Protezlerin Dijital Ölçü Yöntemi....25
2.4.1. Ofis Tipi Sistemler....26
2.4.1.1. CEREC Sistemi....27
2.4.1.2. The E4D Dentist System....28
2.4.1.3. The Cadent iTero....29
2.4.1.4. The Lava Chairside Oral Scanner (Lava COS)....30
2.4.2. Laboratuvar Sistemleri....31
2.4.2.1. CAD/CAM Sistemlerinin Özellikleri....31
2.4.3. Veri Toplanması....33
2.4.3.1. Ağız İçi Dijital Ölçü Yöntemleri (Direkt Yöntem)....34
2.4.3.2. Ağız Dışı Dijital Ölçü Yöntemleri (İndirekt Teknik, Laboratuvar Taraması)
....35
2.5. İmplant Destekli Protezlerin Dijital Ölçü Netliğine Etkili Faktörler....36
2.5.1. Kullanılan Dijital Görüntü Keplerinin (Scanbody) Özellikleri....36
2.5.2. Opak Ajan Özellikleri....38
2.5.3. Kontakt/Non-kontakt Modda Kullanım....39
2.5.4. Hekimin ve ya Hastanın Hareketi....40
2.5.5. Tarama Yönü ve Quadrant (Bölge) Etkisi....40
2.5.6. Tarama Açısı ve Yansıma Kanunları....43
2.5.7. Taranan Ark Uzunluğu ve Kayıt Alma....44
2.5.8. Saklama Kapasitesi....45
2.5.9. Klinisyen Tecrübesi....46
2.5.10. Standart (Otomatik) ve Yüksek Netlikte Ölçü Protokolü....46
2.5.11. Yarım Çene Arkı ve Tam Çene Arkı Ölçü Özellikleri....47

2.5.12. Diğer Faktörler 48
2.5.13. Optik Gürültü (Noise) 49
2.5.14. Artefaktlar ve Deviasyonlar 50
2.6. Diş Hekimliğinde Üç Boyutlu Tarayıcılar 50
2.6.1.1. Aktif Wavefront Örnekleme Teknolojisi 52
2.6.1.2. Paralel Confocal Lazer Tarama Mikroskopisi 53
2.6.1.3. Aktif Triangulasyon 53
2.6.2. Restorasyon Tasarımı 54
2.6.3. Restorasyonun Üretimi 56
2.6.3.1. Üretim Yerlerine Göre CAD/CAM Sistemleri 56
2.6.3.2. Üretime İmkan Veren Sistemler 59
2.6.3.3. CAD/CAM Üretimine İmkan Veren Materyaller 60
2.6.3.4. Üretim Tekniklerine Göre CAD/CAM Sistemleri 61
2.7. Araştırmada Kullanılan Cihazlar 62
2.7.1. CEREC Omnicam (Sirona, Bensheim, Germany) 62
2.7.2. CEREC InEos X5 (Sirona, Bensheim, Germany) 63
2.7.3. GC Aadva IOS (GC Europe NV. Leuven) 65
2.7.4. AAdva Lab Scan (GC Europe NV. Leuven) 66
2.8. Kullanılan Değerlendirme Teknikleri 67
2.8.1. Kullanılan Referans Tarayıcı 70
3. GEREÇ VE YÖNTEM 71
3.1. Ana Modelin Elde Edilmesi 71
3.2. Geleneksel ve Dijital Yöntemler ile Ölçülerin Alınması 72
3.2.1. Geleneksel Yöntemler ile Ölçülerin Elde Edilmesi 72
3.2.2. Dijital Yöntemlerle Ölçülerin Elde Edilmesi 78
3.2.2.1. GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner ile Görüntülerin Elde Edilmesi 78
3.2.2.2. CEREC Omnicam ile Görüntülerin Elde Edilmesi 82
3.2.2.3. Ağız Dışı Tarama Gruplarının Oluşturulması 83
3.3. Karşılaştırma ve Sapma Miktarlarının Belirlenmesi 85
3.4. İstatistiksel Olarak Sonuçların Değerlendirilmesi 85
4. BULGULAR 86
5. TARTIŞMA 107
5.1. Çalışma Dizaynı (Ana Model Seçimi ve Deney Gruplarının Oluşturulması) 107

5.2. Klasik/Dijital Ölçü Kıyaslaması 108
5.3. Hekim Tecrübesi 109
5.4. İmplant Pozisyonunun Etkisinin Araştırılması (Açı ve Derinlik Etkisi) 112
5.5. Ağız İçi ve Ağız Dışı Dijital Ölçü Kıyaslaması 113
5.6. Ağız İçi Sistemlerin Birbirleriyle Kıyaslanması 114
6. SONUÇLAR 116
KAYNAKLAR 118
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI 137
ÖZGEÇMİŞ 138

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1 Sapma Değerleri Bakımından Ağız Durumu Farklılığına İlişkin Test Sonuçları 95

Tablo 2 Sapma Değerleri Bakımından İmplant Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları 95

Tablo 3 Sapma Değerleri Bakımından Açı Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları 96

Tablo 4 Sapma Değerleri Bakımından Derinlikler Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları 96

Tablo 5 Ağız İçi ve Ağız Dışında Ölçü Alan Cihazların Sapma Değerleri Bakımından Cihazlar Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları 97

Tablo 6 Ağız İçi Ölçü Alan Cihazlar ve Kontrol Grubunda Sapma Değerleri Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları 98

Tablo 7 Ağız İçi, Ağız Dışı Ölçü Alan Cihazlar ve Kontrol Grubunda Sapma Değerleri Bakımından İmplant Yüzeyleri Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları 99

Tablo 8 Ağız İçi Ölçü Alan Cihazlar ve Kontrol Grubunda Cihazlara Göre Sapma Değerleri Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları 100

Tablo 9 Ağız İçi, Ağız Dışı Ölçü Alan Cihazlar ve Kontrol Grubunda Cihazlara ve Gruplara Göre Sapma Değerleri Bakımından İmplant Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları 101

Tablo 10 Ağız İçi ve Ağız Dışı Ölçü Alan Cihazların Gruplara Göre Sapma Değerleri Bakımından GC ve CEREC Cihazları Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları ... 103

Tablo 11 Ağız İçi, Ağız Dışı Ölçü Alan Cihazlar ve Kontrol Grubunda Sapma Değerleri Bakımından Açılar Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları 104

Tablo 12 Ağız İçi, Ağız Dışı Ölçü Alan Cihazlar ve Kontrol Grubunda Sapma Değerleri Bakımından Derinlik Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları 105

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1 Yapılan Tarama Yönleri 1 - (A Ender ve Mehl, 2013) 42

Şekil 2.2 Yapılan Tarama Yönleri 2 - (A Ender ve Mehl, 2013) 42

Şekil 2.3 CiT için Tarama Stratejisi - (A Ender ve Mehl, 2013) 42

Şekil 2.4 Müller ve Ark. Yaptıkları Çalışmadaki Tarama Yönleri - (Müller ve diğerleri, 2016) 43

Şekil 2.5 Yansıma Açıları - (Nedelcu ve Persson, 2014) 44

Şekil 3.1 Ana Model (Ürün Kodu B 3 CSP, Frasaco GmbH, Tettnang, Deutschland) ve Silikon Rehber 71

Şekil 3.2 Ana Modele İmplantların Yerleştirilmiş Hali 72

Şekil 3.3 Kullanılan Bireysel Kaşıkların Örneği 73

Şekil 3.4 Ölçü Parçalarının Modele Yerleştirilmiş Hali 74

Şekil 3.5 Tecrübeli Hekime Ait Geleneksel Ölçüler 75

Şekil 3.6 Tecrübesiz Hekime Ait Geleneksel Ölçüler 76

Şekil 3.7 Tecrübeli Hekime Ait Alçı Modeller 77

Şekil 3.8 Tecrübesiz Hekime Ait Alçı Modeller 78

Şekil 3.9 Tecrübesiz Hekimin GC-IOS Scanner ile Yapılan GC-IOS Scanner Tarama Ekran Görüntüleri 80

3.10 Tecrübeli Hekime Ait GC-IOS Scanner ile Yapılan USB'deki Tarama Ekran Görüntüleri 81

Şekil 3.11 CEREC Omnicam ile Alınan Örnek Ekran Görüntüsü 83

Şekil 3.12 Aadva LabScan (GC Europe NV, Leuven) 84

Şekil 3.13 CEREC InEos X5 (SironaDental; Charlotte, NC) - (“Sirona The Dental Company, CEREC InEOS X5”, 2017) 84

Şekil 4.1 Ana Modelin Tarama Görüntüsü 87

Şekil 4.2 Kontrol Grubu Tecrübesiz Hekime Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları 87

Şekil 4.3 Kontrol Grubu Tecrübeli Hekime Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları 88

Şekil 4.4 Tecrübesiz Hekim CEREC Omnicam'e Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları 89

Şekil 4.5 Tecrübeli Hekim CEREC Omnicam'e Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları 90

Şekil 4.6 Tecrübesiz Hekim GC AADVA IOS'a Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları 91

Şekil 4.7 Tecrübeli Hekim GC AADVA IOS'a Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları 92

Şekil 4.8 CEREC InEOS X5'e Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları 93

Şekil 4.9 GC AADVA LabScan'e Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları 94

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

AAID: American Academy Of Implant Dentistry / Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi

CAD: Computer Aided Design / Bilgisayar Destekli Tasarım

CAM: Computer Aided Manufacturing / Bilgisayar Destekli Üretim

CCD: Charge Coupled Device / Şarj Destekli Sensör

CAI: Computer Aided Impression / Bilgisayar Destekli Ölçü

CMM: Coordinate Measuring Machine **/** Koordinat Ölçüm Cihazı

CNC: Computer Numerically Controlled Machining / Bilgisayar Nümerik Kontrollü Makina

CT: Computerized Tomography / Bilgisayarlı Tomografi

dk: Dakika

FDM: Fused Deposition Modeling / Eriyik Yığarak Modelleme

MRI: Magnetic Resonance Imaging / Manyetik Rezonans Görüntüleme

PE: Polieter

PEEK: Polietereterketon

PVS: Polivinilsiloksanlar

SEBM: Selective Electron Beam Melting / Seçici Elektron Işınlı Ergitme

SLA: Sandblasted Acid Etched / Kumlanmış ve Asit Uygulanmış

sn: Saniye

STL: Standart Tesellation Language / Standart Mozaikleme Dili

US: Ultrasound / Ultrason

Hz: Hertz

KHz: Kilohertz

mm: Milimetre

µ: Mikron

µm: Mikrometre

3D: Three Dimensional / Üç Boyutlu

ÖZET

Cincioğlu, M. (2018). Dental İmplantların Dijital Ölçü Netliğine Etki Eden Faktörlerin Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Geleneksel ölçü yöntemlerine alternatif olarak bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) olarak adlandırılan yeni bir ölçü yöntemi kullanıma sunulmuştur. CAD/CAM ile veri kaydını sağlayan 2 yöntem vardır. Bu yöntemlerin ilki ağız içi tarama (direkt metot) ile kayıtların alınması iken, diğer bir yöntem de ölçülerin veya geleneksel yöntemlerle elde edilen modellerin ağız dışı taramalarıdır (indirekt metot). Bazı araştırmacılar dental implantların birbirleriyle ve oral dokular ile ilişkisinin direkt metotla belirlenmesinin indirekt metoda oranla daha net sonuçlar vereceğini bildirirken, bazı araştırmacılar ise geleneksel yöntemler kullanarak elde edilen modellerin dijital kayıtlarının yeterli netliğe sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bu kararsızlık implant ölçüsüne etki eden faktörlerin çokluğundan kaynaklanmaktadır. Bu doktora tezinde implant pozisyonunun, implant derinliğinin, implant açısının, ölçü tekniklerinin ve hekim tecrübesinin ölçü netliği üzerine olan etkisi incelenmiştir.

Bu amaçla dişsiz üst çene modelinin üzerine farklı açı ve derinliklerde implantlar yerleştirildi. Farklı tecrübedeki hekimler tarafından modelin dijital ve geleneksel yöntemler ile ölçüleri elde edilip bu ölçülerin ana model ile olan sapmaları değerlendirildi.

Sonuç olarak, kullanılan ölçü yöntemleri, implant pozisyonu, implant derinliği, implant açısı, ağız içi ve dışı ölçü alan farklı cihazlar, hekim tecrübesi, implant yüzeylerinin ölçü netliğine etkileri arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: açılı implantlar, implant derinliği, dijital ölçü, hekim tecrübesi, netlik

ABSTRACT

Cincioğlu, M. (2018). Factors Which Effects The Dental Implants Digital Impression. Istanbul University, Institute of Health Science, Departmant of Prosthetics. Doctorate Thesis. Istanbul.

As an alternative for conventional impression, a new type of impression which is called computer aided design (CAD) and computer aided manufacturing (CAM) was introduced. There are 2 methods for the data acqusition. While the first data acqusition technic is intra-oral scanning (direct), the other one is extra-orally scanning of impressions or models which are obtained after conventional impressions (indirect technic). Some researchers mentioned that the relationships of dental implant positions and oral tissues is more accurately with direct technic rather than indirect technic, but some researchers mentioned that indirect technic, scanning the models after conventional impression has enough digital record accuracy. This inconsistency depends on the multiple factors that can effect the implant impressions accuracy. Thus the aim of this study was to evaluate the effect of implant position, implant depth, implant angle, type of impression technics and clinicians experience.

For this purpose, implants were inserted into a model of an edentulous maxilla at various depths and angulations. Clinicians who have different level of experience took the impression of our model with digital and conventional impression technics and the deviations were measured.

As a result, it is observed that there is a significant affect into impression accuracy between impression technics, implant position, implant depth, implant angulation, different type of intra-oral and extra-oral devices, clinician experience and implant surface.

Key Words: Angled implants, implant depth, digital impression, clinicians experience, accuracy

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. Giriş

Diş kayıpları çeşitli şekillerde oluşabilmektedir. Diş kaybı ile sonuçlanacak etiyolojik faktörler bireyleri tek diş eksikliğinden tam ark diş eksikliği ile sonuçlanabilecek farklı şekillerde etkilemektedir. Oluşan diş kaybı sayısına bağlı olarak diş eksiklikleri çeşitli yöntemlerle tedavi edilebilmektedir. Bu yöntemler arasında sabit protezler (SP), hareketli bölümlü protezler (HBP), total protezler (TP) , implant destekli sabit protezler (İDP) yer almaktadır. Dental implantların uzun dönem ağızda kalma başarısının yüksek olması, HBP ve SP'ye kıyasla daha stabil olması, komşu dişlere daha az kuvvet iletmesi gibi avantajları göz önünde bulundurulduğunda İDP'ler protetik planlamalarda tercih sebebi olmaktadır.

İDP yapımında ilk aşama ölçü alma işlemidir. Ölçü alma işlemi geleneksel ya da dijital yöntemler kullanılarak gerçekleştirilebilmektedir. Geleneksel yöntemlerde kullanılabilecek birçok ölçü tekniği ve materyali önerilmiştir. En çok kabul gören teknikler; açık (direkt) teknik, kapalı (transfer, indirekt) teknik, splintleme tekniği iken kullanılan materyaller arasında polieter (PE) ve polivinilsiloksanlar (PVS) sıklıkla yer almaktadır. Geleneksel yöntemlere alternatif olarak protetik restorasyonların üretiminde kullanılacak bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) olarak adlandırılan yeni bir dijital yöntem 1980'li yılların başında kullanıma sunulmuştur. CAD/CAM ile üretim yapılabilmesi için öncelikle klinik durumun yani verilerinin kaydedilmesi ve bilgisayar ortamına aktarılması gerekmektedir. Bu veri kaydını sağlayan 2 yöntem vardır. Bu yöntemlerin ilki ağız içi tarama (direkt metot) ile kayıtların alınması iken, diğer bir yöntem de ölçülerin ve ya geleneksel yöntemlerle elde edilen modellerin ağız dışı taramalarının (indirekt metot) yapılmasıdır. Bazı araştırmacılar dental implantların birbirleriyle ve oral dokular ile ilişkisinin direkt metotla belirlenmesinin indirekt metoda oranla daha net sonuçlar vereceğini bildirirken, bazı araştırıcılar ise geleneksel yöntemler kullanılarak elde edilen modellerin dijital kayıtlarının yeterli netliğe sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bu kararsızlığın implant ölçüsüne etki eden faktörlerin çokluğundan kaynaklandığı düşünülmektedir. İmplant pozisyonu, derinliği, açısı ve ölçü materyalleri implant ölçüsüne etki eden faktörlerin en önemlilerindendir. Bu faktörlerin geleneksel ölçü yöntemlerine etkisi bir çok çalışmada incelenmişken, dijital ölçüye etkisinin araştırıldığı çalışma sayısı oldukça düşüktür ve

bu çalışmaların çoğunda da eski teknolojiler kullanılmıştır. Literatür taraması yapıldığında dijital ölçü ile yapılan diş üstü kuron ve köprü restorasyonlarının uyumlarına ait bilgilere sıklıkla rastlanılmaktayken, çoklu implantların digital ölçüsünün başarısını değerlendiren çalışma sayısının oldukça az olduğu gözlemlenmiştir. Özellikle farklı açı ve derinliklerde yerleştirilmiş çok sayıda implant ile yapılan in-vivo ve in-vitro çalışmalarda da klinisyenler arasında bir ortak karar oluşturulamamıştır. Ayrıca yeni teknoloji dijital ölçülerde hekimin tecrübe ve becerisinin etkisi de bilinmemektedir.

1.2. Amaç

Bu doktora tezinin amacı, implant açı ve derinliğinin yeni jenerasyon ağız içi ve ağız dışı dijital veri eldesine etkisini kalitatif ve kantitatif değerlendirerek, implant destekli sabit protez üretiminde kullanılan bu yeni yöntemlerin güvenilirliğini ölçmek, hekim tecrübesinin dijital ölçüye etkisini araştırmak, dijital teknolojilerin hangi seviyede geleneksel yöntemlerin yerini alabileceğinin tespit edilmesini belirlemek, yeni nesil direkt ve indirekt dijital ölçü sistemlerinin hassasiyetinin karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

Diş kayıpları; insanlık tarihi boyunca gözlemlenmiştir. Bir çok çalışmada diş kayıplarının prevalansının çağlar boyunca azalma gösterdiği belirtilse de dünya çapında yaşam süresinin uzamasına, genetik, mikrobiyal, iatrojenik, travmatik, terapötik faktörlere, şekerden zengin diyet tüketiminin artmasına ve batı stili yaşam tarzının yaygınlaşmasına bağlı olarak diş eksikliğine sahip hasta sayısında azalma olmayacağı düşünülmektedir (Cooper, 2009).

Diş kayıplarının hangi şekilde restore edileceğine karar verirken tedavinin rutin bir tedavi prosedürü haline gelip gelmemesi, uzun dönem takip çalışmalarının varlığı, tedavinin güvenilirliği, hastanın beklentilerini karşılayıp karşılamaması, fonksiyon, fonasyon, estetik ve tat duyusunu etkileyip etkilememesi, elde edilecek sonuçlara bağlı oluşabilecek kar ve zarar hesabı önem kazanmaktadır (Zitzmann ve Marinello, 2000).

Teknolojik gelişmelere bağlı olarak günümüzde diş kayıplarını restore etmek amacıyla dental implantlar popülerlik göstermektedir. Endosseous dental implantlar; dişsiz maksilla ya da mandibulaya yerleştirilen kök yapısını taklit eden forma sahip genellikle vida şeklinde olan dental materyaller olarak tanımlanmaktadır (Guehennec, Soueidan, Layrolle ve Amouriq, 2007).

Journal of Oral Implantology'de yayınlanan implant terimleri sözlüğünde implantoloji sözcüğü; diagnoz, tedavi ve dental implantların uygulanması, implant destekli restorasyonların yapımı ile tam veya parsiyel dişsiz hastaların memnuniyetini, fonksiyon ve estetik beklentilerini karşılayan bilim dalı olarak tanımlanmaktadır (“Glossary of implant terms.”, 2003).

Modern dental implantoloji, Professor Per-Ingvar Brånemark'ın (1929-2014) İsveç Gothenburg Üniversitesi'nde ve Professor Andre Schroeder'in (1918-2004) İsviçre Bern Üniversitesi'nde yaptığı çalışmalar ile başlamıştır. 1960'larda Professor Brånemark, kemik hücrelerinin Titanyum (Ti) çevresinde büyüdüğünü ve titanyumu reddetmeden direkt yapıştığını gözlemlemiştir. Brånemark bu yapışmaya ‘osseointegrasyon’ adını vermiştir. Bu gözlemden sonra Brånemark, dental implant yapımında titanyumun kullanılabileceğini bildirmiştir. 1977 yılında ise Brånemark, dental implantlar ile tedavi ettikleri hastaların 10 yıllık takip sonuçlarını yayınlamıştır

(Albrektsson, 1988). 1982 yılında Toronto Conference on Osseointegration in Clinical Dentistry'de, Professor Brånemark yaptığı sunumda kök formunda titanyum vidaların kullanımı ile dental implantolojide yeni bir çağın başladığını bildirmiştir. 1976 yılında Prof. Andre SCHROEDER ve İsviçre'den Dr. Fritz STRAUMANN, dental implant osseointegrasyonu ile ilgili ilk histolojik bulgularını yayınlamışlardır. Takip eden çalışmalarda temel kemik biyoloji bilimi, dental implant metal yüzey özellikleri ve metalurji bilimi ile yeni dental implantlar geliştirilmiştir (Greenberg, 2015).

2.2. Dental İmplantlar ve İlgili Bileşenler

Günümüzde dental implantlar sıklıkla kullanılmaktadır ve implant gövdesi, dayanak ve protetik parçalardan oluşan 3 ana bileşenden oluşmaktadır (Zohrabian, Sonick, Hwang ve Abrahams, 2015).

2.2.1. Dental İmplant Materyalleri

İdeal bir dental implant materyalinde bulunması gereken özellikler;

- Biyouyumlu olmalıdır; allerjik, irritan ve kanserojen özellikler sergilememelidir.
- Mekanik dayanıklılığı yüksek olmalı, korozyona uğramamalıdır.
- Klinik olarak fonksiyonel ve estetik olmalıdır.
- Radyo-opak olmalıdır.
- Steril edilebilmelidir .
- Kolay manipule edilebilmelidir. Cerrahi ve protetik açıdan komplike olmamalı, gerektiğinde kolayca çıkarılabilmelidir.
- Üretimleri ekonomik olmalıdır.
- Hijyenik olmalıdır.
- Aşınma dirençleri yüksek olmalıdır (Sykaras, Iacopino, Marker, Triplett ve Woody, 2000).

İmplantlar günümüzde yukarıdaki özellikleri taşıyan farklı malzemelerden üretilmektedir. Bu malzemeler arasında metal, metal alaşımları, seramikler ve polimerler yer almaktadır (Baca, 2010; Sykaras ve diğerleri, 2000)

2.2.1.1. Metal ve Metal Alaşımları

Dental implant biyomateryali olarak seçilen metaller ve metal alaşımları;

- Kullanılan metallerin mekanik özellikleri,
- Üretim aşamaları,
- Biyouyumlulukları ve
- Sterilize edilebilme özellikleri göz önüne alınarak değerlendirilir.

Daha eski yıllarda; kobalt-krom ve molibden, demir-krom ve nikel gibi metal alaşımlarının doku reaksiyonlarına ve klinik başarısızlıklara neden olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle günümüzde titanyum ve alaşımları en çok kullanılan implant materyali olmuştur (Baca, 2010; Sykaras ve diğerleri, 2000).

Günümüzde titanyumun;

- Biyouyumlu olması,
- Biyoinert olması,
- Kemiğe yakın elastisite ve hafifliğinin olması,
- Antibakteriyel olması,
- Korozyona karşı yüksek direncinin olması nedeniyle kullanımı yaygındır (Brunski, 1988).

Ayrıca titanyumun;

- Mekanik dayanıklılığının yüksek olması,
- Baskı ve çarpma dayanımının yüksek olması,
- Kemikten daha sert olmasına rağmen kemiğe yakın elastikiyet modulusuna sahip olması sebebiyle kemik implant ara yüzünde oluşan stres dağılımının daha düzenli olmasına imkan sağlamaktadır.

Tüm bu özelliklere bağlı olarak titanyum ve alaşımları dental implantoloji alanında en çok tercih edilen biyomateryal olmaktadır (Sykaras ve diğerleri, 2000).

2.2.1.2. Seramikler

Dental implantlarda seramik materyali ya tümüyle implantın seramiklerden elde edilmesinde ya da sadece implant yüzeyinin kaplanmasında kullanılmaktadır (Lacefield, 1998).

En çok kullanılan implant seramikleri arasında,

- Alüminyum oksit (inerttir)
- Hidroksilapatit (biyokaktif)
- Trikalsiyum fosfat (biyoaktif) bulunmaktadır.

Trikalsiyum fosfat ve hidroksilapatit biyoaktif materyaller olduğundan hem doku ile reaksiyona girmektedir (Wataha, 1996) hem de üzerlerine gelen yüklere karşı yeterli direnç gösterememektedirler. Günümüzde Trikalsiyum fosfat ve hidroksilapatit biyoaktif materyaller sıklıkla yüzey kaplama materyali olarak kullanılmaktadır (Baca, 2010; LeGeros, 1988).

2.2.1.3. Polimerler

Geçmişte kullanılan dental implant biyomateryal polimerleri arasında

- Poliüretan,
- Poliamid,
- Polimetilmetakrilat rezin içeren polimerler sayılabilmektedir.

Bu polimerlerin kullanımındaki amaç; materyallerin yüksek esneklik özelliklerinden faydalanılarak periodontal ligamentin mikro hareketliliğinin taklit edilmesiydi. Bu sayede bu polimerlerin doğal diş ile implantların splintlendiği vakalarda başarı ile uygulanabileceği düşünülmüştür. Ancak günümüzde bu materyaller zayıf mekanik ve biyolojik özelliklerine bağlı olarak sadece greft materyali olarak kullanılmaktadır (Baca, 2010; Meijer, Dalmeijer, de Putter ve van Blitterswijk, 1997).

2.2.2. Fibrointegrasyon ve Osseointegrasyon

İmplantasyondan sonra iki farklı doku cevabı oluşabilmektedir. Bu doku cevapları; fibrointegrasyon ve osseointegrasyon olarak adlandırılmaktadır. Fibrointegrasyonda; implantların çevresinde fibröz yumuşak doku kapsülü büyümesi

gözlenir. Bu durumda uygun biyomekanik fiksasyon sağlanamamakta ve dental implant kayıpları oluşmaktadır.

İmplantlar çevresinde bağlantı sağlayan doku tabakası olmadan kemik hücrelerinin direkt olarak implant yüzeyine yapışması ise osseointegrasyon olarak adlandırılmaktadır. Osseointegrasyon İDP'lerde gerekli olan ve İDP'lerin uzun dönem başarısından sorumlu olan doku cevabıdır (Guehennec ve diğerleri, 2007). Yapılan çalışmalarda osseointegrasyonun çeşitli faktörlerden etkilendiği bildirilmiştir. İmplant geometrisinin, yüzey özelliklerinin, implant hidrofilik özelliklerin, yüzey sertliğinin ve kullanılan cerrahi tekniklerin osseointegrasyonda önemli olduğu bildirilmiştir (Guehennec ve diğerleri, 2007). Osseointegrasyona etki eden bireysel faktörler arasında ise; bireyin genetik yapısı, alışkanlıklar (sigara, alkol kullanımı vb.), bazı ilaçlar ve sistemik hastalıklar gösterilmektedir (Trindade, Albrektsson ve Wennerberg, 2015).

Sonuç olarak osseointegrasyon diş kayıplarının implant ile tedavisindeki kilit noktadır. 1970'lerin sonları ile 1980'lerde birçok firma Professor Brånemark'ın çalışmaları ışığında dişsiz hastaların tedavisinde yeni bir yola girmiştir (Tolstunov, 2011).

2.2.3. İmplant Tedavisinde Başarı

Zarb ve Albrektsson'un 1998 yılında yayınladıkları ortak karar raporundaki dental implantların başarı kriterleri;

- Klinik testlerde implantlar immobil olmalıdır.
- Radyografik incelemelerde peri-implant radyolüsensiler olmamalıdır.
- İmplantın yerleştirildiği ilk yıl için kemik kaybı en fazla 0,4 veya 0,5 mm, birinci yıl sonrası her yıl için yıllık dikey kemik kaybı 0,2 mm'den az olmalıdır.
- İmplanttan kaynaklanan kalıcı ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi olmamalıdır.
- İmplantın 5 yıllık başarı oranı %85'ten, 10 yıllık başarı oranı ise %80'den az olmamalıdır (Zarb GA, 1998).

Bir grup araştırmcı ise implant tedavisindeki başarı kriterleri arasında implant çevresindeki sert doku miktarı, peri-implant yumuşak doku durumu, protez başarısı ve hasta memnuniyet miktarının geldiğini belirtmişlerdir (P Papaspyridakos, Chen, Singh,

Weber ve Gallucci, 2012). Sistemik olarak sağlıklı bireylerde, uygun şekilde yerleştirilmiş implantların 15 yıllık takip çalışmalarının sonucunda %95 başarı oranı gözlemlendiği de bildirilmiştir (Roccuzzo, Bonino, Gaudioso, Zwahlen ve Meijer, 2012).

Dişsiz maksiller arklardaki implantların uzun dönem başarı oranlarının %80'den fazla olduğu bildirilse de yetersiz dudak desteği, estetik problemler, konuşma bozuklukları, protez altında boşluk olması ya da çok fazla baskı oluşmasına bağlı olarak oral hijyen bozukluğu gibi sorunlarla karşılaşıldığını bildirilmiştir (Adell, Eriksson, Lekholm, Brånemark ve Jemt, 1990; Adell, Lekholm, Rockler ve Brånemark, 1981; Desjardins, 1992; Keller, Van Roekel, Desjardins ve Tolman, 1987).

2.2.4. Dental İmplantların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

Dental implantların endikasyonları arasında;

- HBP'lerdeki tutuculuğun yetersizliği,
- HBP'lerdeki stabilitenin yetersizliği,
- HBP'lerin kullanımındaki fonksiyonel bozukluklar,
- HBP'lerin fonksiyonunu bozan parafonksiyonel alışkanlıklar,
- HBP'lerin kullanımının psikolojik olarak zor olması,
- Mevcut dayanak diş sayısı, dağılımının yetersizliği,
- Ağızdaki mevcut diş sayısının SP yapımına izin vermemesi,
- Diş agenezisi,
- Komşu dişleri sağlıklı tek diş eksikliklerinde,
- Hastaların protezden beklentilerinin yüksek olması gibi durumlar sayılabilmektedir.

Mutlak kontrendikasyonlar;

- Majör psikolojik bozukluklar,
- Riskli kalp patolojileri,
- Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar,
- Alkol ve ilaç bağımlılıgı,

- Hastanın yaşı (büyüme çağındaki genç hastalar).

Göreceli kontrendikasyonlar;

- Yetersiz kemik hacmi ve/veya kötü kemik kalitesi,
- Yetersiz interoklüzal mesafe,
- Risk taşıyan hastalar (radyoterapi görmüş hastalar, bruksist hastalar, kontrol edilemeyen periodontitis hikayesi olan hastalar, sigara kullanıcıları vb.) (Yüzbaşıoğlu, 2006; Zohrabian ve diğerleri, 2015).

2.2.5. Cerrahi Protokol

Dental implantasyonda önemli faktörlerden biri de kemiğin kalite ve kantitesidir (Zohrabian ve diğerleri, 2015). Dental implantların ilk çıkış tarihi esas alındığında sadece yeterli kemik miktarına sahip (yükseklik ve genişlik) full dişsiz hastaların tedavisinde endike olduğu düşünülse de, günümüzde neredeyse tüm dişsiz boşluklar implantasyon için uygun görülmektedir (Benic ve Haemmerle, 2014).

İmplantasyon için yeterli kemik olmadığında, kemik ogmentasyon teknikleri kullanılabilmektedir. Bennic ve Hammerle uygun endikasyonda kullanıldığında ve kemik rejenerasyonu için yeteri kadar iyileşme zamanının beklendiği durumlarda bu tekniklerin öngörülebilir sonuçlar gösterdiğini bildirmişlerdir (Benic ve Haemmerle, 2014). Yeterli kemik miktarına sahip (yükseklik ve genişlik) olmayan hastalarda ileri cerrahi teknikler uygulanabilmektedir.

Uygulanabilen ileri cerrahi teknikler arasında;

- Kemik ogmentasyon teknikleri,
- Sinüs lifting işlemleri,
- Onlay Kemik Greft uygulamaları,
- Yönlendirilmiş kemik rejenerasyon işlemleri sayılabilmektedir (Zohrabian ve diğerleri, 2015).

Diğer yandan cerrahi kemik rejenerasyon tekniklerine alternatif olarak günümüzde kısa ve dar çaplı implantlar da kullanılabilmektedir (Nisand ve Renouard, 2014).

Eski çalışmalarda implantasyondan sonra yeterli kemik iyileşmesinin sağlanması ve osseointegrasyon için en az 6 ay beklenmesi önerilmiştir. Günümüzde ise implant yüzey özelliklerinin gelişimine bağlı olarak bu süre daha da kısalmıştır (Wennerberg ve Albrektsson, 2009). İmplant yüzey özelliklerinin geliştirilmesi fiziksel, kimyasal, biyokimyasal yöntemler kullanılarak yapılabilmektedir. Örneğin tornalama, titanyum plazma sprey uygulaması, kumlama yapılması; implant yüzeylerinin bifosfonatlar, biyoaktif peptidler, biyoaktif ajanlar, polimerler, hidrofilik ajanlar kullanılarak kaplanması, nanoyüzeylerdeki değişimler, biyoseramik kullanımı gibi çeşitli tekniklerin kullanılmasına bağlı olarak osseointegrasyon için beklenen sürede azalmalar meydana gelmiştir (Gürsoytrak, 2013). Yapılan çalışmalarda modifiye Sand Blasted-Large Grit-Acid Etched (SLActive) yüzeylerinde osteoblastların büyüdüğü, alkalen fosfataz aktivitesinin arttığı ve osteokalsin üretimi ile karakterize daha farklılaşmış bir fenotipe sahip osteoblastların gözlemdiği bildirilmiştir (Gürsoytrak, 2013). TiO_2 parçacıkları ile pürüzlendirilme de implant yüzey geliştirme yöntemleri arasında sıklıkla kullanılmaktadır. Bu tekniğin en yaygın olarak kullanıldığı implantlar Astra–Tech firmasına ait TiOblastTM implantlarıdır (Rasmusson, Roos ve Bystedt, 2005).

Bazı durumlarda diş çekimini takiben yapılan implantasyonlarda tedavi süresi oldukça kısa tutulmaktadır. İmmediate yükleme adı verilen bu uygulamalar spesifik klinik durumlarda oldukça öngörülebilir sonuçlar sergilemektedir (De Bruyn, Raes, Östman ve Cosyn, 2014). Diğer yandan immediate yükleme sonucunda yumuşak ve sert doku şekillenmesine bağlı olarak bazı estetik komplikasyonlar gözlemlenebileceği de bildirilmektedir (Figuero, Graziani, Sanz, Herrera ve Sanz, 2014).

Yıllar boyunca klasik cerrahi uygulamalarda değişim gözlemlenmiştir. Üç boyutlu görüntülerdeki gelişmelerle birlikte preoperatif diagnoz ve implant cerrahisinde de gelişmeler gözlemlenmiştir (Harris ve diğerleri, 2012). Ayrıca son yıllarda rehber cerrahi plak tekniği sayesinde implant yerleşimi geliştirilmiş, cerrahi uygulamalarda geçen zaman kısaltılmış, postoperatif komplikasyonlarda azalma gözlemlenmiştir (Wennerberg ve Albrektsson, 2009).

2.2.6. Protetik Protokol

İDP'ler Misch'e göre 5 farklı şekilde sınıflandırılmıştır (Misch, 2004);

- P1; Normal diş boyutlarında İDSP
- P2; Normalden daha konturlu İDSP

- P3; Vertikal yönde hem diş hem de dişeti restorasyonun bulunduğu İDSP
- P4; Çenelerin anterior ve posterior bölegelerine implant yerleştirilen İDHP
- P5; Çenelerin yalnızca anterior bölgesine implant yerleştirilen İDHP.

İDP'ler Bueno-Samper ve arkadaşlarına göre 3 grupta sınıflandırılmıştır (Bueno-Samper, Hernadez-Aliaga ve Calvo-Guirado, 2010);

- İDSP,
- İmplant destekli yarı sabit protezler,
- İDHP (overdenture protezler).

Bu sınıflandırmalar göz önüne alındığında var olan ya da eksik diş sayısına göre protetik implant planlaması tek diş eksikliklerinde, çoklu diş eksikliklerine imkan veren İDSP'lerde, İDHBP'lerde, tam çene arkı İDSP'lerde, implant destekli overdenture uygulamalarında uygulanabilmektedir. Özellikle de komşu dişlerde herhangi bir preparasyon, çürük, malokluzyon olmadığı tek diş eksikliklerinde sıklıkla kullanılmaktadır. İki ya da daha fazla sayıda diş eksikliği olan olgularda diş kaybı sayısı ve yerleştirilen implant sayısı birbirini karşılıyorsa eğer İDSP yapılabilmektedir. Örneğin 5 üye diş kaybı olan vakalarda 5 adet implant yerleştirmek yerine üç adet implant ile İDSP yapımı da mümkündür. Total dişsiz çenelerde İDSP yapımına karar verildiğinde en az 6 adet implant ile restorasyon yapılmasının gerekliliği bildirilmiştir. Total dişsiz maksillada İDHP yapımına karar verildiğinde en az dört adet implatın uygun olacağı bildirilmiştir. Total dişsiz mandibulada İDHP yapımına karar verilirken 2002 yılında McGill Konsensus Konferansı'nda alınan kararlara uyulması uygun olacaktır. Bu konferansta, mandibulaya yerleştirilen iki adet implantın, İDHP yapımına olanak sağlaması ve ilk tedavi seçeneği olması gerektiği uzman prostodontistler tarafından kabul edilmiştir. Bu planlamanın İDHP'lerde kabul edilebilen stabilite, çiğneme etkinliği, kullanım kolaylığı, düzelmiş fonasyonla sonuçlandığı bildirilmiştir. Farklı populasyonlarda yapılan iki adet implant ile yapılan İDHP kullanımı ve TP kullanımı karşılaştırmalarında hastaların yaşam kalite indekslerinin İDHP kullanan hasta populasyonlarında daha yüksek gözlemlendiği bildirilmiştir (Feine ve diğerleri, 2003).

Ayrıca protetik planlama yapılırken interimplant mesafeler de önemli olmaktadır. Doğal dişler ile implantlar arasında ki boşluklar da planlamalarda önemli

olmaktadır. Literatür incelemesi yapıldığında implant diş arası mesafe ile interimplant mesafesinin 3mm olması gerektiği bildirilmiştir (Hobo S, 1996).

2.2.6.1. Vidalı veya Simante Sistem Kullanımı

Yapılan protetik restorasyonlar, implantlara vidalanarak veya siman kullanılarak birleştirilmektedir. Okluzal mesafenin fazla olduğu vakalarda simante sistemlerin endike olduğu bildirilmiştir (Sailer, Mühlemann, Zwahlen, Hämmerle ve Schneider, 2012).

Taylor ve Agar, Siman kullanılan sistemlerin 5 özelliğini şu şekilde belirtmiştir.

- Vida için yuva bulunmamasının okluzyona ya da estetiğe etkisi yoktur.
- Kullanılacak komponent sayısının az olması maliyeti azaltmaktadır.
- Vida kaybı gibi komplikasyonlar oluşmamaktadır.
- Pasif uyuma sahip restorasyon imkanı daha fazla olmaktadır.
- Simante sistemler geleneksel diş destekli yöntemlere daha fazla benzemektedir (Taylor ve Agar, 2002).

Okluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda vidalı sistemlerin endike olduğu bildirilmiştir. Vidalı sistemler daha pahalı olmalarına rağmen artık siman riski olmamasına ve istenildiği zaman çıkarılmasına imkan sağlaması bakımından avantajlıdır. Bu sebepten vidalı sistemler yaygın olarak kullanılmaktadır (Sailer ve diğerleri, 2012). Vidalı sistemler kullanılacağı vakalarda klinisyenlerin yivli vidaların özelliklerini göz önünde bulundurmaları gerektiği bildirilmiştir. McGlumphy ve ark. vida kaybına engel olan bir çok faktör olduğunu bildirmişlerdir (McGlumphy, Mendel ve Holloway, 1998). Vida kaybını engellemek için;

- Okluzal kuvvetler dişlerin uzun akslarına paralel gelmelidir.
- Kantilever uzunluğu minimal olmalıdır,
- Posteriordaki çatışmalar elimine edilmelidir.
- Sentrik okluzyondaki temaslar dişlerin uzun aksına paralel olmalıdır.
- Anterior rehberlik doğal dişlerle paylaşılmalıdır.
- Tek diş restorasyonlardaki antirotasyonel kuvvetler dikkate alınmalıdır.

- Komponentler üreticilerin talimatları doğrultusunda torklanmalıdır.
- Alt yapılar pasif uyum göstermelidir (McGlumphy ve diğerleri, 1998).

2.2.6.2. Okluzal Materyaller

Protez dişlerdekine benzer olarak akrilik rezin okluzal yüzeyler, okluzal kuvvetlerde absorbsiyona neden olmaktadır. Bu durumda kuvvetler kemiğe iletilememektedir. Ayrıca akrilik rezin okluzal yüzeylerin travmatik kuvvetlerin kemiğe yayılımını engellediğini ve implant-kemik bağlantısına zarar vermediği de bildirilmiştir. Sonuç olarak akrilik rezin okluzal yüzey kullanımı implant kayıp riskinde azalma olacağı düşünülmektedir (Bra-nemark, Zarb, Albrektsson ve Rosen, 1986; Skalak, 1983). İmplant destekli restorasyonların full ya da parsiyel dişsiz hastalarda kullanılmaya başlanması ile birlikte kullanılan materyallerdeki fiziksel ve mekanik özelliklerde gelişmeler gözlemlenmiştir. Günümüzde metal ve seramik okluzal yüzeyler yüksek estetik özellikleri ve aşınmaya karşı olan dirençleri göz önünde bulundurulduğunda sıklıkla kullanılmaktadır (S. E. Gracis, Nicholls, Chalupnik ve Yuodelis, 1991; Hobkirk ve Psarros, 1992).

Protetik tedavi, ölçü alma işlemi ile başladığından net ölçü kavramının protetik protokolde oldukça önemli olduğu düşünülmektedir.

2.3. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü

Ölçü işlemi; çeşitli maddeler ve uygulamalarla preparasyon sahasının, ağız içinin ya da herhangi bir bölgenin tam negatifinin elde edilmesi anlamına gelmektedir (Birnbaum ve Aaronson, 2008). Ölçü netliğinin kalitesinin, ana modelin netliğini etkilediği bildirilmiştir. Bu duruma bağlı olarak net bir ölçü elde edilmediği durumlarda final restorasyonlarının uyumunun da başarılı olmayacağı düşünülmektedir. Final restorasyonlarının uyumunun başarılı olmadığı durumlar misfit olarak adlandırılmaktadır. Misfitin gözlemlendiği durumlarda çeşitli mekanik ve/veya biyolojik komplikasyonlar gözlemlenebilmektedir. Biyolojik komplikasyonlara örnek olarak; protezlerdeki marjinal uyumsuzluklar, artan plak akumülasyonuna bağlı olarak yumuşak ve/veya sert doku reaksiyonları gösterilmektedir (Augthun ve Conrads, 1997; H. Lee, So, Hochstedler ve Ercoli, 2008; Leonhardt, Renvert ve Dahlén, 1999; Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, 1992). Mekanik komplikasyonlara örnek olarak; okluzal düzensizlikler, İDP'lerde vida kaybı, vida kırığı, implant kırığı gibi komplikasyonlar sayılabilmektedir (Burguete, Johns, King ve Patterson, 1994; Eckert,

Meraw, Cal ve Ow, 2000).

Yapılan çalışmalarda misfite sahip diş destekli sabit parsiyel protezlerin destek aldıkları dişlere fazladan kuvvet uyguladığı bildirilmiştir. Dişlere iletilen kuvvete bağlı olarak doğal dişler aksiyal yönde 25-100 µm, lateral 56-108 µm hareket edebilmektedir (Sahin ve Cehreli, 2001). Bu hareket doğal dişlerin sahip oldukları periodontal ligamanlar sayesinde olmaktadır. Buna bağlı olarak da doğal dişler maruz kaldıkları fazla kuvvetin yönüne bağlı olarak kemik içinde yer değiştirebilmektedirler (Y. Kim, Oh, Misch ve Wang, 2005).

Diğer yandan İDP'lerde kullanılan osseointegre dental implantlarda periodontal ligamanın olmaması sebebiyle implant destekli protezlerin zararlı kuvvetlere maruz kalması klinik açıdan oldukça zararlı olabilmektedir. Osseointegrasyondan sonra implantlar kemiğin esneme miktarına bağlı olarak aksiyal yönde 3-5 µm, lateral yönde ise 10-50 µm hareket edebilmektedir (Y. Kim ve diğerleri, 2005). Sonuç olarak implantların maruz kaldığı zararlı kuvvetleri tolere etmesinin doğal diş destekli restorasyonlara göre daha zor olduğu bildirilmektedir. Bu durumda da diş destekli restorasyonlardakine benzer komplikasyonlar oluşabilmektedir. Oluşabilecek komplikasyonları önlemek amacıyla da İDP'lerdeki net ölçü kavramı da önem kazanmaktadır.

Dental ölçülerde netliği değerlendirirken doğruluk ve gerçeklik bakımından değerlendirilme yapılmaktadır. ISO12836:2012 (Dentistry - Digitizing Devices For Cad/Cam Systems For Indirect Dental Restorations: Test Methods For Assessing Accuracy. Geneva: ISO, 2012) Açıklama 3.6'ya göre netlik; ölçüm sonuçlarının yakınlık değerleri ile ölçülen büyüklüğün gerçek değeri arasındaki sonuçtur. Netlik nitel bir kavramdır. Netliğin sayısal olarak tam benzeri gerçekliktir. Gerçeklik, test edilen ölçüm metodlarının orjinal geometriden olan sapmalarını tanımlamak için kullanılır (Chandran, Jagger, Jagger ve Barbour, 2010). Doğruluk ise belirlenen şartlarda tekrarlanan deney sonuçlarının kabul edilen ortak sonuçlarının hesaplanan standart deviasyon miktarına göre yakınlığıdır (A Ender ve Mehl, 2013; J. Kim ve diğerleri, 2015). Özetle doğruluk belli bir test grubundaki ölçülerin standart sapma değerini göstermektedir (Chandran ve diğerleri, 2010).

Netlik değerlendirilmesi çeşitli araştırmacılar tarafından çalışılmıştır. Assuncao ve ark. (Assuncao, Filho ve Zaniquelli, 2004) net bir ölçüyü herhangi bir düzlemde olan

50µm den küçük olan uyumsuzluk olarak tanımlamıştır. Bu uyumsuzluğun sadece ölçü tekniği ve kullanılan materyallere bağlı olmadığını bildirmişlerdir. İmplantların, ölçü parçalarının ve dayanakların üretimleri sonucunda sahip oldukları özelliklerin de uyumsuzluklarla da ilgili olduğunu bildirmişlerdir (Assuncao ve diğerleri, 2004).

İmplantolojide net ölçü elde edilmesindeki ana faktör implantların koronal kısımları oral kavite içinde yer alan parçaların arasındaki uyumla yakından ilgilidir. Klinisyenler protezlerin uzun dönem başarısı amacıyla protezlerin doğru pozisyonda yerleştirilebildiğinden ve pasif oturuma sahip olmasından emin olmalıdırlar (T Jemt ve Lie, 1995). Bu amaçla klinisyenler protetik tedaviye başlarken öncelikli olarak kullandıkları parçalar hakkında bilgi sahibi olmalıdırlar. Öncelikle kullanılan implant markası (Nobel Replace, Nobel Brånemark System, AstraTech Osseospeed, Straumann SLActive, vb.) ve kullanılan ölçü tekniklerine ait ölçü parçaları bilinmelidir. Kullanılan implant sistemlerinin klinik ya da radyografik muayene ile belirlenmesi mümkün olmamaktadır. Bu amaçla implantların markasının cerrahi aşamada kaydedilmesi uygun olacaktır. Ölçü aşamasına gelindiğinde kullanılan implant markasının kendine ait ölçü parçaları ile kullanılmalıdır. Piyasada kullanılan ölçü parçaları benzer özellikler göstersede farklı firmalara ait implantlar ve ölçü parçaları kullanıldığında parçalar arasında hassas bir uyum olamamaktadır. Sonuç olarak aynı marka implantların bağlantı kısımları aynı marka ölçü parçaları ile kilitlenmektedir ve bu kilitlenme özel geometrik formda olduğundan kullanılan implant markaları ile aynı marka ölçü parçalarının kullanımı gerekmektedir (Bhakta, Vere, Calder ve Patel, 2011). İmplantolojide bu amaçla kullanılan ölçü parçaları plastik ya da metal içerikli olduğundan ölçü parçalarının üretiminde standardizasyonun gerekli olduğu bildirilmiştir. Özetle ölçü alma işlemi esnasında implantlar ile ölçü parçaları arasında olan bağlantı ile model elde etme aşamasındaki ölçü parçaları ve dayanaklar arasındaki bağlantılarda yüksek hassasiyet olması gerektiği ve bu parçalar arasındaki net uyumun daha başarılı ölçü elde edilmesinde önemli olduğu bildirilmiştir (H. Lee, So, ve diğerleri, 2008).

İmplant ve protetik komponentlerin bağlantısı dayanak adı verilen parçalarla olmaktadır. Dayanaklar; implant stabilitesini sağlamak amacıyla farklı tiplerde mekanik, biyolojik, estetik özellikler sergilemektedirler. Almeida ve ark. (2013), Papaspyridakos ve ark. (2016) osseointegrasyon tamamlandıktan sonra protetik rehabilitasyonun başarısından implant ve dayanak arasındaki stabilitenin sorumlu

olduğunu bildirmişlerdir. (Almeida ve diğerleri, 2013; Panos Papaspyridakos ve diğerleri, 2016).

İmplant-dayanak bağlantı geometrisi; internal ve eksternal bağlantı olarak iki şekilde olmaktadır. Protetik parçaların eksternal antirotasyonel konfigurasyonda kullanımı ilk olarak Brånemark tarafından tanıtılmış ve en yaygın kullanılan implant dizaynı haline gelmiştir (Brånemark ve diğerleri, 1969, 1977). Başlangıçta eksternal bağlantı yapısı implant yerleştirilmesini kolaylaştırmak amacıyla kullanılmıştır (Finger, Castellon, Block ve Elian, 2003). Eksternal bağlantı sistemlerinin iki aşamalı cerrahi uygulamalarda kullanımının uygun olması, antirotasyonal mekanizmaya sahip olması, görünebilirliği, farklı sistemlerle uyumlu kullanıma imkan sağlaması gibi bazı avantajları vardır. Diğer yandan bu bağlantı şekli azaltılmış hegzagon yapısına bağlı olarak mikrohareketliliğe izin vermektedir. İlave olarak yüksek rotasyon merkezi lateral hareketlerdeki rotasyon rezistansına daha az izin vermektedir ve kemik rezorpsiyonuna sebep olabilecek implant dayanak arayüzünde olası bir boşluk oluşturmaktadır. Bu yüzden bu sistemlerin aşırı yüklenmiş vakalarda kullanılması önerilmemektedir (Maeda, Satoh ve Sogo, 2006).

İnternal bağlantılarda ölçü parçaları ile implantlar arasında mükemmel bir uyum vardır. Bu sayede ölçü ağızdan çıkartılırken kullanılan ölçü materyalinde zorlanmalar olabilmekte ve distorsiyonlar gözlemlenebilmektedir (Panos Papaspyridakos ve diğerleri, 2016). Ayrıca internal bağlantı şekillerinin daha az vida kaybı, vida kırığı ile sonuçlandığı ve daha yüksek seviyedeki kuvvetleri absorbe edebildiği bildirilmiştir. İnternal bağlantıların homojen stres dağılımına imkan tanıdığı bu sayede de krestal kemiğe iletilen kuvvetlerde azalmalar gözlemlenmiştir. Bu durumun bağlantının taper yapısı ve ve implant içine yerleşen iç bağlantının uzunluğu ile ilgili olduğu düşünülmektedir (Pita ve diğerleri, 2011). Yapılan araştırmalarda bağlantı şekillerinin implant seviyesindeki ölçülerdeki netliği istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$), fakat dayanak seviyesindeki ölçülerdeki bağlantı şekilleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Chen, 2015).

Dayanaklar ile protetik restorasyonlar arasındaki bağlantı hassasiyeti protetik tedavi başarısında önemli olsa da protetik tedavi başarısını etkileyen bir diğer faktör de protetik restorasyonların sergilediği pasif uyumdur. Bazı araştırmacılar klinik anlamda kabul gören evrensel pasif uyum kavramının henüz tanımlanmamış olduğunu

belirtmişlerdir (Karl, Winter, Taylor ve Heckmann, 2004; Sahin ve Cehreli, 2001). Bir grup araştırmacı pasif uyumu, protezlerin gerginliğe sebep olmadan sabitlenebilmesi olarak tanımlarken (Karl ve diğerleri, 2004), bir grup araştırmacı pasif uyumu dayanak ve protez alt yapısı arasında olması mümkün olan 10-150 µm'lik boşluk olarak tanımlamaktadır (Branemark, 1983; T Jemt ve Book, 1997). Jo ve ark. (Jo ve diğerleri, 2010) ile Sorrentino ve ark. (Sorrentino, Gherlone, Calesini ve Zarone, 2010) pasif uyumu, restorasyonun destek yapı ile hassas yüzey teması sağlayarak, protetik sistem veya çevre kemik dokuda statik kuvvetler oluşturmaması ve fonksiyonel kuvvetleri uygun bir şekilde dağıtması olarak tanımlamıştır.

2.3.1. İmplant Destekli Protezlerin Ölçü Netliğine Etkili Faktörler

Bir çok araştırmacı yaptığı araştırmalar sonucunda implantların ana modele transfer edilmesindeki hassasiyeti etkileyen birçok faktör olduğunu belirtmiştir (Irkeç, 2013; H. Lee, Ercoli, Funkenbusch ve Feng, 2008; J. Ma ve Rubenstein, 2012; Wee, 2000).

Bu faktörler şu şekilde sıralanabilir;

- Ölçü tekniği,
- İmplant ve dayanak seviyesinde ölçü,
- Ölçü işlemi sırasında, ölçü kopinglerinin ağız içerisinde splintlenmesi ve kullanılan splint materyali,
- Ölçü kopinginin modifikasyonu,
- Dental implantların sayısı ve açılanması,
- Dental implantların internal veya eksternal bağlantı şekilleri,
- Ölçü materyali,
- Dental implantların subgingival derinliği,
- Üretim hassasiyeti.

2.3.2. Ölçü Parçalarının Özellikleri

Liou ve ark. farklı yüzey özelliklerine sahip ölçü parçalarının ölçü netliklerinin farklı olduğunu bildirmişlerdir (Liou, Nicholls, Yuodelis ve Brudvik, 1993). Yapılan çalışmalarda kullanılan materyallerde değişimler yapılarak daha net sonuçlar elde

edilmesinin mümkün olduğu belirtilmiştir. Örneğin; akrilik rezin transfer kepleri ve altından üretilen dökülebilir dayanakların kullanımı sonucunda daha başarılı sonuçlar alındığı bildirilmiştir (Lorenzoni ve diğerleri, 2000; Paolo Vigolo, Fonzi, Majzoub ve Cordioli, 2005).

Ayrıca ölçü netliğini arttırmak amacıyla ölçü parçaları genişletilebilir, hava püskürtülerek mikropartikül abrazyon uygulaması yapılabilir ya da ölçü parçası yüzeyleri adeziv ile kaplanabilmektedir (Herbst, Nel, Driessen ve Becker, 2000; P Vigolo, Majzoub ve Cordioli, 2000; Paolo Vigolo, Majzoub ve Cordioli, 2003). Lee ve ark. subgingival yerleşimi fazla olan implantlarda; ölçü parçalarının uzunluğunu 4 mm arttırarak ölçüde oluşabilecek bozuklukların kompanse edilebileceğini bildirmişlerdir (H. Lee, Ercoli, ve diğerleri, 2008).

Sonuç olarak araştırmacılar ölçü parçalarının formlarının ölçü netliğini etkileyen önemli bir faktör olduğunu bildirmişlerdir (Rashidan, Alikhasi, Samadizadeh, Beyabanaki ve Kharazifard, 2012).

2.3.3. Kullanılan Ölçü Maddeleri

İDP yapımında ölçü alnırken ölçü maddeleri tek aşamalı ölçü prensibine uyularak kullanılmalıdır. Tek aşamalı ölçü; koyu kıvamlı (putty) ve akışkan kıvamlı (light body) ölçü maddelerinin eşzamanlı karıştırılmasını takiben ağza yerleştirilip ölçü alınması işlemidir(Wenz ve Hertrampf, 2008). İDP'lerin ölçülerinin alınmasında tek aşamalı ölçü alınmasının iki aşamalı ölçü alınmasına göre daha net sonuçlar ortaya koyduğu bildirilmiştir (H. Lee, So, ve diğerleri, 2008).

Birçok ölçü malzemesinin netliği çeşitli çalışmalarda değerlendirilmiştir. Polieterler (PE) ve polivinilsiloksanlar (PVS); ilave tipi silikonlara, polisülfidlere, reversible hidrokolloidlere, irreversible hidrokolloidlere, ölçü alçısına göre daha başarılı bulunmuştur (Assif, Nissan, Varsano ve Singer, 1999; Assuncao ve diğerleri, 2004; Barrett, de Rijk ve Burgess, 1993; Lorenzoni ve diğerleri, 2000; Wee, 2000). Kullanılan materyallerin netliğine etkili faktörler materyallerin özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Örneğin ıslanabilirlik, hidrofiliklik, kimyasal özellikler, rijidite, elastik hafıza, boyutsal stabilite netliğe etkili faktörler arasında sayılmaktadır.

Islanabilirlik, elastomerik ölçü malzemelerinin netliğine etki eden önemli bir özelliktir. Materyalin ıslanabilirliği, küçük yüzeylere akarak nüfuz etmesi ile doğru orantılıdır (Panichuttra, Jones, Goodacre, Munoz ve Moore, 1991; Rubel, 2007).

Hidrofiliklik, alçı karışımının yüzeye daha iyi yayılmasını sağlamaktadır (Rupp F1, Axmann D, 2008). Malzemeler kimyasal yapılarına bağlı olarak hidrofobik ya da hidrofilik karakterler göstermektedir. PVS'in ıslanabilirlik özelliğini arttırmak amacıyla üreticiler içeriklerine surfaktanlar ilave ederek bu materyalleri "hidrofilik PVS" adı altında piyasaya sürmüşlerdir. Güncel çalışmalarda, hidrofilik PVS'lerin PE'ler ile benzer hidrofilik özellikler gösterdiği belirtilmiştir (Rupp ve Geis-Gerstorfer, 2010). Son yıllarda PVS ve PE 'nin birleşimi olan polivinileter silikon (PVES)'lar üretilmiştir. Üreticilere göre, PVES yüksek boyutsal stabilite ve intrinsik hidrofilik özellikler göstermektedir. Yine de PVES'in netliği ile ilgili çalışma sayısı oldukça azdır (Nassar, Oko, Adeeb, El-Rich ve Flores-Mir, 2013; Pandita ve diğerleri, 2013; Schaefer, Schmidt, Goebel ve Kuepper, 2012).

Ölçü maddelerinde bulunması gereken bir diğer özellik rijiditedir. Direkt ölçü tekniğinde, ölçü malzemeleri ölçü kaşığını ağızdan çıkartırken ölçü parçalarında oluşabilecek olası yer değişimlerini engellemeli, ölçü parçalarını sabitlemek amacıyla yeterli rijidite sergilemelidir (Sorrentino ve diğerleri, 2010). PE'ler yeterince rijid olduklarından tam dişsiz ağızlarda ve çoklu implant yerleştirilen olgularda tavsiye edilmektedir (Sorrentino ve diğerleri, 2010).

Elastik hafıza da ölçü materyallerinin netliğini etkileyen önemli bir faktördür (Lu, Nguyen ve Powers, 2004). Elastik özelliği fazla olan materyal kullanımı ölçü parçaları ile implant ölçü materyali arasında oluşabilecek stresi azaltarak kalıcı distorsiyon oluşumu riskini azaltmaktadır (Paolo Vigolo, Fonzi, Majzoub ve Cordioli, 2004). Bu yüzden açılı implantların olduğu vakalarda PVS kullanımı daha makuldur (Sorrentino ve diğerleri, 2010).

Diğer yandan ölçü maddelerinin elastik özelliklerine bağlı olarak kapalı kaşık ölçü alındığında implant analoğu ölçü parçasına doğru ittirilmektedir. Analoğun vertikal konumu referans noktalarının daha apikalinde kalmaktadır. İmplant ile ölçü parçaları arasındaki ve implant analoğu ile dayanak arasındaki tolerans 0,022 - 0,100 mm arasındadır. Alçı modelden elde edilen alt yapılar ciddi klinik uyumlamaya ihtiyacı göstermektedir (T. Ma, Nicholls ve Rubenstein, 1997).

İDSP yapımında, PE ve PVS mükemmel boyutsal stabilite ve doğruluk gösterse de sıcaklıktaki değişimler, ölçü alınması ve dökülmesi arasında geçen zaman, alçı malzemesinin ıslanabilirliği ve dezenfeksiyon aşamaları distorsiyona sebep olarak

materyallerin netliğini etkileyebilmektedir (Campagni, Preston ve Reisbick, 1982; Gorman, McDevitt ve Hill, 2000).

Sonuç olarak; PVS ve PE'lerin özelliklerinin geliştirilmesi ile birlikte restorasyonların final uyumsuzluklarının nedenleri arasında bu materyalleri göstermek düşünülmemelidir. Sonuç olarak PVS ve PE'ler kliniklerde sıklıkla kullanılmaktadır (G. J. Christensen, 2008a).

Ölçü maddeleri hazırlandıktan sonra ölçü kaşıklarına yerleştirilmelidir. Metalik kaşıklar, bireysel kaşıklar, tam çene arkı perfore plastik kaşıklar olarak üç farklı tipte ölçü kaşığı mevcuttur. Metalik kaşıklar ve bireysel kaşıklar rijid yapıda iken tam çene arkı perfore plastik kaşıklar semi-rijid yapıdadır (Carrotte, Johnson ve Winstanley, 1998). Bir çok çalışma ölçü distorsiyonunu azaltmak amacıyla, ölçü materyalinden bağımsız olarak, rijid ölçü kaşığı kullanımının daha başarılı sonuçlarla sonuçlandığını bildirmişlerdir (Ceyhan, Johnson ve Lepe, 2003; Millstein, Maya ve Segura, 1998; Rueda, Sy-Muñoz, Naylor, Goodacre ve Swartz, 1996).

2.3.4. İmplant Destekli Protezlerin Geleneksel Ölçü Yöntemi:

Bugüne kadar üç farklı geleneksel ölçü yöntemi önerilmiştir.

- Açık ölçü (Pick-up) tekniği
- Kapalı ölçü (Transfer) tekniği
- Snap-fit (Press-fit) tekniği

2.3.4.1. Açık Ölçü (Pick-up)Tekniği

Açık ölçüler kare kesitli ölçü parçalarının implantlara vidalanmasını takiben bireysel kaşıklar ile elde edilir. Bireysel kaşıklarda, ölçü parçalarına ulaşmak için özel delikler hazırlanmaktadır. Ölçü parçaları implantlarla birleştirildikten sonra bireysel kaşıklar ağza tam oturmalıdır. Ölçü parçalarının koronal kısımları kaşıktan dışarı çıkacak şekilde olup vidaların sökümüne izin verecek tarzdadır. Ölçü maddesi kaşığa konup ağza yerleştirildikten sonra ölçü maddesinin polimerizasyonunun tamamlanması beklenmelidir. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra ölçü parçalarının vidaları gevşetilip implantlardan ayrılmalıdır. Alınan ölçüyü ağızdan çıkartırken ölçü parçaları ölçü maddesinin içinde kalmaktadır. İmplant analogları, ana model elde etmek amacıyla ölçü içinde kalan ölçü parçaları ile ağız dışında birleştirilmektedir.

Bu tekniğin dezavantajı, ölçü parçaları ile implant analogları birleştirirken rotasyonel hareket oluşma olasılığı ve implant analoğu ile ölçü parçaları arasında oluşabilecek misfitle sonuçlanan kör bağlantıdır (Carr, 1991).

2.3.4.2. Kapalı Ölçü (Transfer) Tekniği

Bu ölçü tekniğinde konik ölçü parçaları ve kapalı kaşık yardımıyla ölçü alınmaktadır. Ölçü parçaları implantlar ile birleştirilir, ölçü maddesi ölçü kaşığına yerleştirilirip ağza yerleştirilir, ölçü maddesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra kaşık ağızdan çıkartılır. Bu esnada ölçü parçaları halen ağızda sabit kalmaktadır. İmplant ölçüsü ağızdan çıkartıldıktan sonra ölçü parçaları sökülür, implant analogları ile ağız dışında birleştirilir. Ölçünün içinde oluşan ölçü parçası yuvalarına yerleştirilmektedir (Liou ve diğerleri, 1993).

Kapalı ölçü tekniğinin endikasyonları arasında;

- Kısa interark mesafesi olan hastalar,
- Ölçü alırken kusma refleksi olan hastalar,
- Posterior bölgedeki implantlara ulaşımın çok zor olduğu vakalar sayılabilmektedir (Liou ve diğerleri, 1993).

2.3.4.3. Snap-fit (Press-fit) Tekniği

Bir grup implant üreticisi snap-fit (press-fit) isimli plastik ölçü parçaları üretmişlerdir. Bu teknikte kapalı kaşık kullanılmaktadır, bireysel açık kaşık kullanımına gerek olmadığından, bu teknik açık ölçü tekniği olarak sınıflandırılamamaktadır. Aynı zamanda bu teknik, plastik ölçü parçalarının ölçü malzemelerinin içinde kalması sebebiyle kapalı ölçü tekniği olarak da sınıflandırılamamaktadır.

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 tam anlamıyla açık ölçü tekniği ne de tam anlamıyla kapalı ölçü tekniği olarak kabul edilmektedir (H. Lee, So, ve diğerleri, 2008).

Press-fit tekniği avantajları;

- Ölçü parçaları vidalanmadan uygun pozisyona basınç yardımıyla sabitlendiğinden kullanımı kolaydır,

- Uygulama zamanı kısadır,
- Hasta ve hekim tarafından kolay tolere edilmektedir.
- Press-fit ölçü parçalarının ölçü maddesinin içindeyken oluşabilecek hareketlerin üstesinden gelebildiği bildirilmiştir.

Sonuç olarak press-fit tekniğinin güvenle kullanılabileceği bildirilmiştir (Nissan ve Ghelfan, 2009).

2.3.5. Ölçü İşlemi Sırasında Ölçü Parçalarının Ağız İçerisinde Splintlenmesi

Splintlenmiş ve splintlenmemiş ölçüler, metal-akrilik rezin bağlantılı tam ark İDSP'lerin yapımı ile gündeme gelmiştir. Bu tekniğin altında yatan temel prensip, tüm ölçü parçalarının rijid bir materyal ile birleştirilerek ölçü alımı sırasında ölçü malzemesi içindeki hareketi önlemektir. İmplant ölçü netliğini değerlendiren bir çalışmada splintlenleme önemli bir adım olarak gösterilmiştir (Humphries, Yaman ve Bloem, 1990).

Splintlemede kullanılan materyaller arasında;

- Akrilik rezinler,
- Ölçü plasterleri (Assif ve diğerleri, 1999),
- Dual-cure akrilik rezinler (Assif ve diğerleri, 1999),
- Ortodontik teller,
- Prefabrike akrilik rezin barlar (Dumbrigue, Gurun ve Javid, 2000),
- Işıkla sertleşen kompozit rezinler (Assunção, Tabata, Cardoso, Rocha ve Gomes, 2008),
- Karbon çelik pinler sayılabilmektedir (Naconecy, Teixeira, Shinkai, Frasca ve Cervieri, 2004).

Bu materyaller arasında akrilik rezinler splintlemede sıklıkla kullanılmaktadır. Splintleme esnasında akrilik rezin yapısındaki büzülmenin minimum olması net ölçü elde edilmesinde oldukça önemlidir. Bazı araştırmacılar akrilik rezin yapısındaki büzülmenin minimum olması için splintleme materyalini belirli noktalardan çok ince şekilde bölüp aynı materyal ile tekrar birleştirildiği takdirde materyal büzülmesinin engellenebileceğini (Assif, Fenton, Zarb ve Schmitt, 1992; Inturregui, Aquilino, Ryther

ve Lund, 1993) veya tüm ölçü parçalarını splintleme materyali ile birleştirip materyalin tam polimerizasyonunu beklemeyi önermişlerdir (Hsu, Millstein ve Stein, 1993; Naconecy ve diğerleri, 2004). Sonuç olarak splintleme materyallerindeki gelişmelerin ve manipülasyon tekniklerinin olası distorsiyonu minimalize edeceği bildirilmiştir (H. Lee, So, ve diğerleri, 2008).

Yapılan çalışmalarda ağızda en fazla üç implantın yer aldığı durumlarda alınan ölçüler arasında ölçü netlikleri arasında fark bulunamamıştır. Üçten fazla sayıda ya da farklı açılarda yerleştirilmiş implatların varlığında alınan ölçüler karşılaştırıldığında splintlenmiş açık ölçü tekniğinin daha net sonuç verdiği bildirilmiştir (Assuncao ve diğerleri, 2004; Assunção, Britto, Ricardo Barão, Delben ve dos Santos, 2010).

Bazı yazarlar splintleme tekniği ile oluşabilecek problemler arasında;

- Splintleme materyallerinde oluşabilecek distorsiyonu (Spector, Donovan ve Nicholls, 1990),
- Splint materyali ve ölçü parçaları arasındaki bağlantılardaki kırılmaları göstermişlerdir (Burawi, Houston, Byrne ve Claffey, 1997).

2.3.6. İmplant Seviyesi Ölçü ve Dayanak Seviyesi Ölçü

İmplant seviyesinde ölçü tekniği, ölçü parçalarının yerleştirilmesinden sonra uygulanan açık ölçü ve kapalı ölçü tekniğini kapsamaktadır. Bu teknikte implantın tüm parçalarının konumu modele aktarılmaktadır. Bu tekniğin avantajları arasında,

- Geçici restorasyon hazırlığını kolaylaştırma,
- Daha estetik restorasyonlar yapımına imkan sağlaması,
- Malpoze implantların ölçü netliğinin daha başarılı olması,
- Laboratuvar ortamında daha kolay dayanak seçimine imkan sağlanması sayılmaktadır.

Abutment seviyesinde ölçü tekniği; doğal dişlerdekine benzer olarak direkt olarak ağız içerisine yerleştirilen dayanaklar üzerinden ölçü alınmaktadır. Bu yöntem, snap-fit ölçü tekniğinde uygulanabilmektedir. Bu teknikte implantın sadece baş pozisyonunun kaydı alınmış olmaktadır.

Dayanak seviyesinde ölçü tekniğinin dezavantajları arasında,

- Dokunma duyusunun hassasiyetinin gerekliliği ve
- İmplant ile dayanak arasındaki kilitlenme mekanizmasının uygun yerleşiminin önemi yer almaktadır (Alikhasi, Siadat, Monzavi ve Momen-Heravi, 2011; Irkeç, 2013).

2.3.7. Dental İmplantların Sayısı ve Açılanması

Dental implantların paralel yerleşimi anatomik kısıtlamalara bağlı olarak her zaman mümkün olamamaktadır. Bunun sonucu olarak da implantlar açılı olarak yerleştirilebilmektedir. Açılı yerleştirilen implantların geleneksel ölçü netliğine etkisi birçok yazar tarafından araştırılmıştır. 4-6 implant varlığında, implantlar eğer açılı olarak yerleştirilmişse ölçü netliğinin daha az olduğu bildirilmiştir (Akalin, Ozkan ve Ekerim, 2013; Assuncao ve diğerleri, 2004; Carr, 1991; Sorrentino ve diğerleri, 2010). 2-4 implant açılı ya da paralel yerleştirildiğinde ölçü netlikleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır (Choi, Lim, Yim ve Kim, 2007; Conrad, Pesun ve Hodges, 2007a; Jo ve diğerleri, 2010).

Yapılan araştırmalarda üç ya da daha az sayıda implant yerleştirilen vakalarda açık ya da kapalı ölçü teknikleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Dörtten fazla sayıda implant yerleştirilen vakalarda ise açık ölçü tekniği ile alınan ölçülerin daha başarılı sonuçlar ortaya koyduğu bildirilmiştir (H. Lee, So, ve diğerleri, 2008).

2.3.8. Dental İmplantların Subgingival Yerleşimi

Subgingival olarak derin yerleştirilmiş implantlarda, ölçü parçaları ölçü materyali içersinde az yer kaplamaktadır. Bu durum final netliğini etkileyen ölçü materyalinin ölçü parçaları ile olan stabilitesini azaltmaktadır. Bu durumun geleneksel ölçü netliğini etkileyebildiği bildirilmiştir (Jang, Kim, Shim, Lee ve Moon, 2011).

Conrad ve ark. ölçü parçalarının stabil olmadığı durumlarda, analoglar ile ölçü parçalarının birleştirilmesi esnasında rotasyon meydana gelebileceğini bildirmiştir (Conrad, Pesun ve Hodges, 2007b). Uzun ölçü parçalarının kullanımının subgingival ölçü netliğini arttırdığı bildirilmiştir. Her firmada uzun ölçü parçaları bulunmamaktadır. Uzun ölçü parçalarının mevcut olduğu firmalarda kullanılan parçalar tedavi maliyetini artırmaktadır (Wee, 2000).

2.4. İmplant Destekli Protezlerin Dijital Ölçü Yöntemi

İmplant destekli protezlerin üretiminin ilk aşaması ölçü alınmasıdır (Panos Papaspyridakos, Lal, White, Weber ve Gallucci, 2011). Diş hekimliğinde ölçüler geleneksel yöntemler ile ya da Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) yani kısaca CAD/CAM olarak adlandırılan dijital sistemler kullanılarak elde edilebilmektedir.

CAD/CAM sistemleri 1960'larda ilk olarak uçak sanayi ve otomobil endüstrisinde kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Bu süreci takip eden yıllarda CAD/CAM sistemleri diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır (Galhano, Pellizzer ve Mazaro, 2012). CAD/CAM sistemlerinin kullanılmasıyla beraber dünya çapında çok sayıda araştırmacı bu konu ile ilgili çalışmalarda bulunmuştur. Fransa'dan Dr. François DURET, İsviçre'den Werner MÖRMANN, ABD'den Dianne REKOW ve İsveç'den Matts ANDERSSON CAD/CAM sistemleri üzerine çalışan önemli isimler arasında yer almaktadır. Dr. Duret, dental CAD/CAM cihazını üreten ilk kişi olarak literatürde yer almaktadır. 1971 yılında Dr. Duret dayanak dişten optik ölçü elde eden ve sayısal olarak kontrol edilebilen freze makinesi kullanarak kuron yapabilen ilk dental CAD/CAM cihazını üretmiştir (Duret ve Preston, 1991). 1983 yılında ise Dr. Duret ilk defa CAD/CAM cihazı kullanarak kuron üretimini yapmıştır (Priest, 2005). Kasım 1985'de French Dental Association's International Congress'de bir saatten daha kısa zamanda eşinin posterior dişinin restorasyonunun sunumunu yapmıştır. Dr. Duret daha sonra the Sopha Sistemini geliştirmiştir (Davidowitz ve Kotick, 2011).

Dr. Mörmann ticari olarak kullanılan ilk CAD/CAM cihazını geliştirmiştir. Elektrik mühendisi olan Dr. Marco BRANDESTİNİ dişleri ışık ile tarama fikrini ortaya atmış ve Dr. Mörmann ile beraber çalışmıştır. 1985 yılında Dr. Mörmann ve Dr. Brandestini optik tarayıcı ve freze cihazını kullanarak ilk hasta başı inley yapımını gerçekleştirmişlerdir. Dr. Mörmann ve Dr. Brandestini kullandıkları cihaza "Computer-Assisted Ceramic Reconstruction (bilgisayar destekli seramik rekonstrüksiyon)" kelimelerinden uyarlanan CEREC adını vermişlerdir (Mörmann, 2006).

1980'lerin ortasında Dr. Rekow ve arkadaşları Minnesota Üniversitesi'nde dental CAD/CAM sistemleri ile ilgili araştırma yapmaya başlamışlardır. Kullandıkları sistemler verileri fotoğraflar ve yüksek çözünürlüklü tarayıcılar ile elde etmekte ve freze

işlemlerini 5-akslı cihazlarla gerçekleştirdiklerini bildirmişlerdir (E. Diannie Rekow, 1991).

1983'te Procera (bilinen adıyla Nobel Procera, Nobel Biocare, Zurih, İsviçre) sistemi Dr. Andersson tarafından dental kuronların yüksek netlikte üretimini sağlayan yeni bir sistem olarak tanıtılmıştır. Dr. Andersson aynı zamanda kompozit veneer restorasyonların yapımında CAD/CAM sistemlerini kullanan ilk kişi olarak literatürde yer almaktadır (Andersson, Carlsson, Persson ve Bergman, 1996).

1999 yılında CAD/CAM sistemlerinin gelişimi ve teknolojisi ile ilgili Mehl ve Hickel'in yaptığı çalışmada en yakın tarihli CAD/CAM gelişmesinin Kimura,Watanabe ve Shomura isimli araşırıcılar tarafından 1988 yılında Japonya'da gerçekleştirilmiş olduğunu belirtmişlerdir (A. Mehl ve Hickel, 1999).

Günümüzde dental kliniklerde CAD/CAM sistemlerinin kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. 2011 yılına kadar dünya çapında 30.000 diş hekiminin kendi tarama cihazları ve freze makinaları bulunduğu ve 15.000.000'dan fazla CEREC restorasyonun tamamlandığı düşünülmektedir (Sirona; 2008., y.y.).

CAD/CAM sistemlerinden görüntü kaydetmeye yarayan sistemler ofis tipi ve laboratuvar sistemleri olarak iki ana grup altında toplanmaktadır.

2.4.1. Ofis Tipi Sistemler

Günümüzde dijital ölçü elde etme amacıyla dental ofislerde sıklıkla kullanılan dört tip ürün bulunmaktadır. Bu ürünler;

- CEREC AC (Sirona, Charlotte, NC, USA),
- E4D Dentist (D4D Technologies, Richardson,TX, USA),
- iTero (Cadent, Carlstadt, NJ, USA),
- Lava COS (3M ESPE, St Paul, MN, USA) olarak sıralanabilmektedir.

Ağız içi dijital ölçü elde edilmesi hekimlere ölçünün seçimi, materyallerin karıştırılması ve materyallerin sertleşmesinin beklenmesinin egale edilmesi, ölçü artıklarının temizlenme işlemlerinin olmaması, ölçünün dezenfeksiyon işlemlerinin olmaması, ölçülerin laboratuvara gönderilmesine gerek olmaması gibi avantajlar sunmaktadır(G. Christensen, 2016).

The CEREC ve E4D cihazları ofis tipi kullanım ve frezeyle kombine çalışarak hasta başı üretime imkan sağlarken; the iTero ve Lava COS cihazları sadece görüntü elde etmek amacıyla kullanılabilmektedir(Birnbaum ve Aaronson, 2008; Güth, Keul, Stimmelmayr, Beuer ve Edelhoff, 2013).

2.4.1.1. CEREC Sistemi

1987 yılında tanıtılan CEREC Sistemi, dijital tarama cihazları ile kombine olarak çalışabilen freze unitesine de sahip olan ilk dental sistem olma özelliğindedir. Bu sistem klinisyenlere ticari olarak satılan seramik bloklardan tek seansta restorasyon üretme imkanı sağlamaktadır. İlk çıkan CEREC dijital sistemlerde sadece inley ve onleyler yapılabilmekteydi (Mörmann, 2006). Güncel CEREC dijital sistemlerden biri de 2009'da tanıtımı yapılan CEREC AC BlueCam (Sirona, Charlotte, NC, USA)'dir. CEREC AC BlueCam (Sirona, Charlotte, NC, USA) kuron, veneer ve köprü yapımına imkan sağlamaktadır. Bu sistem yarım ark çene ve tam ark çene ölçü elde edilmesine imkan sağlamaktadır (“Sirona introduces”, y.y.).

CEREC AC BlueCam (Sirona, Charlotte, NC, USA)'de sistemi mavi LEDs (light emitting diodes)'ten yayılan yoğun mavi ışığı kullanmaktadır. Sistem farklı açılardan mavi ışığı dişe yansıtmaktadır. Bu esnada çok az sapma oluşabilmektedir. Bu görüntüleme sistemi "Aktif Triangulasyon Sistemi" olarak adlandırılmaktadır (Mörmann, 2006).

Bu sistemi kullanmak için prepare edilen tüm diş yüzeyleri özel içerikli pudra ile kaplanmaktadır. Pudra kullanılmasının avantajı görüntülenecek objelerin matlaştırılmasıdır (van der Meer, Andriessen, Wismeijer ve Ren, 2012).

Dijital ölçü tamamlandıktan sonra, restore edilecek dişin görüntüsü 3D olarak oluşturulmaktadır. Tasarım aşamasında diş hekimleri dayın yer alacağı sınırları belirleyebilmektedir. Yazılım programları diş ve çevre dokuları karşılaştırabilir, gerekli olduğunda değişiklik yapılabilir ya da tonlamada farklılıklar meydana getirebilmektedir (Birnbaum NS, Aaronson HB, 2009; Ting-shu ve Jian, 2014).

Nihai tasarıma karar verildiğinde, freze aşaması başlamaktadır. Doğru renkte blok seramikler ya da komposite materyalleri freze ünitesine kolayca yerleştirilmektedir (Fasbinder, 2010; Poticny ve Klim, 2010).

Laboratuvarda üretim yapılacağında diş hekimleri dijital ölçüyü değerlendirebilmektedirler ve verileri laboratuvara yönlendirebilmektedir. Dental laboratuvarlar restorasyonu dizayn edebilmekte ve CAD/CAM teknolojisi yardımıyla freze yapabilmektedir. Ayrıca laboratuvarlar dijital görüntüleri sert rezin model elde etme amacıyla da üretebilmekte ve üretim aşamalarına geleneksel yöntemler ile de devam edebilmektedirler (Birnbaum NS, Aaronson HB, 2009).

2.4.1.2. The E4D Dentist System

The E4D Dentist System (Dream, Design, Develop, Deliver), 2008'de ilk defa kullanıma sunulmuştur. CEREC gibi bu sistemde aynı gün restorasyonun hastaya teslimine imkan sağlamaktadır (Birnbaum ve Aaronson, 2008). Bu sistem pudrasız bir sistem olarak piyasaya sürülmüştür ve bir dizayn ünitesi, "IntraOral Digitizer" olarak adlandırılan bir lazer tarayıcı ve freze ünitesini içerebilmektedir. Sistemin tarayıcı ucu çok küçük olduğundan kullanımı kolaydır, hastaların ağızlarını çok fazla açmasına gerek olmaması sistemin avantajları arasındadır (Birnbaum ve Aaronson, 2008).

The E4D sistemi, rijid yapıların, yumuşak dokuların, diş kesimlerinin ve ısırtma kayıtlarının alınmaısna imkan sağlamaktadır. Eğer ölçülerin taranması yapılıyorsa, sistem otomatik olarak ölçüyü dijital modele dönüştürebilmektedir (Galhano ve diğerleri, 2012).

Bu sistem kırmızı lazer demetlerini ve saniyede 20.000 devir yapan mikroaynaları kullanmaktadır. kullanmak için restorasyon yapılacak bölge geleneksel ölçüdeki gibi hazırlanmaktadır. Tarama aşamasında klinisyenler manuel tarama seçeneğini de seçebilmektedirler (Galhano ve diğerleri, 2012).

Okluzal kaydın elde edilmesi amacıyla karşıt arkın taranmasının yerine okluzal kayıt bir ölçü malzemesi yardımıyla elde edilmeli ve görüntüsü alınacak dişin üzerine yerleştirilebilmektedir. Tarayıcı elde edilen ölçü maddesi ve üzerine ölçü maddesi yerleştirilen dişin görüntüsü birleştirilmektedir. Bu sayede restorasyonlar uygun okluzal yüksekliklerde tasarlanabilmektedir. Tasarım yapan sistem otomatik olarak bitim sınırlarını algılayabilmekte ve ekran üzerinde bu sınırları işaretleyebilmektedir. Diş hekimlerinin bitim sınırlarına onay vermesinin ardından bilgisayar sistemi restorasyonu yapılacak dişi tasarlamaktadır. Günümüzde The E4D sisteminin tek seferde 16 üye restorasyon üretimine imkan sağlaması önemli bir avantaj olarak gösterilmektedir (Galhano ve diğerleri, 2012).

CEREC AC sistemi ile benzer olarak, bu sistem de hasta başında üretime izin veren bir komponent içermektedir. Bu sayede final restorasyonu çok daha kısa sürede üretilebilmektedir (Galhano ve diğerleri, 2012).

Eğer elde edilmek istenen yapı milleme merkezine gönderilecekse, optik ölçü DentaLogic yazılımı ile restorasyonun dizayn edileceği yerde modele dönüştürülebilmektedir (Galhano ve diğerleri, 2012).

2.4.1.3. The Cadent iTero

2007 yılında Cadent firması geleneksel kuron köprü üretimi için iTero'yu piyasaya sürmüştür. Diğer ölçü sistemlerinde kullanılan Triangulasyon sisteminden farklı olarak iTero "Paralel Confokal Görüntüleme Tekniğini" kullanmaktadır (Itero., 2008). Özel olarak cihaz görüntülenecek alan üzerine 100.000 adet paralel kırmızı lazer ışık demeti yansıtmakta ve yansıyan ışığı "analog-to-digital dönüştürücüler" kullanarak dijital veriye çevirmektedir (Lava Chairside Oral Scanner C.O.S, 2009).

Bu teknoloji tarama işlemlerini herhangi bir opak ajan uygulamasına gerek kalmadan yapabilmektedir. Bu sistemin bir dezavantajı kullanılan cihaz başlığının bahsedilen diğer 3 tarayıcıdan daha büyük olmasıdır (Birnbaum ve Aaronson, 2008).

"Paralel Confokal Görüntüleme Tekniğini"ni kullanan bu sistem pudrasız bir sistemdir ve görüntü elde etmek amacıyla kırmızı lazer ışığı kullanılmaktadır (Lava Chairside Oral Scanner C.O.S, 2009).

İşlemlere başlamak için hasta bilgileri, restorasyon tipi ve diş rengi bilgisayara girilmelidir. Sistem ses ve görsel komutlar ile hekime rehber olmaktadır. Ayrıca monitor her iki arkın 3D renkli modelini oluşturmak amacıyla kombine edilmektedir. Tüm full ark tarama aşamaları ortalama 3-5 dakika sürmektedir (Davidowitz ve Kotick, 2011).

Straumann ile yapılan bir ortaklık sonucunda implant uygulaması yapılan vakalarda yüksek başarı oranı hedeflenmiştir. iTero'nun açık bir sistem olmasının yanında, iTero'nun Dental Wings (DWOS) gibi sistemlerle uyumlu çalıştığı belirtilmiştir (Galhano ve diğerleri, 2012).

Sistem ses ve görsel komutlar ile hekime rehber olmaktadır. Tüm yapıların ve marjinlerin tamamiyle görüntülenmesi sağlanmaktadır (Glassman, 2009). Görüntü elde

edilmesi esnasında cihaz herhangi bir hareketin oluştuğunu tespit ederse, sistem bir sonraki aşamaya geçilmesine izin vermemekte ve görüntünün tekrar alınmasını istemektedir. Sonuç olarak görüntüler Standart Tesellation Language (STL) formatına çevrilebilmekte ve sistemle uyumlu olan herhangi bir yazılımda da işlenebilmektedir (Galhano ve diğerleri, 2012).

2.4.1.4. The Lava Chairside Oral Scanner (Lava COS)

The Lava Chairside Oral Scanner (COS) Şubat 2008'de piyasaya sürülmüştür (Birnbaum ve Aaronson, 2008). Sistem mobil dokunmatik ekran, bir tarayıcı ve bir kamera içermektedir. Sistemin içerdiği kamerada 192 LED ve 22 lens sistemi bulunmaktadır. Bu sayede "Aktive Wavefront Sampling Yöntemi" ile görüntüler video hızında elde edilebilmektedir. Dişler prepare edildikten sonra gingival dokular retrakte edilmektedir. Klinisyenler görüntülenecek bölgeyi tükürükten arındırmalı ve yüzeye ince bir tabaka titanyum dioksit pudra uygulamalıdır. Pudra uygulaması yeterli sayıda referans noktasının görüntülenmesine imkan verecek miktarda olmalıdır. Tarama işlemi sırasıyla okluzal, bukkal ve en son olarak da lingual yüzeylerin görüntülenmesi ile tamamlanmaktadır. En sonunda okluzal yüzeylerden ilave bir tarama işleminin daha yapılmasının uygun olacağı bildirilmiştir (Davidowitz ve Kotick, 2011).

The Lava Chairside Oral Scanner (COS) kullanıldığında monitor görüntüsü hemen oluşmaktadır. Oluşan görüntülerde rotasyonlar yapılabilmekte ve istenen kısımlar daha büyük büyütme altında değerlendirilebilmektedir. Bu sayede görüntüde herhangi bir artefakt ya da karıncalanmanın olmadığı tüm alanların düzgün bir şekilde taranabildiği değerlendirilebilmektedir. Klinisyenler 2D ve 3D görüntüler arasında değişiklikler yapabilmektedir (Davidowitz ve Kotick, 2011).

Görüntü üzerinde yapılan işlemler bittikten sonra, veriler kablosuz ağ yardımıyla laboratuvara gönderilmektedir. Laboratuvarlarda dayların kesimi ve marjin sınırları dijital olarak belirlenmektedir. Daha sonra veriler 3M firmasına gönderilmekte ve burada tekrar gözden geçirilmektedir. Final alçı modeli üretilmeden önce de veriler sentezlenmektedir. Alçı model daha sonra laboratuvara götürülmektedir. The Lava COS sadece Lava kuron ve köprülerinin üretimini yapmamakta aynı zamanda her türlü kuron, köprü yapımına da imkan sağlamaktadır (Davidowitz ve Kotick, 2011).

2.4.2. Laboratuvar Sistemleri

Günümüzde laboratuvarlar CAD/CAM sistemlerini sıklıkla kullanmaktadır. CAD/CAM teknolojisi tasarım programının sinterleme esnasında meydana gelen büzülmenin önüne geçilmesine imkan sağladığı bildirilmektedir. Bu bakımdan CAD/CAM teknolojisinin zirkonia kopinglerin üretimine imkan veren tek teknoloji olduğu bildirilmektedir (Davidowitz ve Kotick, 2011).

CAD/CAM'in laboratuvarlarda genel kullanım formu alçı modelin dijital tarayıcı ile taranması prensibine dayanmaktadır. Modellerde wax-up yapıldıktan sonra, ikinci bir tarama işlemi yapılmaktadır. Tasarım programı restorasyonun formunu belirlemek açısından elde edilen 2 görüntüyü dijital olarak birleştirmektedir. Bu sistemlerin en çok bilineni CEREC'in laboratuvar bazlı tasarım ve freze sistemi olan InLab modelidir. CEREC InLab, 3 üniteli köprü altyapılarının ve otomatik görsel okluzal uyumlandırmaların yapılmasına imkan sağlamaktadır. Sistem zirkonia çekirdeklerinin, IPS Empress ya da IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, USA) tam seramik restorasyonların üretimine de imkan sağlamaktadır (Davidowitz ve Kotick, 2011).

CAD/CAM sistemlerini laboratuvarlarda kullanmanın en büyük avantajı geçici restorasyonların tam olarak final restorasyonu gibi olacağını işaret etmesidir. Yeni dental teknisyenlerin CAD/CAM sistemlerini öğrenme süresi kısa olsa da dental teknisyenler her bir restorasyonu manuel olarak bitirmektedir. Sonuç olarak CAD/CAM teknolojisinin dental laboratuvar teknisyenlerinin yeteneklerinden bağımsız olmadığı görülmektedir (Davidowitz ve Kotick, 2011).

2.4.2.1. CAD/CAM Sistemlerinin Özellikleri

CAD/CAM sistemlerinin 1980'lerin başında diş hekimliğinde kullanımının yaygınlaşması ile birlikte dijital iş akışı terimi gündeme gelmiştir (Çağlar, i.; Yeşil Duymuş, z., Ateş, 2015). Uygulanan tekniğin kolaylığına, klinik ve prosedürdeki avantajlarına bağlı olarak dijital iş akışının endikasyon alanları oldukça artmıştır. Bu sebeple CAD/CAM kullanımı bir çok klinisyen ve laboratuvar için rutin olarak kullanılan teknolojik bir yeniliktir (Schwindling ve diğerleri, 2015). CAD/CAM kullanımı ile ilgili çalışmaların kısa dönem çalışma sonuçları umut verici olsa da bu konu ile ilgili uzun dönem klinik çalışma sayısı oldukça kısıtlıdır (Benic, Kohal ve Patzelt, 2015).

CAD/CAM sistemlerinin avantajları;

- Veri kaydı, veri yönetimi, verilerin saklama kolaylığı,
- Verilerin ve yöntemin standardizasyonunun kolay yapılması,
- Hatalar saptandıkları aşamada düzeltilebilir ilk işleme dönmeye gerek yoktur,
- Hekimler arasında ve teknisyenle olan iletişimde kolaylık sağlaması,
- Komponentlerin endüstride üretiminin mümkün olması,
- Yeni materyallerin geliştirilmesine imkan sağlaması,
- Laboratuvar işlemleri, ölçü dezenfeksiyon işlemlerinin olmaması,
- Uygulama zamanının kısa olması,
- İşlem sayısının az olması,
- Kullanımının kolay olması,
- Hastaların ölçü işlemini tolere etmesinin daha kolay olması,
- Restorasyonların netliğinin, güvenirliliğinin, sağlamlığının daha yüksek olması,
- Maaliyetinin daha düşük olması olarak sıralanabilmektedir (Abduo ve Lyons, 2013; Benic ve diğerleri, 2015; Boeddinghaus, Breloer, Rehmann ve Wöstmann, 2015; Andreas Ender ve Mehl, 2013; Fasbinder, 2006; Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama ve Tamaki, 2009; Patzelt ve Emmanouilidi, 2014; Tinschert, Natt, Hassenpflug ve Spiekermann, 2004).

CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları;

- İlk etapta yatırım amaçlı gereken maliyet,
- Ekipmanların bakımı için gereken ücretler,
- Bilinmeyen sonuçlara bağlı olabilecek korku,
- Yeni bir tedavi konseptini öğrenmeye olan olası ilgisizlik,
- Kullanıcıların eğitim almasının gerekliliği,
- Diğer kullanıcılardan edinilen bilgiler,
- Az sayıda kullanıcı olması,

- Tarama ve freze cihazlarının büyüklüğü,
- Dental laboratuvarlarla olan iletişim,
- Renk uyumu konusundaki endişeler,
- Olası renklenmeler,
- Restorasyonların kalite ve ömrü konusundaki bilinmezlikler sayılabilmektedir (Coelho Santos, Coelho Santos, Rizkalla, Madani ve El-Mowafy, 2013).

Genel olarak CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel bölümden oluşmaktadır;

- Veri toplanması,
- Tasarım yapan komponentler (CAD yazılımı),
- Üretim yapan komponentler (CAM) (Çağlar, i.; Yeşil Duymuş, z., Ateş, 2015).

Bu bölümler arasındaki ilk 2 aşama CAD fazına etkili olurken, son aşama CAM fazından sorumlu tutulmaktadır. Tüm bu aşamaların ortak sonucu olarak sistemin başarısı değerlendirilmektedir (Galhano ve diğerleri, 2012). CAD/CAM zincirindeki herhangi bir basamakta oluşabilecek hataların sistemi sonlandırabileceği ya da birbirini etkileyerek kümülatif sonuçlar sergileyebilmektedir (Chan, Chung, Haines, Yau ve Kuo, 2011; R Luthardt ve diğerleri, 2002). Sonuç olarak üç boyutlu (3D) analizler sayesinde, CAD/CAM aşamalarının her biri tek tek değerlendirilip olası hatalar elimine edilmeye çalışılmaktadır (Rudolph ve diğerleri, 2016).

2.4.3. Veri Toplanması

Veri toplanması aşamasında anatomik alanların, dayanakların ve dişsiz boşlukların 3D görüntüleri kaydedilmektedir. 3D kayıtlar; laser tarama, kontakt veri yakalama ya da son olarak kullanıma sunulan optik kameralar gibi bir çok teknikle gerçekleştirilebilmektedir (Quaas, Rudolph ve Luthardt, 2007; Schoenbaum, 2010). Bu aşamada yer alan işlem basamakları; ilerleyen aşamalar için de anahtar rol oynamaktadır. Üretim zincirinde optimizasyon sağlamak amacıyla bu aşamada yer alan basamaklarının azaltılmalıdır (Galhano ve diğerleri, 2012). Ayrıca bu aşama klinisyenin kontrolünde olan tek aşama olması sebebiyle de oldukça önem taşımaktadır (Giménez, Özcan, Martínez-Rus ve Pradíes, 2015a).

Veri toplanması, veri elde etme yöntemlerine göre ağız dışı dijital kayıt sistemleri (İndirekt yöntem, laboratuvar taraması) ve ağız içi dijital kayıt sistemleri (direkt yöntem) olarak 2 grup altında toplanmaktadır. Ağız dışı tarama sistemlerinin laboratuvarlarda kullanılmasının yanında, dental kliniklerde ağız içi tarama sistemleri de kullanılmaktadır.

2.4.3.1. Ağız İçi Dijital Ölçü Yöntemleri (Direkt Yöntem)

Ağız içi dijital ölçü sistemlerinde herhangi bir ilave basamak olmadan cihazların kullanım talimatlarına uyularak ağız içinden direkt ölçü alınabildiği için bu veri toplama işlemlerine bilgisayar destekli ölçü (Computer Aided Impression, CAI) adı da verilmektedir (Quaas ve diğerleri, 2007; Schoenbaum, 2010).

Ağız içi dijital ölçü sistemlerine etki eden klinik faktörler:

- Çalışılan ortamda bulunan nem (kan ve tükürük gibi),
- Hastanın ve hekimin hareketi,
- Oral kavitedeki sınırlı çalışma alanı,
- Yumuşak doku morfolojisi kaydı ile ilgili kısıtlı bilgi vardır (R. G. Luthardt, Walter, Weber, Koch ve Rudolph, 2007).

Bu faktörlere bağlı olarak ağız içi dijital tarama cihazlarının ağız dışı dijital tarama cihazlarına göre daha küçük bir tarayıcı ucu vardır (Rudolph ve diğerleri, 2016).

Ağız içi dijital ölçü sistemi avantajları:

- Hastalar için tolere edilmesi kolaydır.
- Geleneksel ölçü alma işlemi yoktur.
- Ölçü maddelerindeki olası genleşme, büzülme ve distorsiyon elimine edilmiştir.
- Ölçü paketlenmesi ve transfer işlemleri elimine edilmiştir.
- Sarf malzemesi maaliyeti yoktur.
- Malzeme hazırlama aşaması yoktur.
- Ölçü dezenfeksiyon aşaması yoktur.
- Ölçü tekrarı kolaydır.

- Ölçü maddelerine alerjisi olan hastalarda uygulanması kolaydır.
- Alçı model elde etme aşaması yoktur.
- Laboratuvarda yapılan day hazırlama, tirimleme, modelaj, artikülasyon aşamaları elimine edilmiştir.
- Marjinal uyumsuzluk riski azaltılmıştır.
- Elde edilen görüntülerin bitim çizgisinin değerlendirilmesi kolaydır.
- Dijital görüntülerin uzun dönem saklanması kolaydır.
- Diş hekimi ve dental teknisyen arasındaki iletişim hızlıdır (Birnbaum ve Aaronson, 2008; Boeddinghaus ve diğerleri, 2015; Kattadiyil, Mursic, Alrumaih ve Goodacre, 2014; Patzelt ve Emmanouilidi, 2014; Ting-shu ve Jian, 2014).

Ağız içi dijital ölçü sistemi dezavantajları:

- Sistemlerin sürekli güncellenmesi gerekmektedir.
- Optik sistemler olduğundan sadece görünebilen alanları kaydedebilmektedirler.
- Kan, tükürük, subgingival bitim sınırları tarama aşamasını etkilemektedir.
- Tarama alanının uzunluğunun artmasına bağlı olarak teknolojik hatalar olabilmektedir.
- Kullanılan cihazlar yeni teknolojilere göre geride kalabilmektedir Boeddinghaus ve diğerleri, 2015; Chochlidakis ve diğerleri, 2016; Giménez, Pradíes, Martínez-Rus ve Özcan, 2015).

2.4.3.2. Ağız Dışı Dijital Ölçü Yöntemleri (İndirekt Teknik, Laboratuvar Taraması)

Geleneksel ölçülerin ve/ve ya geleneksel ölçülerden elde edilen modellerin laboratuvarda taranması ile indirekt dijital ölçüler elde edilmektedir. Bu sebepten yüksek netlikte kayıt sağlayan ağız dışı dijital ölçü sistemleri halen geleneksel ölçü netliğini etkileyen faktörlerden etkilenmektedir (Güth, Edelhoff, Schweiger ve Keul, 2015). Yine de indirekt dijital ölçü yönteminin sıklıkla kullanılan bir ölçü alma yöntemi olduğu düşünülmektedir (Andreas Ender ve Mehl, 2013; Quaas ve diğerleri, 2007).

2.5. İmplant Destekli Protezlerin Dijital Ölçü Netliğine Etkili Faktörler

Literatür taraması yapıldığında implant destekli protezlerin dijital ölçü netliğine etki eden tüm faktörlerin belirtildiği bir çalışma bulunamamıştır. Farklı araştırmacılar dijital ölçü netliğine etkili olabilecek parametreleri değerlendirmişlerdir.

2.5.1. Kullanılan Dijital Görüntü Keplerinin (Scanbody) Özellikleri

Ağız içi ya da ağız dışı dijital ölçü alınacağı zaman doğru implant pozisyonunu belirlemek amacıyla görüntü kepi ya da scanbody olarak adlandırılan dijital ölçü parçaları kullanılmaktadır (Joda, Wittneben ve Brägger, 2014).

Ağız içi dijital ölçü alınacağı zaman dijital görüntü kepleri implantlar üzerine yerleştirilirken; ağız dışı dijital ölçü alınacağı zaman dijital görüntü kepleri analoglar üzerine yerleştirilmektedir (Stimmelmayr, Güth, Erdelt, Edelhoff ve Beuer, 2012).

Günümüzde kullanılan iş akışında görüntü kepi ile elde edilen veriler CAD modelinin ilişkili olduğu yazılımlar ile çakıştırılmaktadır. Bu yazılımlar sayesinde doğru implant pozisyonları belirlenebilmekte ve küçük tarama artefaktları kompanse edilebilmektedir. Her iki yüzeyin kaydı da en yakın tekrarlamalı noktaların algoritmaları ile yapılabilmektedir. Nokta bulutundaki her yüzeyin tepe noktası en yakın nokta bulutundaki tepe noktası ile eşleştirilmektedir (Besl ve McKay, 1992).

Piyasada farklı özelliklerde görüntü kepleri mevcuttur örneğin Ti- Base Setleri; 1 adet titanyum dayanak, 1 adet titanyum dayanak vidası ve 1 adet de dayanak üzerine yerleştirilen görüntü kepini (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) içermektedir. Dayanak, dayanak vidası ile implanta sabitlendikten sonra üzerlerine görüntü kepi olarak adlandırılan tarama parçası yerleştirilip dijital ölçü alınmaktadır. Bu sistemde kullanılan dayanaklar final restorasyonların alt yapısında da kullanılmaktadır (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany).

Ayrıca son yıllarda Encode Dayanaklar (Encode; Biomet 3i, Palm Beach Gardens,Fla) olarak adlandırılan yeni bir CAD/CAM dayanak sistemi de kullanıma sunulmuştur. Bu sistem kodlanmış iyileşme dayanaklarından yardım alarak implant derinliğini, çapını, hex oryantasyonu, gingival dokuların lokasyonunu ve implantların oryantasyonunu belirtmektedir. Kapalı ölçü kaşığı ile ölçü alınmasını takiben ana model elde edilmektedir. Ana model tarandıktan sonra tam implant pozisyonları görsel olarak da kontrol edilmektedir. Sonuç olarak, Encode dayanak sisteminden alınan bilgiler

titanyum ya da zirkonia dayanakların millenmesinde kullanılmaktadır (Abduo ve Lyons, 2013).

Çeşitli firmaların farklı yapıda görüntü kepleri vardır. Örneğin seramik silindirik (white opak), polietereterketon (PEEK) polimerleri (Camlog), PEEK silindirleri (Createch), Titanium/paper markerlar sayılabilmektedir (Moreira, Rodrigues, Pinho, Fonseca ve Vilaça, 2015). Kullanılan dijital görüntü kepleri implantlara vidalanarak ya da klipsler ile oturtulmaktadır (Moreira ve diğerleri, 2015). Farklı ölçü tekniklerinin geliştirilmesinden sonra, dijital görüntü kepleri dijital data yakalamasında çok etkili olduğundan dijital görüntü keplerinın orjinal implantlara ve analoglara net oturumunun önemli olduğu bildirilmiştir (Stimmelmayr, Beuer ve Edelhoff, 2016).

Dijital görüntü keplerinin yükseklikleri de dijital ölçü netliğinde etkili bir faktördür. Dijital görüntü keplerinin tamamen görünür oldukları vakalardaki hata oluşumuna yatkınlıkları kısmi görünür oldukları vakalara göre daha azdır. Açılı görüntü kepi kullanımının da düz olanlara göre daha net sonuç verdiği bildirilmiştir (Gimenez-Gonzalez, Hassan, Özcan ve Pradíes, 2016).

Kullanılan görüntü kepleri farklı geometrik formlarda olabilmektedir. Görüntü kepleri küresel ve silindirik formlarda ve farklı çeşitlerde olabilmektedir. Görüntü keplerinin seçilen formları kullanılan sistemler ve implant çapı ile alakalıdır. Ticari olarak piyasada bulunan görüntü kepleri 3-17 mm yüksekliklerde olmaktadır (Fluegge, Att, Metzger ve Nelson, 2015).

Flügge ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada daha kısa ve daha dar görüntü kepi kullanımının daha az netlikte veri kümesi oluşturduğunu bildirmişlerdir (Fluegge ve diğerleri, 2015).

Stimmelmayr ve ark. yaptıkları in-vitro çalışmada dijital görüntü keplerinın tekrarlayan kullanımları sonucunda ağız içi tarama cihazlarında 39 μm, ağız dışı tarama cihazlarında 11μm farklılık oluştuğunu bildirmişlerdir (Stimmelmayr ve diğerleri, 2012).

Sonuç olarak taranabilen ölçü parçaları, dijital ölçü sistemlerinin netliğini arttırmaya yardımcı komponentlerdir ve bu parçalarla ilgili daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır (Kattadiyil ve diğerleri, 2014).

2.5.2. Opak Ajan Özellikleri

Ağız içi tarayıcılarda yansımayı önlemek ve ölçülebilir yüzeyler elde etmek amacıyla opak ajanlar ince bir katman halinde uygulanmalıdır (Chan ve diğerleri, 2011). Kullanılan opak ajanlara pudra örnek olarak verilebilmektedir. Yüksek ölçü netliği için kullanılan pudra olabildiğince eşit kalınlıkta olmalıdır (Dehurtevent, Robberecht ve Behin, 2015). Herhangi bir fazlalık ya da day modeldeki eksik bir uygulama hatalara sebep olabilmektedir (Chan ve diğerleri, 2011). Görüntü kepi üzerine uygulanan pudranın ilave kalınlığa sebep olduğu da bildirilmiştir. Pudralı sistemlerde homojen yüzey elde etmek amacıyla fazla pudra hava spreyi ile uzaklaştırılmalıdır. Bitim sınırları mikrofırçalar ile temizlenmelidir (Boeddinghaus ve diğerleri, 2015). Tarayıcılardaki programlar pudralama işlemini göz önünde bulundursalar bile, pudra kalınlığının klinisyene bağlı olduğu ve tarama netliğini azalttığı bildirilmiştir (Rhee, Huh, Cho ve Park, 2015).

CEREC AC Bluecam ile yapılan klinik çalışmada diğer ağız içi sistemlerle karşılaştırıldığında pudra kalınlığının ortalama 20-40 μm olması gerektiği bildirilmiştir. Klinik uygulamalarda ortalama pudra kalınlığının bilinmesi, üretim zincirindeki basamaklardaki deviasyonların ayarlanmasına imkan sağlamaktadır (Dehurtevent ve diğerleri, 2015).

Titanyumoksitin, opak ajan olarak kullanılabildiği de bildirilmiştir. Loos ve ark. tarama yapılmadan önce titanyumoksit uygulanmasının yüzey geometrisini değiştirdiğini ve mükemmel internal uyumdan sapmalara sebebiyet verdiğini bildirmişlerdir (RG Luthardt, Loos ve Quaas, 2005).

3D lazer tarayıcılar indirekt dijital ölçü elde etmek amacıyla kullanıldığında parlak görüntü kepi yüzeyine magnezyum oksit pudra uygulanmaktadır. Bu sebepten dijital ölçü ile geleneksel ölçü arasındaki olası veri farklılıklarının ayrımı yapılamamaktadır (Rhee ve diğerleri, 2015).

CEREC AC Bluecam'e benzer olarak LavaCOS'da oldukça az miktarda pudraya ihtiyaç duyulmaktadır. Burada dikkat edilmesi gereken LavaCOS'da pudranın yansımayı önlemek amacıyla kullanılmayıp, tarama esnasında küçük partiküllerin bağlayıcı(connector) olarak kullanılmasıdır (Patzelt ve Emmanouilidi, 2014).

Opak ajan olarak spreyler de kullanılmaktadır. Spreyli sistemler daha ince tabakalamaya sebep olmaktadır. Spreyli sistemlerin, pudralı sistemlere göre daha

yüksek görüntü kalitesi ve üretilen restorasyonlarda üstün marjinal adaptasyon sağladığı belirti (Lehmann ve diğerleri, 2011; Willershausen, Lehmann, Ross, Ghanaati ve Willershausen, 2012).

CEREC sistemlerde aerosol bazlı spreyler kullanılırken, The E4D sisteminde likid yüzey kaplamasına ihtiyaç duyulmaktadır (Nedelcu ve Persson, 2014).

Su varlığı veri elde etme kalitesini yüksek oranda etkilemektedir. Bu durum seramik materyallerinin sonuçlarının dentine kıyasla pozitif ya da negatif olarak etkilediğini göstermektedir (Kurz, Attin ve Mehl, 2015). Çünkü ayrışmış seramik daylar pudra uygulanmaksızın (kullanılan cihaza bağlı olarak) direkt olarak taranabilmektedir. Bu özellik aynı zamanda deneysel kurulumdaki sistematik hataları azaltmaktadır (Dehurtevent ve diğerleri, 2015).

Özellikle pudrasız sistemlerde görüntülenecek alan tükürük ile kontamine olduğunda ortamın izolasyonu gerekmektedir. Pudralı sistemler kullanıldığında ise görüntülenecek alan tükürük ile kontamine olduğunda izolasyonun ardından pudranın tekrar uygulanması gerekmektedir. Bu durum hem hekim hem de hastalar tarafından hoş olmayan bir durum olarak nitelendirilmektedir (Kurz ve diğerleri, 2015).

Ayrıca kötü kalitedeki opak ajan uygulamasının final restorasyonundaki marjinal adaptasyon defektleri ile ilişkili olduğu da belirtilmektedir (Kurbad, 2000).

2.5.3. Kontakt/Non-kontakt Modda Kullanım

Dijital ölçü sistemlerinde veri elde etme aynı zamanda kullanılan cihazın özelliklerine bağlı olarak kontakt (dokunmalı) ya da non-kontakt (temassız) şekilde elde edilmektedir. Kontakt (dokunmalı) sistemler ile hazırlanan görsel yazılımlar tarayıcı ucun taranacak objeye penetre olmadan sadece dokunması ile elde edilmektedir (Güth ve diğerleri, 2015). Kontakt (dokunmalı) sistemlere Procera(Nobel Biocare GmBH, Germany) sistemi örnek olarak verilebilmektedir (Chan ve diğerleri, 2011).

Non-kontakt (temassız) tarayıcılar genel olarak aktif ve pasif formlarda olabilmektedir. Pasif formda olanlar ortama yaydıkları radyasyonu algılamaları prensibi ile çalışmaktadır. Günümüzde bu sistemlerin dental sektörde kullanımları bulunmamaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan, dokunmasız 3D tarayıcılar aktif formdadır. Bu sistemler ışık, ultrason (US) ya da X ışını gibi çeşitli türlerde radyasyon

yaymaktadırlar ve görüntülenecek objeden yansıyan ışığı yakalamaktadırlar (Chan ve diğerleri, 2011).

İstatistiksel sonuçlara göre ağız içi ve ağız dışı tarama sistemleri kullanımları kıyaslandığında kontakt (dokunmalı) ya da non-kontakt (temassız) sistem kullanım sonuçları farklı bulunmuştur (Rudolph ve diğerleri, 2016).

2.5.4. Hekimin ve ya Hastanın Hareketi

Teknolojiye bağlı hatalara ilave olarak, manuel olarak yapılan taramalarda hekimin hareketi ölçümlerde değişikliklere sebebiyet vererek yakalanan görüntülerde distorsiyona sebep olabilmektedir. Bu durum evrensel bir sorun olarak gözükmektedir (Mada, Smith, Smith ve Midha, 2003). Ayrıca hastaların veri toplama aşamasındaki hareketi de ölçü netliği üzerinde belirgin bir etki yaratmaktadır (Güth ve diğerleri, 2015).

2.5.5. Tarama Yönü ve Quadrant (Bölge) Etkisi

İmplantların arktaki pozisyonlarının etkileri, ilk görüntüden uzaklık ya da yakınlığa göre "quadrant" (bölge) adı altında değerlendirilmektedir. Birinci bölge ilk taranan ark bölgesidir. İkinci bölge en son taranan ark bölgesidir ve ilk elde edilen görüntüden daha uzak mesafedeki görüntüyü tanımlamak için kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda ikinci bölgede yer alan restorasyonların görüntülerinde daha fazla hata oluştuğu bildirilmiştir (Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a).

Ağız açıklığının devamının sağlanması amacıyla tarama yönü posteriordan anteriora doğru olduğunda anterior bölgedeki distorsiyon miktarı daha fazla olmaktadır. Yine de posterior bölgeler daha geniş yüzey alanına sahip olduğundan tarayıcıya ilk görüntüyü yakalaması için daha fazla referans noktası sağlamaktadır. Bu durumda posterior bölgelerin ilk taranan alan olarak seçilmesi uygun olacaktır (Rhee ve diğerleri, 2015).

Gimenez yaptığı çalışmada taramaya başlanan noktadan ne kadar uzakta bir görüntü elde edilecekse gerçek görüntüye göre oluşacak distorsiyon miktarının o kadar fazla olacağını bildirmiştir (Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a).

Gimenez yaptığı çalışmada tecrübesiz hekimin yaptığı taramaların tecrübeli hekimden daha başarılı sonuçlar ortaya koyduğunu bildirmiştir. Tecrübesiz klinisyen çalışma esnasında rahat gözükmese de kameraya daha az rotasyon yaptırarak daha fazla

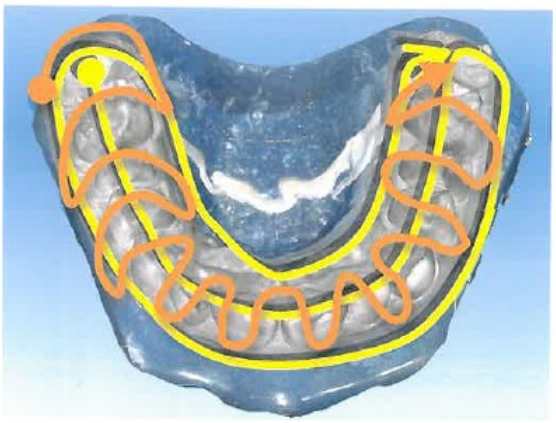
sayıda görüntü elde etmiştir. Ayrıca tecrübesiz hekim görüntülenecek duvarın tepesine oldukça yakın olarak kamerayı pozisyonlandırmıştır. Kameranın küçük rotasyonel hareketlerinin de tarama başarısını etkileyebileceği bildirilmiştir (Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a).

Ender yaptığı çalışamada da kamera pozisyonunun tarama sonuçlarını etkileyebileceğini bildirmiştir (A Ender ve Mehl, 2013). Ender yaptığı çalışmada 3 farklı ağız içi tarayıcı sistem (LavaCOS., COS, CerecBluecam, BC, iTero, CiT) ve 6 farklı tarama stratejisi kullanmıştır. Kullanılan tarama stratejileri;

- COS-straight (Kamera düzgün konumda iken önce okluzal sonra lingual sonra bukkal tarama),
- COS-cross (Kameranın bir taraftan diğer tarafa zigzag şeklinde hareketleri ile tarama,
- BC-top (Optik çlçünün sadcece okluzaldan elde edilmesi),
- BC-diag (kamera 30° ile tutulmuş bukkal ve lingual tarama) ,
- BC-rot (BC-diag gibi olup önce okluzalden başlanır daha sonra 30° ile bukkal ve lingual tarama),
- CiT (Her bir preparasyonu farklı açılardan görüntülüyerek bukkal ve lingualden yapılan tarama) (A Ender ve Mehl, 2013).

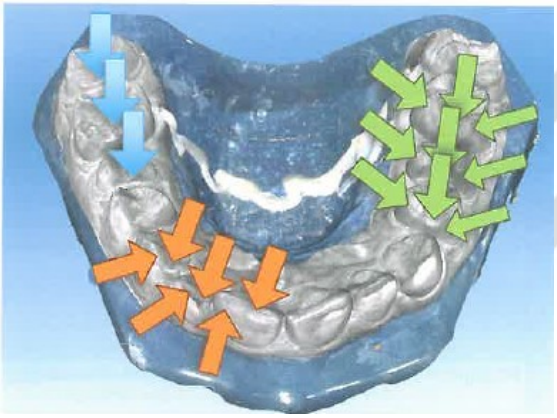
Gerçeklikler;

- COS-straight 45.8 μm,
- COS-cross 90.2 μm,
- BC-top 52.5 μm,
- BC-diag 29.4 μm,
- BC-rot 23.3 μm,
- CiT 35 μm değerlerinde bulunmuştur (A Ender ve Mehl, 2013).



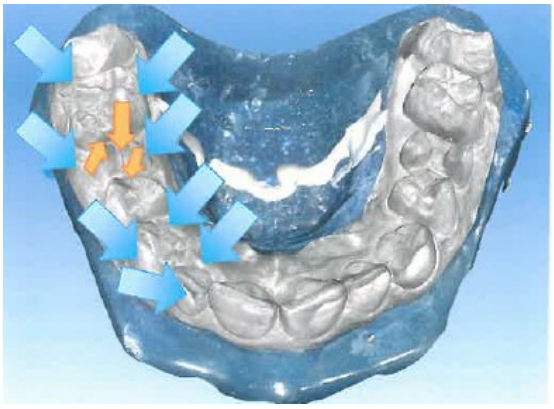
Şekil 2.1 Yapılan Tarama Yönleri 1 - (A Ender ve Mehl, 2013)

COS-cross tarama yöntemi turuncu, COS-straight tarama yöntemi sarı renk ile gösterilmiştir (A Ender ve Mehl, 2013).



Şekil 2.2 Yapılan Tarama Yönleri 2 - (A Ender ve Mehl, 2013)

BC-Top tarama yöntemi mavi, BC-diag tarama yöntemi kahverengi, BC-rot tarama yöntemi yeşil renk ile gösterilmiştir (A Ender ve Mehl, 2013).



Şekil 2.3 CiT için Tarama Stratejisi - (A Ender ve Mehl, 2013)

Müller ve ark. yaptıkları çalışmada A, B, C adı altında farklı tarama yönleri belirlemişlerdir. A grubunda; sağ maksiller ikinci büyük azı dişinin distobukkal kenarından başlayarak dişlerin bukkal yüzeylerini tarayıp okluzo-palatinal yönde tarama gerçekleştirmişlerdir. B grubunda; sağ maksiller ikinci büyük azı dişinin okluzo-palatinal yüzeyinden her zaman her iki yüzeyi de görüntüye dahil ederek arkın diğer tarafının da kaydını gerçekleştirmişlerdir (Bu teknik üretici firmanın önerdiği teknik olarak bildirilmiştir). C grubunda; S tipi hareket ile başa dönülmeden sol maksiller ikinci büyük azı dişinden sağ maksiller ikinci büyük azı dişine kadar sıralı olarak dişlerin bukkal, okluzal ve palatinallerinin görüntüleri kaydedilmiştir. Sonuç olarak B ve C grubundaki gerçeklik değerlendirildiğinde yapılan istatistiksel çalışmalarda anlamlı fark bulunmuştur (Müller, Ender, Joda ve Katsoulis, 2016).



Şekil 2.4 Müller ve Ark. Yaptıkları Çalışmadaki Tarama Yönleri - (Müller ve diğerleri, 2016)

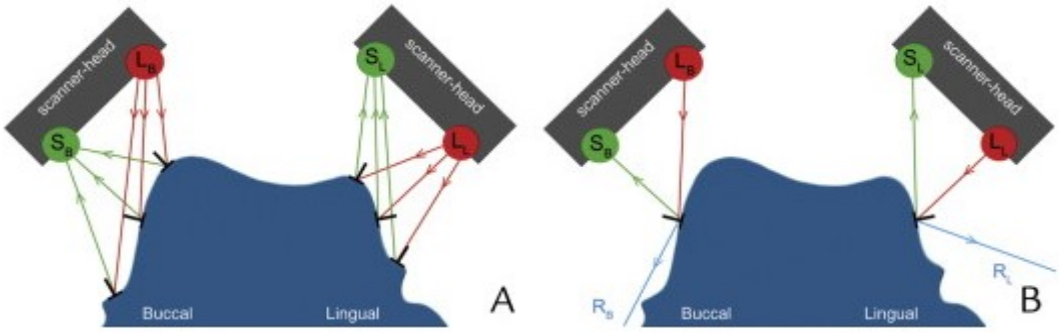
Şekil 2.4'teki A ve B ile gösterilen şekillerde; kalın çizgiler ilk önce yapılan tarama yönünü ince çizgiler sonra yapılan tarama yönünü; C ile gösterilen şekilde ise tek yönlü tarama yapılmıştır (Müller ve diğerleri, 2016).

Sonuç olarak da seçilen tarama stratejisinin full ark dijital ölçü netliğinde önemli bir faktör olduğu bildirilmiştir (A Ender ve Mehl, 2013).

2.5.6. Tarama Açısı ve Yansıma Kanunları

Yansıma kanunlarına göre normal olarak adlandırılan yansıma noktası (P)'ye göre gelen ışığın açısı yansıyan ışığın açısına eşittir. Materyal özellikleri, translusensi, mat ya da alçı gibi poröz yüzeyler ve pudra gibi kaplamada kullanılan malzemeler 3 boyutta farklı mikroskobik düzlemler oluşturmaktadır. Bu durum gelen ışığın dağınık yansımasıyla saçılmasına sebep olmaktadır. Işık yoğunluğu, yansıma noktasına yaklaştıkça artmaktadır (Rb ve Rl). Midlingual yansıma insidansında, sensor (Sl) için

yansıyan ışın doğrultusu ve yansıma açısı (Rl), gelen ışının (Ll) karşı tarafında yer almaktadır. Bu sebeple SlPlRl açısı LlPlRl açısından daha büyükür. Bu durum sadece midlingual alanda şematik olarak meydana gelmektedir. Sonuç olarak ışık yoğunluğunda belirgin artış olması olasıdır. Bu durum karşılaşılan spesifik hataları açıklamaya yardımcıdır. Aslında 90° 'lik taramalar ile kritik bölgelerdeki misfitin azaltılabiliceği bildirilmiştir (Nedelcu ve Persson, 2014).



Şekil 2.5 Yansıma Açıları - (Nedelcu ve Persson, 2014)

Ender ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada gingival ve interproksimal bölgelerdeki görüntülerin daha fazla sapma ile sonuçlanacağını bildirmişlerdir. Bu durumun kameraların optimal görüntü açısında çalışamaması ile ilgili olabileceğini düşünmüşlerdir. İnterproksimal alanlardaki küçük açılı açıklıklarda okluzal ya da bukkal yüzeylerden gerekli olandan daha az sayıda veri elde edilebileceği sonuç olarak da deviasyonların fazlalaşacağı bildirilmiştir (Ender A., Zimmermann M., Attin T., 2016).

2.5.7. Taranan Ark Uzunluğu ve Kayıt Alma

Komşu yüzeylerdeki kayıt alma işlemi çakıştırma işleminin temeline dayanmaktadır. Kayıt elde etmek amacıyla nokta görüntü sistemi (point-and-click sistemi) ile çalışan cihazlarda tarama yapılması istenen yüzeye ilave olarak üçte birlik ilave tarama alanına ihtiyaç duyulmaktadır. Video sistemiyle kayıt alınan cihazlarda ekranda saniyede 20 görüntü yakalanmaktadır. Görüntülerin çakışması daha kaliteli yüzey kaydına imkan vermektedir ve bahsedilen üçte birlik kısımdan daha fazla olmaktadır. Örneğin Lava COS 3D görüntüleri bilgisayara kaydetmek için ekstra marker olarak pudraya gereksinim duymaktadır. Kayıt işlemlerinin nasıl olduğu ve

farklı tarayıcılarda hangi algoritimlerin kullanıldığının bilgisi ise paylaşılmamaktadır. Yine de yüzey örtüşmesi ile çalışan kayıtların yüksek olasılıkta olduğu düşünülmektedir. Kayıt hataları her zaman olabilmektedir (Maintz ve Viergever, 1998).

Hata yaratan bir diğer risk de tarama arkının uzunluğudur. Ağız içi tarayıcılar tam çene arkı ölçülerde kıyaslandığında, kayıt hatalarının birikerek ilerleyeceği düşünülmektedir. Ender ve Mehl tek diş restorasyonların kaydı ile tek bölgenin kaydını kıyasladığında tek diş restorasyon kaydının daha başarılı sonuç verdiğini bildirmişlerdir (a Mehl, Ender, Mörmann ve Attin, 2009). Bu durum kayıt esnasında oluşan hataların birikerek ilerlemesine bağlanmıştır. Tek diş restorasyonlar ağız içi tarayıcılar için teknik olarak en kolay vakalardır fakat multiple restorasyonlar ve uzun dişsiz boşluklar sabit referans noktası eksikliğine bağlı olarak daha farklıdır. Bu gibi klinik durumlarda, ilk görüntü referans olarak kullanılmaktadır. Devam eden görüntüler önceki görüntülere eklenerek elde edilmektedir (Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, 2014).

Ting-shu Su 2015'te yaptığı çalışamada dijital veri toplama aşamasında marjinal kısımların kayıt almada önemli olduğunu bildirmiştir. Dişhekimlerinin yüksek kalitede dijital ölçü elde etmek amacıyla yeterli tecrübesinin olmasının gerektiğini belirtmişlerdir. Yarım arktan daha uzun SP ölçüsü alınacağı vakalarda dijital ölçülerin parçalar halinde alınmasının daha uygun olacağını, uzun gingival dokuların ölçüsünün alınacağı duurumlarda direkt dijital ölçülerin uygun olmayacağı bildirilmiştir (Su ve Sun, 2015).

2.5.8. Saklama Kapasitesi

Tek diş restorasyonları için elde edilen nokta yoğunluğu doğruluğun başarısı için şart değildir. Veri elde etmeden sonra, orjinal nokta yoğunluğu veri büyüklüğünde azaltma yapıldığından dolayı küçülebilmektedir (saklama kapasitesini koruma amaçlı ve hızlı data transferinin sağlanması amacıyla). Saklama kapasitesinin yükseltilmesi amacıyla yapılan gelişmelerde ve yüksek hızlı bağlantılarda, bu durum daha az önem teşkil etmektedir. Daha düşük yoğunlukta veri oluşturan sistemlerde dişe ve sisteme bağlı olarak veri başına ortalama 3500 nokta, daha yoğun fazla yoğunlukta veri oluşturan ağız içi ve ağız dışı tarama sistemleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur (Rudolph ve diğerleri, 2016).

2.5.9. Klinisyen Tecrübesi

Literatürde klinisyen tecrübesinin dijital ölçü netliğine etkisi ile ilgili az sayıda bilgi bulunmaktadır (Gimenez, Özcan, Martinez-Rus ve Pradies, 2015). Gimenez (2015) klinik uygulama yapmadan önce en az 8 dijital ölçü alınmasını gerektiğini bildirmiştir. Üreticiler ise 15-16 taramanın başarılı ölçümler için gerekli olduğunu belirtmişlerdir (Gimenez ve diğerleri, 2015).

Gimenez (2015) yaptıkları bir başka çalışmada daha önceden kullandıkları sistemlerle benzer olan farklı ağız içi tarayıcı kullanacakları zaman orjinal kalibrasyon testi amaçlı 3 tarama yapılmasını önermişlerdir. Fakat firma yetkilileri tecrübesiz klinisyenlerin 1 tarama yapmaları sonucunda bile yeterince deneyime sahip olacaklarını bildirmiştir (Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a).

Patzelt (2014) yaptığı çalışmada tecrübeli hekimin tarama yapacağı cihazı 1 haftalık kullanmasından sonra yaptığı ölçümleri kullanmıştır (Patzelt ve Emmanouilidi, 2014).

Moreira (2015) full dental arklarda yavaş zigzag tarama ve kalibrasyonu ve sıkı bir protokol uygulanmasını önermiştir. Bu durumun klinisyenin cihaza olan hakimiyetine bağlı olduğu ve direkt olarak klinisyenin tecrübesi ile alakalı olduğunu bildirmiştir (Moreira ve diğerleri, 2015).

Gökçen Röhlig (2014) klinik tecrübe ve hekimin yeteneğinin rekonstrüksiyonun başarısında kritik öneme sahip olduğunu bildirmiştir (Gökçen-Rohlig B., Öngül D, Sancakli E, 2014).

Gimenez-Gonzalez (2015) yaptıkları çalışmalar sonucunda tecrübesiz klinisyenlerin elde ettiği görüntülerin tecrübeli klinisyenlere göre daha başarılı olduğunu ve tekrarlayan ölçümler arasında daha az varyasyon gözlemlendiğini bildirmişlerdir (Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a).

Gimenez-Gonzalez (2016) yaptıkları çalışmalardaki deviasyon sonuçlarını tarama yapılan bölgelere ve klinisyen tecrübesine bağlamışlardır (Gimenez-Gonzalez ve diğerleri, 2016).

2.5.10. Standart (Otomatik) ve Yüksek Netlikte Ölçü Protokolü

Standart (otomatik) ölçü; öncelikle standart prosedürde dijital ölçü alınır. Alınan ölçüler STL (Standart Tesellation Language) formatına çevrilir. Elde edilen STL

formatındaki görüntüler ya direkt olarak indirilir ya da görüntü müdürüne yönlendirilir. Bu aşamadan sonra STL formatındaki ölçülerde herhangi bir düzeltme yapılmaz. Ham veriler kullanılır (Gimenez ve diğerleri, 2015).

Yüksek Netlikte Ölçü Protokolü ya da verilerin manuel kalibrasyonlu ölçüsü; tarama yapıldıktan sonra elde edilen görüntüler üzerinde düzeltme algoritmaları kullanılmaktadır. Restorasyon üzerinde uygun görülen düzeltmeler yazılımlar sayesinde yapılabilmektedir. Bu sistemde ham veriler kullanılmayıp yapılan düzeltmeler sonucunda istenen görüntüler kullanılmaktadır. Daha başarılı restorasyon yapımına imkan sağlamak ve düzeltme algoritmalarının kullanımlarının azaltılması amacıyla kullanılan cihazlar tarama yapılmadan önce ve sonra kalibrasyon testlerine tabi tutulmaktadır. Örneğin Lava COS cihazında kullanılan kalibrasyon testleri 'tip target' olarak adlandırılmaktadır. Lava COS cihazının kamerası üzerine yerleştirilen kameralar bu kalibrasyonu sağlamaktadır. Tip target tarafından kaydedilen görüntüler bazı deviasyonlar içermektedir. Bu sebepten bu görüntülerin daha iyi sonuçlara ulaşmak için düzeltilebilmesi gerekmektedir (Gimenez ve diğerleri, 2015).

2.5.11. Yarım Çene Arkı ve Tam Çene Arkı Ölçü Özellikleri

Yarım çene arkı ölçü tekniğinde sadece çalışılacak alanın taraması yapılmaktadır. Yarım çene arkı ölçü tekniği, okluzal uyumsuzlukların azaltılması amacıyla kullanılabilmektedir. Parker ve ark. (Parker, Cameron, Hughbanks ve Reid, 1997) çeşitli ölçü kayıt yöntemlerinin netliğini kıyaslamışlardır. Tam çene arkı kayıtlardaki ortalama hata payının, yarım çene arkı ile alınan kayıtlara göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Sonuç olarak yarım çene arkı ölçü tekniğinin tam çene arkı ölçü tekniğine göre daha stabil interokluzal kayıtlar sağladığı bildirilmiştir (J R Cox, 2005; Jeffrey R. Cox, Brandt ve Hughes, 2002).

Ayrıca yarım çene arkı ölçülerin dental arkın posterior bölgelerinde daha zor çalışma şartlarına sebep olduğu ve iyi kurgulanmış interokluzal ilişkilere ihtiyaç duyduğu bildirilmiştir. Yarım çene arkı ölçü tekniğinin ihtiyaç duyulan ölçü sayısını bire indirmekte ve tek ölçüde alt ve üst çene arkları arasındaki interokluzal ilişkiyi sabitlemektedir (Cayouette, Burgess, Jones ve Yuan, 2003).

Yarım çene arkı ölçü yöntemleri bazı kısıtlamalar içerdiğinden tamamen tam çene arkı ölçü yöntemlerinin yerine geçememektedir. Örneğin polimerizasyon büzülmesi ölçü materyalinin merkezine doğru gerçekleştiğinden yarım çene arkı ölçü

kaşıkları çalışılan alçı dayların daha küçük formda olmasına sebep olmaktadır (Kang, Johnson, Lepe ve Wataha, 2009). Ayrıca karşıt arkın anatomisi ve okluzyona gelmeyen dişler var olduğunda ya da prepare edilen dişin antagonisti olmadığında bu yöntem başarısızlıkla sonuçlanmaktadır (G. J. Christensen, 2008b; Kaplowitz, 1996).

2.5.12. Diğer Faktörler

Taranan bölgelerin ağız içi tarayıcıları etkileyen en baskın faktör olduğu bildirilse de kullanılan teknoloji, kullanılan teçhizatların durumu, makine ve oda sıcaklığı, taranan alanın ışıklandırması, tarayıcı tipi, kullanılan yazılımlar, dijital görüntü keplerinin görünürlüğü, kullanılan alanın ışıklandırılması, oda sıcaklığı, ağız açma miktarı ve tükürük varlığı gibi hastaya bağlı faktörlerin de tarama netliğine etkili olduğu bildirilmiştir (A Ender ve Mehl, 2013; Gimenez ve diğerleri, 2015; Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, 2014; Patzelt ve Emmanouilidi, 2014; Patzelt, Vonau, Stampf ve Att, 2013). Ender ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada dijital ağız içi tarayıcı sistemlerin farklı deviasyon özelliği gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu durumun kullanılan cihazların görüntü yakalama tekniği ile alakalı olabileceğini düşünmüşlerdir. Örneğin tek atışla veri toplayan (single shot acquisition) sistemler (Cadent iTero, CEREC Bluecam 4,0-4,2) veri toplama periodu esnasında tek görüntüye ihtiyaç duymaktadır. Bu esnada kamera tek pozisyonda sabit tutulmalıdır. Hastanın ya da hekimin hareketi , kameranın yetersiz desteği, dil ya da yanak basıncı kamera pozisyonunda değişim yapabilmektedir. Olası hareketler bir tane oluşan 3D görüntüde artefaktlarla sonuçlanabilmekte ve uygunsuz yüzeyle lokal deviasyonlara sebep olabilmektedir. Yazılımlar bir dereceye kadar oluşan bu hareketi fark edebilmekte, düzensiz görüntülerin tekrarını isteyebilmektedir. Bu yüzden yazılım kalitesinin dijital ölçü netliğinde önemli olduğu düşünülmektedir. Aynı zamanda CEREC Bluecam 4,0 ve CEREC Bluecam 4,2 sistemlerinin aynı donanıma sahip olsalar dahi farklı yazılım programlarına bağlı olarak farklı sonuçlar sergilediği düşünülmüştür (Fluegge ve diğerleri, 2015).

Yapılan araştırmalarda farklı ağız içi tarayıcı sistemlerin netliğinin farklı sebepleri olabileceği düşünülmüştür. İlk olarak kullanılan tarama sistemlerinin fiziksel çözünürlük özelliklerinin ve ilerleyen veri geliştirme aşamalarının (üçgenleştirme tekniği ile elde edilen veri kümelerinin STL veri kümesi haline çevrilmesi ve tek seferde

görüntü toplayan sistemlerin görüntüleri karşılaştıma özellikleri) dijital ölçü netliğini etkilediği düşünülmüştür.

Dental arktaki undercut varlığı, implantların açısı göz önünde bulundurulmadan ölçülerin ağızdan çıkarılma yönü de ağız dışı ölçü yöntemlerinin netliğine etkili faktörlerdendir (S. Gracis ve diğerleri, 2012).

Su (2015) yaptığı çalışmada ağız içi tarayıcı cihazların konumunun dijital ölçü netliğini belirleyen önemli bir parametre olduğunu da bildirmektedir (Su ve Sun, 2015).

Papaspyridakos ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada netliğe etkili faktörlerin ayrıca dijital tarayıcılardan, sayısallaştırma tekniği seçiminden, bilgisayara yerleştirme yönteminden ve elde edilen yüzey nokta sayısının dağılımından ve yerleşiminden etkilendiğini belirtmişlerdir (Panos Papaspyridakos ve diğerleri, 2014).

Ayna görüntüsü oluşturabilecek ya da yansıma yapabilecek restorasyonların ağızda olmamasının da netliği etkileyen faktörler arasında olabileceği bildirilmiştir (Patzelt ve Emmanouilidi, 2014).

İnvitro çalışmalar ağız açma miktarı, tükürük, kan ya da diğer klinik durumların etkilerinin tam olarak incelenmesine engel olmaktadır (Andreas Ender ve Mehl, 2013; Patzelt ve Emmanouilidi, 2014). Ağız içi taramalarda hasta bazlı faktörler tarama aşamalarını etkilemektedir. Örneğin maksillanın tarama sonuçlarının netliğinin mandibulaya göre daha az olduğu bildirilmiştir (Flugge, T.; Schlager, S; Nelson, K; Nahles, S; Metzgere, 2013).

Yapılan bir başka çalışmada pudrasız dijital ölçü cihazları kullanıldığında kameranın lensi kirlenmeye yatkınlığının daha az olduğu bildirilmiştir (Kurz ve diğerleri, 2015). Sonuç olarak daha net ölçü alınmış olacağı düşünülmektedir.

2.5.13. Optik Gürültü (Noise)

Optik tarayıcının uygun tarama yapması amacıyla yeterli ışıkta uygun kontrastta orta düzeyde bir tarama yapması yeterlidir. Modifiye ya da yansıyan ışık görüntüleri yakalayan CCD (Charge Coupling Device) kameranın sonucunu etkileyebilmekte ve optik gürültü olarak tanımlanmaktadır. Bu olası hatayı önlemek amacıyla elde edilen nihai 3D görüntünün nokta bulutu kontrol edilmelidir. Sonuç görüntü düz olmalıdır ve defekt içermemelidir (Chan ve diğerleri, 2011).

2.5.14. Artefaktlar ve Deviasyonlar

Veri kümesinde bulunan anlaşılması zor optik artefaktlar, kesin olarak tanımlanamamaktadır. Optik yansımaların artifaktlara sebep olduğu düşülmektedir. Artifaktların ileri derecede deviasyona sebep olduğu düşünüldüğünden veri kümesinin görsel taranması esnasında sonuç görüntüdeki deviasyon miktarı da artmaktadır (Patzelt ve Emmanouilidi, 2014).

Ender ve ark. (2016) CEREC Bluecam Software 4,0 ile yaptığı çalışmada artefaktların 3D model üzerinde gingival marjinde düzensiz sahalar oluşturduğunu bildirmiştir. Bu sahaların triangulasyon aşamalarındaki dağınık yüzey noktalarından kaynaklandığını düşünmüşlerdir. Gingival marjindeki bu artefaktlar "spike" (ani voltaj yükselmesi) olarak adlandırılmıştır (Ender A., Zimmermann M., Attin T., 2016).

Ender ve ark. (2016) yaptığı çalışamada büyük lokal deviasyonların ölçü malzemesinde oluşan hava kabarcıklarından ya da gingival bölgelerdeki yırtılmalara bağlı olduğunu düşünmüşlerdir (Ender A., Zimmermann M., Attin T., 2016). Ayrıca modellerdeki okluzal bölgelerde oluşan büyük deviasyonların alt ve üst çenelerin arasına çok az ya da hiç ölçü malzemesinin gelmediği kontakt alanları civarında oluştuğunu bildirmişlerdir (Ender A., Zimmermann M., Attin T., 2016).

2.6. Diş Hekimliğinde Üç Boyutlu Tarayıcılar

Genel olarak diş hekimliğinde kullanılan 3D tarayıcılar dokunmalı (kontakt) ya da dokunmasız (non-kontakt) olarak kullanılmaktadır. Dokunmalı 3D tarayıcılarda, tarayıcı uç objeyi fiziksel temas kurarak tanımlamaktadır ve oldukça net görüntü sağlamaktadır. Dokunmalı tarayıcıların en büyük dezavantajı obje ile fiziksel temas kurmalarıdır. Kurulan fiziksel temasa bağlı olarak görüntülenen objede modifikasyonlar ya da hatalar oluşabilmektedir. Bu tarayıcıların bir diğer dezavantajı diğer sistemlere göre oldukça yavaş sonuç vermeleridir. En hızlı tarayıcı uç bile sadece birkaç yüz Hertz frekansında çalışmaktadır. Örneğin Procera sisteminde (Nobel Biocare) metal desteksiz ölçü parçasının görüntüsü 5-7 dakikada elde edilmektedir. Bunun aksine lazer tarayıcılar gibi temassız 3D tarayıcılar 10-500 kHz hızında görüntü oluşturmaktadır. Lazer tipi tarayıcıdaki metal desteksiz ölçü parçasının görüntüsü 25 saniyede elde edilmektedir (Chan ve diğerleri, 2011).

Dokunmasız 3D tarayıcılar genel olarak aktif ve pasif olarak sınıflandırılmaktadır. Pasif tarayıcılar herhangi bir tipte radyasyon yaymamaktadır.

Bunun aksine ortama ait yansıyan radyasyonu algılamaktadırlar. Günümüzde bu sistemler kullanılmamaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan, dokunmasız 3D tarayıcılar aktif formdadır. Bu sistemler ışık, ultrason (US) ya da X ışını gibi çeşitli türde radyasyon yaymaktadırlar ve görüntülenecek objeden yansıyan ışığı yakalamaktadırlar. Kullanımda olan 3D CAD/CAM ışık kaynakları beyaz ışık, kızılötesi (infrared) ışık ve mavi ışıktır. Bu kaynaklar göreceli olarak diğer sistemlere göre ucuzdur ve ölçüm yapmada geçen zaman dokunmalı tarayıcı uçla çalışılan sistemlere göre daha kısadır. Diğer yandan mekanik tarayıcı uca sahip sistemlere göre daha az netlik sergilemektedir. Bunun sebebi yansıyan ışığın bir sensör tarafından algılanmasına gerek duyulmasıdır, sonuçların gerçekliği difüzyon etkisine bağlı olarak düşüklük göstermektedir. Ayrıca bu sistemlerin netliği görüntüleri algılayan CCD'nin (charge coupled device) çözünürlüğünden de etkilenmektedir (Chan ve diğerleri, 2011).

Taranan objenin uzaysal konumunu belirlemek amacıyla çeşitli tarama cihazları kullanılmaktadır. 3D taramaların çözünürlüğünü arttırmak amacıyla CEREC sistemi beyaz ışık yerine daha kısa dalga boyuna sahip mavi ışığı kullanıma sunmuştur (a Mehl ve diğerleri, 2009).

Farklı sistemlerde kullanılan mavi ışık, daha kısa dalga boyuna sahiptir, görsel veri kümesinde daha yüksek netlik sağlamaktadır (Franceschini, 2011). CEREC Bluecam'de kullanılan mavi ışık görüntülenecek alanı çok iyi aydınlatmaktadır ve erişilmesi zor alanlardan görüntü elde edilmesini sağlamaktadır. Kullanılan cihaz görüntülenecek objeden birkaç milimetre uzaklıkta konumlandırılmalıdır (Galhano ve diğerleri, 2012).

Veri yakalamadaki teknolojik farklara bağlı olarak, CEREC ve iTero sistemi nokta görüntü sistemi sistemini kullanırken, Lava COS'un video bazlı sistemdir. Bu sistemlerin tarama sonuçlarını etkilediği de düşünülmektedir (Meer, Andriessen, Wismeijer ve Ren, 2012).

Bazı sistemlerde iTero'de olduğu gibi arkda yer alan yapıların tek tek görüntüsü alınmaktadır. Elde edilen bu görüntüler "stitching işlemi" olarak tanımlanıp birleştirilmektedir. Bu durumun sistematik hatalara sebep olabilmektedir (Flugge, T.; Schlager, S; Nelson, K; Nahles, S; Metzgere, 2013).

Görüntülenen objeye göre tarama cihazlarının statik pozisyonda kaldığı ya da tarama duvarının sürekli hareket ettiği sistemlerin yüksek doğruluk değerlerinin farklı

olduğu gözlemlenmiştir (Flugge, T.; Schlager, S; Nelson, K; Nahles, S; Metzgere, 2013). Laboratuvarda kullanılan CEREC ve iTero cihazları görüntü alırken, görüntüsü alınan objeye göre statik pozisyonda kalmaktadır. Diğer yandan Lava COS kullanıldığı durumlarda tarama duvarı sürekli hareket halinde olmaktadır (Flugge, T.; Schlager, S; Nelson, K; Nahles, S; Metzgere, 2013).

3D görüntülerin veri kümesinin netliği doğru tarama protokolü ile ilgilidir (A Ender ve Mehl, 2013). Uygun yöntemler izlendiği takdirde tam çene arkı dental ölçü yöntemleri yüksek netlik göstermektedir. Klinisyenler cihazları kullanmadan önce alışma çalışmaları yapmalıdır. İn-vitro deney koşulları tarama protokollerinin ve optimum fokuslama mesafesinin ideal olarak ilerlemesini sağlamaktadır (Güth ve diğerleri, 2015).

Literatür taraması yapıldığında kliniklerde en çok LavaCOS., iTero, Trios ve CEREC AC Bluecam ya da Omnicam sistemlerinin kullanılmaktadır. Tüm bu sistemler 3 farklı tarama teknolojisini kullanmaktadır.

- Aktif wavefront örnekleme teknolojisi,
- Paralel confocal lazer tarama mikroskopisi,
- Aktif triangulasyon.

2.6.1.1. Aktif Wavefront Örnekleme Teknolojisi

Mavi ışık projeksiyonunun dönen açıklık prensibi ile çalışan 3D görüntüleme sistemidir (Logozzo, Zanetti, Franceschini, Kilpelä ve Mäkynen, 2014). 3D-in-motion video olarak adlandırılan bu sistem, farklı açılardan görüntü alan yüksek çözünürlükte video kameralar ile kayıt alınmaktadır (Zimmermann, Mehl ve Reich, 2015). Bu çalışma prensibi uzaysal 3D konumlanmanın hesaplanmasında kullanılmaktadır, uzaysal mesafelerin hesaplanması ve dijital objenin zamanında oluşturulmasını sağlamaktadır. Genel olarak, bu sistem ışık yansımasını azaltmak için az miktarda pudralamaya ihtiyaç duymaktadır. Aynı zamanda pudra veri toplama sürecinde elde edilen görüntüler arasında bağlantı kurulmasına da yardımcı olmaktadır (Patzelt, Emmanouilidi, Stampf, Strub ve Att, 2014). Bu sisteme örnek olarak Lava COS verilebilir.

2.6.1.2. Paralel Confocal Lazer Tarama Mikroskopisi

İstenen derinlikte görüntülerin elde edilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Paralel lazer demetleri kamera tarafından yayılmakta, target yüzeyinden yansıtılmakta ve aynı optik yoldan geri dönmektedir (Zimmermann ve diğerleri, 2015). Sadece odaklanan ışık geri dönebilmekte ve işleme sensörüne ulaşmaktadır, bu sistemde fokuslanan alan haricinden yansıyan ışıklar kaldırılmaktadır. Tüm objenin 3D görüntüsü "point-and stitch" aşaması ile elde edilmektedir. Bu teknik Active Wavefront Sampling Teknolojisi'nden daha yavaş çalışmaktadır. Diğer yandan Parallel Confocal Görüntüleme Tekniği görüntülerin pudra uygulaması olmaksızın aynı renklerde elde edilmesine imkan sağlamaktadır. Bu sebepten iTero ağız içi tarayıcı sistemlerde renk tekerleğine ihtiyaç duyulmaktadır (Logozzo ve diğerleri, 2014). Renk tekerleğinin en büyük eksikliği limitli dalga boyu seçimi, vibrasyon ve potansiyel görüntü kayması oluşturmasıdır (Wachman, Niu ve Farkas, 1997). Farklı Trios ağız içi tarayıcı sistemler renkli ya da siyah beyaz görüntü taraması ile elde edilmektedir. Renkli versiyonlar tarama detaylarında daha yüksek tanımlama yapabilmektedir. İlave olarak, İDP yapımında gingival dokuların durumunun dar alanlarda bile bireysel olarak üretilmemiş görüntü kepleri ile elde edilmesi mümkündür (Zimmermann ve diğerleri, 2015). Bu şekilde, görüntü keplerinin yardımı ile daha önceden kaydedilmiş olan tüm taramalara orjinal çıkış profilleri değiştirilmeden implant pozisyonları işlenebilmektedir (Zimmermann ve diğerleri, 2015). Bu sisteme örnek olarak iTero, Trios verilebilir.

2.6.1.3. Aktif Triangulasyon

Temassız veri toplama metodudur. Temel çalışma prensibi ışık kaynağının monokromatik ışığı (CEREC AC Bluecam) ya da farklı dalga boylarına (CEREC AC Omnicam) sahip ışığı yayması, targetten yansıyan ışığın ekipmanlar tarafından kaydedilmesi esasına dayanmaktadır (Zimmermann ve diğerleri, 2015). İlave olarak mesafe bilgilendirmesi üçgensel düzlemde açısal ölçümler ile yapılmaktadır (Patzelt ve diğerleri, 2014). Sonuç olarak ayrışmış görüntüler birleştirilmekte ve çakıştırılmaktadır. The 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 (Aiste, 2015).

2.6.2. Restorasyon Tasarımı

CAD yazılımı ile final implant restorasyonlarının 3D görsel dizaynı yapılmaktadır (Abduo ve Lyons, 2013). Özel yazılım programları ile çok çeşitli dental restorasyonlar bazı yazılım programlarında kuron ve SP alt yapıları manuel olarak yapılabilmektedir. Diğer yandan bazı sistemler ile tam anatomik kuronlar, parsiyel kuronlar, inleyler, inley destekli SP'ler, adeziv SP'ler ve teleskopik primer kuronların yapımı mümkündür (Reiss, 2003, 2006). CAD/CAM sistemleri oldukça geliştirilmiştir. Son nesil güncel dizayn ve üretim olanakları oldukça sık kullanılmaktadır. Bu sistemlerin temelinde standard transformation language (STL) olarak adlandırılan veriler yer almaktadır (a Mehl, Gloger, Kunzelmann ve Hickel, 1997). Birçok üretici kendi yazılımlarına özel veri formatını kullansa da kullanılan sistemlerin birbirlerine göre fark yaratan bir üstünlüğü bulunmamaktadır. Piyasada bulunan sistemlerin birbirinden farklı oldukları tek nokta çizim formatlarından kaynaklanmaktadır (Beuer, Schweiger ve Edelhoff, 2008).

Kullanılan dijital ölçüler ya hasta başında ya da laboratuvarda üretildiğinden restorasyonların tasarımı dental kliniklerde ya da laboratuvarlarda yapılmaktadır. Dental kliniklerde yapılan tasarımlar kullanılan sistemlerin yazılımları ile ilgilidir. Laboratuvarlarda yapılan tasarımlarda ise kullanılan cihazların özelliklerine bağlı olarak referans modeller üretilmekte, üretilen bu modeller üzerinden restorasyon yapımı mümkün olmaktadır. Laboratuvarda üretime imkan veren referans modeller farklı şekillerde üretilmektedir. Örneğin geleneksel yöntemler ile elde ölçülerden üreticilerin talimatları doğrultusunda taranabilir Tip IV alçıdan modeller elde edilmektedir. Modeller alçının genleşmesini tamamlamasını beklemek için 21°C oda sıcaklığında en az 96 saat saklanmalıdır (Betensky, Gianneschi ve Gallucci, 2014).

Ağız dışı dijital ölçü alınmasından ölçü dökülmesine kadar geçen süre de netliğe etkili faktörlerdendir. Dental alçının genleşmesine bağlı olarak gözlenen boyutsal değişimler de ölçü netliğini etkilemektedir (G. J. Christensen, 2008a).

Alçı modellerin dezavantajları arasında

- Modellerin kaybolması,
- Modellerin kırılması,
- Modellerin parçalanması,

- Modellerin geniş saklanma alanlarına ihtiyaç duyması sayılabilmektedir (Mah ve Hatcher, 2003; White, Fallis ve Vandewalle, 2010).

Bu durum laboratuvar aşamaları esnasında final modelinin ne tür bir değişiklik göstereceği konusunda kararsızlığa sebep olmaktadır.

Bazı uygulamalarda alçı modeller yerine metal ya da seramik içerikli modeller üretilebilmektedir. Alçı referans modeller yansımaya sebebiyet vermeyen yüzey özelliklerine bağlı olarak metal destekli modellere göre daha avantajlı olsalar da mekanik stres ve/veya neme bağlı oluşabilecek deformasyonlar istenmeyen özelliklerdendir (Patzelt ve Emmanouilidi, 2014). Metal destekli referans modeller yüksek stabilite göstermekle birlikte çevresel etkenlere karşı da düşük duyarlılık sergilemektedirler. Yine de yansıma özellikleri ağız içi dijital ölçü sistemlerinde hata oluşumuna sebebiyet verebilmektedir. Yansımayı önlemek amacı ile pudra uygulaması ya da hava püskürterek mikropartikül abrazyon uygulaması gibi yüzeyin matlaştırılması işlemleri yapılabilmektedir (Seelbach, Brueckel ve Wöstmann, 2013).

Alçı modeller yerine seramik modeller kullanılacağı zaman en önemli özelliği ise metal daylara göre yansıtma yapmayan yüzey özellikleridir (Mada ve diğerleri, 2003).

Son olarak dental uygulamalar için yüksek netlik temin eden poliüretan materyali üretilmiştir. Bu materyalin kullanımında modellerin su emme özeliklerinin önüne geçilmesi ya da sıcaklığa bağlı distorsiyonu önlemek amacıyla tüm ölçümler aynı gün benzer koşullarda gerçekleştirilmelidir (Patzelt ve Emmanouilidi, 2014).

CAD veri paylaşma kapasitesine göre sistemler; açık CAD/CAM sistemleri ve kapalı CAD/CAM sistemleri olarak ikiye ayrılmaktadır. Kapalı CAD/CAM sistemler tüm CAD/CAM aşamalarının (veri kaydı, restorasyon tasarımı, restorasyon üretimi) yapılmasına izin vermektedir. Tüm aşamalar tek sistemle eşleşmektedir. Farklı sistemlerin birbirleriyle eşleştirilmesi mümkün değildir. Bunun sonucu olarak da yazılım güncelleştirmeleri sadece tek bir sisteme bağladır. Açık CAD/CAM sistemlerde; orjinal dijital verilerin diğer CAD yazılımları ve CAM cihazları ile uyumlu çalışması mümkündür, dolayısıyla farklı CAD/CAM kombinasyonlarının seçimi yapılabilmektedir (Galhano ve diğerleri, 2012; Ting-shu ve Jian, 2014). Örneğin veri kaydı farklı sistemler (ağız- içi tarayıcılar, kontakt ya da laser sistemler, CT, MRI) yardımıyla elde edilebilmektedir. Uygun yazılım dizaynı görüntülenecek obje ve

üretimi yapılacak parçalarla (kuron-köprü altyapılarında, bölümlü protez altyapılarında, bireysel implant ve dayanaklarda) uyumlu olmalıdır. Açık sistemleri kullanmanın bir diğer avantajı, daha geniş üretim tekniklerine imkan tanıması ve kullanılabilecek malzeme sayısının da fazlalaşmasıdır (Noort ve Cam, 2011).

2.6.3. Restorasyonun Üretimi

CAM aşaması, CAD/CAM sistemlerinin son aşamasıdır. Bu aşama esnasında oluşturulan görüntülerin üretimi yapılmaktadır.

- Hasta başı üretim,
- Laboratuvarda üretim,
- Merkezi üretim olarak sınıflandırılmaktadır.

2.6.3.1. Üretim Yerlerine Göre CAD/CAM Sistemleri

Hasta başı üretimde; hekim prepare edilecek dokuların görüntüsünü kendisi almaktadır ve restorasyonun tasarımını da hasta başında kendisi yapmaktadır. CAD/CAM sisteminin tüm komponentleri dental klinikte yer almaktadır. Bu sebepten dental restorasyonların üretimi herhangi ek bir laboratuvar işlemine gerek olmadan hasta başında gerçekleşmektedir. Veri toplayan cihaz ağız içi kameradır. Ağız içi kameralar kullanıldığında geleneksel ölçü işlemleri ortadan kalkmaktadır. Günümüzde tek seansta çok kısa çalışma zamanı ile Cerec® System (Sirona) bu imkanı sağlamaktadır. CEREC sisteminin su soğutma teknolojisini kullanmasından bu yana cam seramik materyallerden yüksek dayanımlı oksit seramiklere kadar çok çeşitli materyallerin özellikleri bu konuda geliştirilmiştir. Yaklaşık 21 yıldır seramik inleylerin klinik kullanımda olduğu gözlemlenmektedir. Literatürlerde CAD/CAM ile üretilen inleylerin 10 yıllık başarı oranlarının ortalama %90 olduğu, 12 ve 16 yıllık başarı oranlarının ise %85 olduğu bildirilmiştir (Otto ve De Nisco, 2002; Reiss, 2006; Sjögren, Molin ve van Dijken, 2004).

Hasta Başı Üretim Yapmanın Avantajları;

- Tek seansda restorasyonun hastaya teslimi mümkündür.
- İkinci seans olmadığından hastalara daha az anestezik madde uygulanmaktadır.

- Klinisyenler onley yapımı, 3/4 kuron ve konservatif tam kuron yapımı konusunda cesaretlenmektedir.
- Geçici restorasyon yapımı elimine edilmektedir.
- Tüm aşamalar klinisyenin kontrolündedir. Laboratuvar aşamaları elimine edilmiştir.
- 3D okluzal yüzeyler mükemmel bir şekilde elde edilmektedir.
- Hekimler diğer hastalara bakarken; görüntü alma, freze, restorasyonun uyumunun kontrolü gibi aşamalar yardımcı personel tarafından yapılabilmektedir.
- Tecrübeli kullanıcılara göre; hasta başında üretim finansal olarak kabul edilebilir ve hekimlere daha fazla para kazandırabilmektedir (Beuer ve diğerleri, 2008; G. Christensen, 2016).

Hasta Başı Üretim Yapmanın Dezavantajları;

- Başlangıç yatırımında sistem kurulumu için ortalama 120.000 Dolar gerekmektedir.
- Cihazın kullanımını öğrenmek ve cihazın kullanımının ofis rutininde yer alması zaman ve çaba gerektirmektedir.
- Cihazı ustalıkla kullanmak için klinisyenler ve yardımcı personel cihazı düzenli olarak kullanmalıdır (G. Christensen, 2016).

Laboratuvarda üretimde; elde edilen fiziksel modeller laboratuvara transfer edilmekte ve taramaları yapıldıktan sonra CAD/CAM sistemleri ile üretimleri yapılmaktadır. Bu sistemin çalışma prensibinde diş hekimleri ve laboratuvarların çalışma stilleri geleneksel yöntemler gibi olmaktadır. Diş hekimleri elde ettikleri ölçüyü laboratuvara göndermektedir. Laboratuvarlarda çalışma modeli elde edilmekte ve kalan tüm CAD/CAM üretim basamakları sadece laboratuvarda gerçekleştirilmektedir. Tarayıcıların yardımı ile 3D veriler esas day modele göre şekillendirilmektedir. Bu veriler dental yazılım programları ile geliştirilebilmektedir. CAD aşamasından sonra veriler özel freze cihazına yollanmakta ve real geometride restorasyonlar dental laboratuvarlarda üretilmektedir. Sonuç olarak alt yapıların tam uyumu değerlendirilebilmekte ve gerekli olduğu durumlarda ana model referans alınarak düzeltmeler yapılabilmektedir (Raigrodski, 2005; Raigrodski ve Chiche, 2001).

İmplantolojide , implant dayanakları ve alt yapıları merkezi üretime de imkan sağlamaktadır. Bu sistemlere örnek olarak Procera (Nobel Biocare), Etkon (Straumann), CAMStructure (Biomet 3i), ve Atlantis (Astra Tech) verilebilir (Abduo ve Lyons, 2013). Merkezi üretimde; hasta başında dijital ölçü alındıktan sonra görüntülerinin internet yolu ile laboratuvara aktarılması sonucunda gerçekleşen üretimdir (Baroudi ve Ibraheem, 2015). Bu tip üretimde "satellite scanners" yardmıyla dental laboratuvarda yapılan işlemler internet yoluyla üretim merkezi ile paylaşılabilmektedir. Dental Laboratuvarlarda elde edilen veri kümeleri üretim merkezine gönderilmekte burada da CAD/CAM cihazları ile restorasyonların üretimleri yapılabilmektedir. En son aşamada üretim merkezi restorasyonları ilgili laboratuvara göndermektedir. Bu üretim şeklinde başlangıç işlem basamakları dental laboratuvarlarda gerçekleşirken, final basamağı üretim merkezinde olmaktadır (May, Russell, Razzoog ve Lang, 1998; Reich, Wichmann, Nkenke ve Proeschel, 2005). Sonuç olarak protezin konfigurasyonu esas olarak dental teknisyene bağlıdır. CAM aşaması için dış kaynak kullanımı sadece sayısallaştırma araçları ve yazılıma ihtiyaç duyduğundan küçük bir sermaye ile yüksek kalitede üretim aşamasına erişime imkan sağlamaktadır. İlave olarak, bu prosedür bölümlü üretim teknolojisi (örneğin freze teknolojisi) ile ilişkili olmadığından bağımsız olarak sonuca ulaşmaktadır. Yine de günümüzde neredeyse tüm CAD/CAM sistemlerinin kapalı sistemler olarak tasarlandığı göz önünde bulunudurulmalıdır. Diğer bir deyişle, klinisyenler üreticilerden herhangi bir tarayıcı istediklerinde kapalı sistem kullanımına bağlı olarak sadece firmanın işlemcileri ve üretim zinciri ile çalışması mümkündür. Ayrıca alt yapı üretimlerinin merkezi üretim ile gerçekleşmesine bağlı olarak dental laboratuvarlar elde ettikleri geliri kaybetmektedirler (Beuer ve diğerleri, 2008).

Bir çok üretim merkezinde dijital görüntü olmaksızın ana modelin merkeze gönderilmesini takiben dijital ölçü almak, tasarım ve üretim yapmak mümkün olmaktadır. İlave olarak alt yapıların veneerlenmesi ile ilgili düzeltmeler dental laboratuvarlarda yapılabilmektedir. Daha önce de bahsedildiği gibi diş hekimlerinin ölçüleri direkt olarak üretim merkezlerine (biodentis) gönderme şansı da vardır. CAD/CAM üretim zincirinin bir diğer kolaylığı ise ağız içi optik ölçü elde edilmesine imkan sağlamasıdır. Ağız içi ölçü alınmasının direkt üretim merkezlerine gönderilmesi maliyeti azaltacağı ve kaliteyi arttıracağı düşünülmektedir. Yeni yazılımlardaki gelişmeler ile ağız içinde yapılan preparasyonların kalitesi veriler dental laboratuvar ya

da üretim merkezlerine gönderilmeden hemen değerlendirilebilmektedir (Beuer ve diğerleri, 2008).

2.6.3.2. Üretime İmkan Veren Sistemler

CAD yazılımları ile oluşturulan tasarımlar CAM aşaması için freze cihazına yüklenmektedir. Üretime imkan veren sistemler, içerdikleri freze aksı sayısına göre;

- 3 akslı freze cihazları
- 4 akslı freze cihazları
- 5 akslı freze cihazları olarak sınıflandırılmaktadır.

a) 3 Akslı Freze Cihazları

Bu özellikteki freze cihazları uzaysal 3 yönde hareket edebilmektedir. Bu sebeple freze yolunda kullanılan noktalar özel olarak x, y, z değerlerinde tanımlanmaktadır. Bu durum hesaplanan değerlerin minimum olmasına sebep olmaktadır. Alt kısımlardaki frezelerde ıraksama ve yakınsama mümkün olmamaktadır. Bu durum bazı alanlara görsel kapama ile sonuçlanmaktadır. Dental alanlarda kullanılan tüm 3 akslı freze cihazları iç ve dış yapılarını elde etmek amacıyla komponentlerin 180° döndürülmesine imkan sağlamaktadır. Bu freze cihazlarının en büyük avantajı freze için gerekli olan zamanın kısa olması ve mevcut olan 3 aks komponentin kontrollerinin kolay olmasıdır. Ayrıca 3 akslı freze cihazları diğer freze cihazlarına göre daha ucuzdur. 3 akslı freze cihazlarına örnek olarak(Beuer ve diğerleri, 2008),

- inLab (Sirona),
- Lava (3M ESPE),
- Cercon brain (DeguDent) verilebilmektedir (Beuer ve diğerleri, 2008).

b) 4 Akslı Freze Cihazları

Uzaysal 3 düzleme ilave olarak gerilim köprüsü sınırsızca döndürülebilmektedir. Sonuç olarak rutin boyutsal sınırlar uzun vertikal yüksekliklerde köprü yapımı gerektiğinde uyumlandırılabilmektedir. Bu durum daha az malzeme kullanılmasına ve daha kısa çalışma zamanına imkan sağlamaktadır. 4 akslı freze cihazlarına örnek olarak Zeno (Wieland-Imes) gösterilebilmektedir (Beuer ve diğerleri, 2008).

c) 5 Akslı Freze Cihazları

5 akslı freze cihazlarında 3 akslı freze cihazlarında yapılabilen x, y, z düzlemlerindeki hareketlere ilave olarak 4 akslı freze cihazlarında kullanılabilen rotasyon yapabilen gerilim köprüsü ve freze ucunun da rotasyon yapabilme özelliği bulunmaktadır. Bu cihaz tasarımı ile örneğin farklı açılarda dayanak dişler içeren alt çene SP'lerin ya da kuron ve SP'lerin alt yapıları gibi altyapıları olan komplike geometrik restorasyonlar yapılabilmektedir (Beuer ve diğerleri, 2008). Bu sistemlerin,

- Laboratuvarda kullanılanlarına örnek olarak Everest Engine (KaVo).
- Üretim merkezlerinde kullanılanlara örnek olarak HSC Milling Device (etkon) verilebilmektedir (Beuer ve diğerleri, 2008).

Aslında yapılan çalışmalarda yapılan restorasyonların kalitesinin freze cihazlarındaki aks sayısından ziyade veri toplama, veri tasarımı ve üretim zinciri gibi aşamaların kalitesinden daha fazla etkilendiği bildirilmiştir (Beuer ve diğerleri, 2008).

2.6.3.3. CAD/CAM Üretimine İmkan Veren Materyaller

CAM aşamasının doğruluğu aynı zamanda kullanılan materyallere de bağlıdır (Abdel-Azim ve diğerleri, 2015). Alumina ve zirkonia gibi yüksek dayanımlı seramiklerin geliştirilmesi bu materyallerin implant destekli protezlerde kullanınımı mümkün kılmıştır. Yüksek dayanımlı seramiklerin kullanımı CAD/CAM üretim aşamaları ile oldukça kolaylaşmıştır (Denry ve Kelly, 2008). Kullanılan materyaller geleneksel materyallere göre yüksek dayanımda, yoğun özellikte, yüksek kalitede ve üstün mükemmel estetik özelliklerdedirler. CAD/CAM materyallerindeki son teknolojilerin kullanımları kolaydır. Gelecekte CAM aşamalarının üretim kolaylığı ve tedavi basitliği göz önüne alındığında diş hekimliğine tartışmasız yeni bir bakış açısı getireceği düşünülmektedir (Fasbinder, 2012).

Hasta başı üretimde kullanılan tüm bloklar monokromatik ya da polikromatik formdadır. Yapılan çalışmalarda bu malzemelerin kullanım dayanımları güvenilir bulunmuştur. Kullanılan materyaller estetik ve yüksek dayanımlı seramikleri, kompozit rezinleri ve nano seramikleri içermektedir. CEREC AC sistemindeki yenilikler sayesinde IPS Empress CAD Multi Block ve IPS e.max CAD gibi materyallerin kullanımı tüm seramik restoresyonların yeterli ve etkili şekilde yapılmasına imkan sağlamaktadır (Poticny ve Klim, 2010).

- Feldpar destekli seramik Vitablocs Mark I (Vident)

- Yüksek cam dayanıklı feldspar destekli seramik Vitablocks Mark II (Vident)
- Lösit cam seramik infiltre seramikler. ProCAD (Ivoclar Vivadent)
- Rezin bazlı kompozit Paradigm MZ100 blocks (3M ESPE)
- Paradigm C (3M ESPE)
- Lityumdisilikat cam seramik (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent)
- CEREC block (Sirona)

Belirtilen tüm bu blok malzemelerin geleneksel yöntemlerde kullanılan hatta "chameleon" özelliği gösteren malzemelere göre dayanımı yüksektir, serttir, yüksek kalitededir ve mükemmel estetik özellikleri bulunmaktadır. CAD/CAM malzemelerindeki tüm gelişmeler kullanımın kolaylaştırılması ve daha yüksek dayanımlı malzemeler elde edilmesi esasına dayanmaktadır. Gelecekte CAM aşamasının diş hekimliğinde yeni bir çağ başlatacağı düşünülmektedir. Özellikle tedavi basitliğinin ve üretim zamanının oldukça değişeceği düşünülmektedir (Fasbinder, 2012).

2.6.3.4. Üretim Tekniklerine Göre CAD/CAM Sistemleri

Üretim tekniklerine göre CAD/CAM sistemleri eksiltmeli ve eklemeli (katmanlı) CAD/CAM sistemleri olarak iki ana başlık altında toplanmaktadır.

Eksiltmeli CAD/CAM sistemlerinde; CNC (Computer numerically controlled machining)'de motorla çalışan kesici uca sahip aletler (testere, torna, freze makinası, matkap tezgahı gibi) seramik bloklardan istenen görüntü elde edilene kadar kademe kademe fazla olan materyali uzaklaştırmaktadır. Bu sistemlerde elde edilmek istenen görüntüye ulaşmak için çok fazla restoratif materyal uzaklaştırılmaktadır. İstenmeyen materyal miktarının fazlalığı da bu sistemlerin pahalı olmasına sebep olmaktadır (Van Roekel, 1992).

Eksiltmeli CAD/CAM sistemlerine;

- CNC,
- Lazer ile kesim,
- Su püskürtmeli kesim (Water jet cutting=Wasserstrahlschneiden),

- Elektron Işınlı kesim örnek olarak verilebilmektedir (Chua, Leong ve Lim, 2010; De Vries, 1992).

Eklemeli (katmanlı) CAD/CAM sistemler; eksiltmeli üretimin tersine materyallerin tabaka tabaka ilave edilerek tasarlanan 3D modellerin verisini üretmektir. Bilgisayar programlarının yardımıyla elde edilmek istenen restorasyonlar kesitler halinde birbirine eklenerek final restorasyona ulaşılmaya çalışılmaktadır. Günümüzde eklemeli üretimin giderek popülerlik kazandığı söylenebilir (Noort ve Cam, 2011).

Eklemeli üretim tekniklerine;

- Stereolitografi (SLA),
- Eriyik Yığarak Modelleme (Fused deposition modeling [FDM]),
- Seçici Elektron Işınlı Ergitme (Selective electron beam melting [SEBM]),
- Mürekkep Yazıcılı Sistemler,
- Laser Sinterleme örnek olarak verilebilmektedir (Noort ve Cam, 2011).

CAM Sistemelerinin netliğini değerlendiren çalışmalarda; milling aşamasında hatalar daha az olacak şekilde gözlenmiştir (E. D. Rekow, Erdman, Riley ve Klamecki, 1991). Ölçü alma aşamalarındaki hataların özellikle beş akslı freze makinaları kullanıldığında yapılan freze aşamasından daha fazla olduğu bildirilmiştir. Üreticiler açısından bu sonuçlar mantıklı bulunduğundan, üreticiler dikkatlerini daha çok veri yakalama aşamasına yoğunlaştırmışlardır (Chan ve diğerleri, 2011).

2.7. Araştırmada Kullanılan Cihazlar

2.7.1. CEREC Omnicam (Sirona, Bensheim, Germany)

Doğal dişlerin ve dişetlerinin pudrasız olarak görüntülenmesine imkan sağlamaktadır. Kameranın görüntülenecek alana yerleştirilmesi ile görüntüleme otomatik olarak başlamaktadır. Pudra uygulama işleminin elimine edilmesi, uygulamanın kullanımını kolaylaştırmıştır. Tam çene arkı ve yarım çene arkı ölçülerde kullanımlarının daha kolay ve daha hızlı olduğu bildirilmiştir (“Sirona The Dental Company, CEREC Omnicam”, 2017).

CEREC Omnicam'in ince dizaynı ve kompakt kamerası sayesinde posterior bölgelerin rahat görüntülenebildiği bildirilmiştir. Yuvarlaklaştırılmış konturların kameranın daha kolay rotasyon yapmasına imkan sağlamadığı bildirilmiştir. Hastanın

sırtının arkaya yaslanmış olması ya da dik oturmasına bakılmaksızın, üst ve alt çenelerin doğal çalışma pozisyonu değiştirilmeden ergonomik olarak kullanılması mümkün olduğu belirtilmektedir. Görüntüleme esnasında işlemler herhangi bir aşamada duraklatılabilir, uygun olunduğunda tekrar kayıt almaya devam edilebilir ("Sirona The Dental Company, CEREC Omnicam", 2017).

3D modeller doğal renklerde oluşturulmakta bu sayede bir çok yüzey doğal renklerde ve gölgelerde görüntülenmektedir. Direkt ve gerçekçi geri bildirimler oral kavitedeki yönlendirmeye yardımcı olmaktadır. Bu durum amalgam, altın ya da kompozit malzemelerin ayrımının yapılmasına, ayrıca klinik olarak dişeti ve preparasyon marjinlerinin ayrımının net olarak yapılmasına imkan sağlamaktadır ("Sirona The Dental Company, CEREC Omnicam", 2017).

CEREC Omnicam hasta rehberlik modunda kullanıldığında video kaydedebilme özelliğine sahiptir. Hastaya anında görüntüyü gösterme imkanı sağlaması kullanılan sistemin bir avantajıdır ("Sirona The Dental Company, CEREC Omnicam", 2017).

Ayrıca doğal görünümde diş ve diş etlerinin görünürlüğünün sağlanmasına bağlı olarak hastaların tedavi gereksinmlerine daha kolay ikna edilebileceğine inanılmaktadır ("Sirona The Dental Company, CEREC Omnicam", 2017).

2.7.2. CEREC InEos X5 (Sirona, Bensheim, Germany)

Son teknolojik özelliklere sahip olduğundan yaygın endikasyon alanı vardır. Yeni fonksiyonları sayesinde dental laboratuvar iş akışında gelişmeler gözlemlenmektedir. Bu durumun dental teknisyenlere oldukça zaman kazandıracağı düşünülmektedir ("Sirona The Dental Company, CEREC InEOS X5", 2017).

inEos X5 sayesinde ölçüler ya da ölçülerden elde edilen modeller manuel olarak ya da otomatik olarak taranabilmektedir. Yeni içeriklerin dental teknisyenlerin fleksibilitesini arttırmaktadır ve bu sayede de iş akışı laboratuar ile kolayca entegre olabilmektedir. Elde tarama işlemi basit işlemler için zaman kazandırırken, full otomatik kullanım modu çalışma zamanını kısaltmakta ve kullanıcıya ait işlem basamaklarını kısaltmaktadır. Ayrıca inEos X5 ile kullanılan data hacminin standartlaştırılmış olduğu ve modelin sonraki hesaplanmasının ivmelendirilmiş olduğu belirtilmektedir ("Sirona The Dental Company, CEREC InEOS X5", 2017).

inEos X5, inEos Blue'dan geliştirilmiştir ve inEos X5'in şuan piyasada bulunan en hızlı tarama cihzıdır. Geniş görüntüleme alanısayesinde tek görüntüde dört ya da beş dişin görüntüsünün elde edilmesi mümkündür. Üretici firma tüm arkı görüntülemek için sadece beş görüntünün yeterli olduğunu bildirmiştir. Sonuç olarak tek kuron restorasyonlarının görüntü kaydının 10 sn'den daha kısa sürede tamamlayacağı üç üyeli köprülerin görüntüsünün yaklaşık 30 sn'de elde edilirken, tüm arkın görüntülenmesinin 1dk'dan kısa sürdüğü dikkat çekmektedir. inEos X5'in görüntü elde etme prensibi dijital model projeksiyonuna dayanmaktadır. Kullanılan cihazın 12 µm'den küçük farkları algılayabilmesinin gelişmiş netlikten söz edilebilmesine imkan sağlamaktadır. Otofokus özelliği sayesinde yüksek kalitede tarama verisini garanti ettiği bu sayede de implant operasyonları gibi yüksek derecede netlik gerektiren vakalarda kullanımının uygun olacağı düşünülmektedir. Kameranın yüksek görüntü derinliğine bağlı olarak inEos X5'in kullanımı ile damak bölgesi dahil tüm çeneyi içine alan model eldesi mümkün olmaktadır (“Sirona The Dental Company, CEREC InEOS X5”, 2017).

Yeni kullanımda olan 5-akslı teknolojisi, rotasyon yapan kola sahip olması, yüksek tarama planlama özelliğine sahip olması inEos X5'in tüm endikasyonlarda otomatik olarak pozisyonlama ve model elde etmesinin mümkün olabileceği ortaya koymaktadır. Bu durumun görüntülemeyi standartlaştırabileceği düşünülmektedir. Bu sayede sistemin kullanıcıya bağlı hataları elimine ettiği ve görüntüleme hızını artmaktadır. Sonuç olarak inEos X5 büyük ve geniş çalışma alanı sayesinde modele hızlı erişme imkan vermekte ve standart artikulatorler ile beraber çalışılmasına imkan sağlamaktadır. Geleneksel model ve ölçü taşıyıcısı, tüm geleneksel model destekleyicileri, split cast sistemleri, tüm ebatlardaki ölçü kaşıkları gibi parçaların sistemle uyumlu olarak kullanılabilir. inEos X5'in çoklu day tarayıcılarının proksimal kontaktların iyi görünmediği durumlarda, alt yapı üretiminde ve tekli restorasyon yapımlarında avantajları vardır. Bu fonksiyon sayesinde restorasyonlar 4 parça daya kadar özel tutucu ile tablaya yerleştirilebilmekte ve taramaları gerçekleştirilebilmektedir (“Sirona The Dental Company, CEREC InEOS X5”, 2017).

inEos X5'in Özellikleri;

- Manuel ve tam otomatik çalışma kombinasyonlarına izin vermektedir.
- Yüksek netlik sağlamaktadır.

- Kullanım zamanı kısadır. 5-akslı teknolojisi sayesinde gelişmiş iş akışı ve otomatik netleme özelliği mevcuttur.
- Geniş görüntü alanı ve yüksek görüntü çözünürlüğü mevcuttur.
- Dört paçaya kadar çok parçalı day taramasına imkan sağlamaktadır.
- Kullanımı kolaydır.
- Evrensel model ve artikulator tutucusu mevcuttur ("Sirona The Dental Company, CEREC InEOS X5", 2017).

2.7.3. GC Aadva IOS (GC Europe NV. Leuven)

Bu sistem parallel confocal görüntüleme tekniği ile çalışmaktadır. Üretici firma Aadva IOS ağız içi tarayıcıların ekonomik, ergonomik ve yüksek netlikte olduğunu bu sayede geleneksel ölçü yöntemlerinin neredeyse egale edilebileceğini bildirmektedir. İlgili materyallerin maliyeti, çoklu hatalar ve yeniden ölçü alınması, modellerin transferi gibi aşamalar bu sistem ile elimine edilmektedir. Yeni GC Aadva IOS ağız içi tarayıcılar sayesinde 5 dk'dan daha kısa zamanda görüntü elde edilebilmekte ve kullanılan bulut teknolojisi ile görüntüler hızlıca laboratuvara gönderilmektedir ("GC Europe Tech GmbH, GC AADVA IOS", 2017).

Bir Japon firması olan GC'nin Aadva IOS ağız içi tarayıcıları sayesinde geleneksel ölçü alma ve model elde etme aşamaları oldukça basitleştirilmiştir. Aadva IOS ağız içi tarayıcılar ile klinisyenin okluzyonu kolaylıkla değerlendirebilmekte, hataları ve preparasyon marjinlerini direkt olarak ekranda belirlenebilmekte ve ayrıca ilave randevuya gerek olmadan gerekli görülen durumlarda taramalat tekrarlanabilmektedir ("GC Europe Tech GmbH, GC AADVA IOS", 2017).

Aadva IOS ağız içi tarayıcılarının açık sistem olarak tasarlanmış olup ve 2 adet USB bağlantı noktası içermektedir. Bu yapın görüntülerin doğrudan USB'ye kaydilmesi amacıyla bir arayüz sunmaktadır ("GC Europe Tech GmbH, GC AADVA IOS", 2017).

Bu durum diş hekimlerinin STL dosyalarının saklamasına ve gerekli olduğu durumlarda USB cihazları ile dental laboratuvarlara transferine imkan sağlamaktadır. Bu sayede tüm kontrol diş hekimlerinde olmaktadır ("GC Europe Tech GmbH, GC AADVA IOS", 2017).

GC Aadva Connect isimli çok fonksiyonlu dijital platform dental klinikler ile laboratuvarlar arasındaki iletişimi düzenlemektedir. Bu sayede dosyaların hem görsel olarak saklanabildiği hem de dijital hasta modellerinin ve protetik olanakların online tartışmalara imkan sağladığı bildirilmiştir. Aynı zamanda GC Aadva Connect'in, online teknik servis hizmeti ve ön deneme programları da sunmaktadır. Uygun ön çalışmalar tarama işlemleri diğer dental ekipteki personel tarafından da gerçekleştirilebilmektedir. Bu sayede iş akışının daha da basitleştirilmiştir ("GC Europe Tech GmbH, GC AADVA IOS", 2017).

Üretici firma, Aadva IOS ağız içi tarayıcılarının sınıfındaki en küçük ve en hafif el aleti olduğunu bildirmektedir. Bu sebepten Aadva IOS'un ergonomik olduğu ve hasta konforunu arttırdığı düşünülmektedir. Ayrıca Aadva IOS ağız içi tarayıcılarında kullanım öncesi pudra uygulamaya gerek olmaması sistemin daha hızlı ve daha kolay ilerlemesine imkan sağlamaktadır ("GC Europe Tech GmbH, GC AADVA IOS", 2017).

2.7.4. AAdva Lab Scan (GC Europe NV. Leuven)

GC Aadva lab Scan'in yüksek gerçeklik ve ışık hızında iş akışı opsiyonlarında yeni bir çağ başlatmış olduğu düşünülmektedir. Üretici firma tarafından GC Aadva Lab Scan'in son teknoloji projeksiyon ve ölçüm teknolojisini içeren tam otomatik laboratuvar tarayıcısı olduğu düşünülmektedir ("GC Europe Tech GmbH, GC AADVA Labscan", 2017).

High end dual camera sistem özelliği sayesinde sistem mavi LED ışık teknolojisini kullanmaktadır. Tarama sonuçlarının tek kuron restorasyonlarından karmaşık vida destekli implant restorasyonların yüksek gerçeklikte mükemmel ve pasif uyumuna imkan sağladığı bildirilmektedir ("GC Europe Tech GmbH, GC AADVA Labscan", 2017).

Adapte edilebilen tarama hızını restorasyon zincirini ivmelendirmektedir. Bu sistem ile manuel hataların azaltıldığı, post processing time'ın ortalama %35 azaltılmıştır. Bireysel implant ya da köprü restorasyonların otomatik tanımlamasının yapılabilmesi, implant bağlantılarında rotasyon ve anti-rotasyon özelliği seçiminin otomatikleştirilmiş olmasına bağlıdır. Silikon ölçüler taramada sıklıkla kullanıldığından GC-Aadva IOS'un, ağız içi tarayıcısı ile entegre çalışabilmesi büyük bir avanaj olarak gösterilmektedir. Sistemdeki ölçü tutucusu, çoklu day tutucusu, wax up alt yapıları gibi

çeşitli aksesuarların varlığının sistemin kullanımını kolaylaştırmaktadır (“GC Europe Tech GmbH, GC AADVA Labscan”, 2017).

Nokta kalıpları sayesinde sadece implantın pozisyonu ile ilgili bilgilerin değil aynı zamanda tip, marka, özellikleri anında görsel modele çevirebilmektedir. Bu teknik klasik tarama kepleri ile çalışıldığında çok sayıda tarama yapılmasını ve tarama keplerinin kütüphaneden eşleştirilmesini elimine etmektedir (“GC Europe Tech GmbH, GC AADVA Labscan”, 2017).

Aadva Lab Scan için kullanılan özel nokta kodlu tarama bayrak sistemleri(scan flags with unique dot code system) bir çok implant sisteminde tarama performansının standartlaştırılmasını sağlamaktadır (“GC Europe Tech GmbH, GC AADVA Labscan”, 2017).

GC Aadva Lab Scan tamamen açık bir sistem olarak lanse edilmektedir. Bu sistem AADVA Dental CAD powered by Exocad® ile donatılmıştır. Üretici firmaya göre AADVA Dental CAD güvenilir, dayanıklı ve yeni uygulamalar ile uyumludur (“GC Europe Tech GmbH, GC AADVA Labscan”, 2017).

AADVA Dental CAD'in standart yazılım paketi, kuron, köprü ve bar gibi restorasyonların tasarımını yapmak için gerekli olan tüm tasarım aşamalarını içermektedir. İDP'ler için en çok kullanılan implant tiplerinin kütüphaneden seçiminde kullanımının güvenli olduğu belirtilmektedir. Ayrıca bu sistemler içinde aksesuar programlar kullanılabilmektedir. The AADVA Dental CAD 2.0 Advanced Software Pack ile görsel artikülatorlerin uyumlu çalışabilecek yazılım modülleri ve aksesuar program özellikleri içerdiği bilinmektedir. Bu sayede splintler, geçici kuronlar ve dijital olarak modellerin oluşumunun mümkün olmaktadır. Otomatik olarak diş dizayn teklifleri, otomatik görsel artikulasyon özellikleri, okluzal uyumlamalar, gelişmiş model üretimi, çoklu diş üretimlerinde simetrinin sağlanması, geniş implant bar kütüphanesi ve sistemin tüm yeni sistemlerle uyumlu çalışmasının mümkün olması sistemin avantajları arasındadır (“GC Europe Tech GmbH, GC AADVA Labscan”, 2017).

2.8. Kullanılan Değerlendirme Teknikleri

Daha önce yapılan dijital sistemlerin analizinde çeşitli varyasyonlar üzerine çalışılmıştır: pozitif ve negatif deviasyonlar, salt değerler (absolute value) (Patzelt ve Emmanouilidi, 2014), iki nokta arası ölçümler, farklı yüzey alanları, deviasyon

yüzdeleri, netlik için ortalama değerler (Andreas Ender ve Mehl, 2013) ve bunların kombinasyonları kullanılmıştır. Bu durum çalışmalar arasında kıyaslama yapılmasına imkan sağlamamaktadır. ISO 12836:2012 'nin uygulanması gelecekte yapılan çalışmaların kıyaslanmasına olanak sağlayacaktır (Rudolph ve diğerleri, 2016).

Daha önce bahsedildiği gibi ISO12836:2012 (Dentistry - Digitizing Devices For Cad/Cam Systems For Indirect Dental Restorations: Test Methods For Assessing Accuracy. Geneva: ISO, 2012) Açıklama 3.6'ya göre netlik; ölçüm sonuçlarının yakınlık değerleri ile ölçülen büyüklüğün gerçek değeri arasındaki sonuçtur. Netlik nitel bir kavramdır. Netliğin sayısal olarak tam benzeri gerçekliktir. Gerçeklik, test edilen ölçüm metodlarının orjinal geometriden olan sapmalarını tanımlamak için kullanılır (Müller, Ender ve Joda, y.y.). Doğruluk ise belirlenen şartlarda tekrarlanan deney sonuçlarının kabul edilen ortak sonuçlarının hesaplanan standart deviasyon miktarına göre yakınlığıdır (A Ender ve Mehl, 2013; J. Kim ve diğerleri, 2015).

Geleneksel ölçülerde doğruluk alçı modeller üzerinde değerlendirildiğinde daha çok lineer mesafe ölçümleri yapılmıştır (Balkenhol, Haunschild, Erbe ve Wöstmann, 2010; Caputi ve Varvara, 2008; Chandran ve diğerleri, 2010; Hoyos ve Soderholm, 2012).

Lineer mesafe ölçümlerinin bazı kısıtlamaları vardır. Örneğin;

- Ölçüm yapmak için sabit referans noktalarına ihtiyaç vardır,
- Dental modellerde torsiyon ve aks deviasyonlarında 3D değişikliklere imkan sağlamamaktadır (M E Brosky, Major, DeLong ve Hodges, 2003; Caputi ve Varvara, 2008; Chandran ve diğerleri, 2010).

Literatürde ölçülerin ve alçı modellerin 3D doğruluğunun değerlendirilmesi hakkında yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır (Mada ve diğerleri, 2003; Rudolph, Luthardt ve Walter, 2007).

Dijital ağız içi sistemlerin netliğini değerlendirirken, 3D modellerin lineer ölçümlerinin yapılması tavsiye edilmemektedir (Mary E. Brosky, Pesun, Lowder, DeLong ve Hodges, 2002). Dijital modellerin netliğinin değerlendirilmesi genellikle orjinal geometriden oluşan sapmaların çakıştırmaları ile değerlendirilmektedir (Mary E.

Brosky ve diğerleri, 2002; a Mehl ve diğerleri, 2009). Diş ya da dental arkta test edilen objenin gerçek yüzey özelliklerinin belirlenmesi için, referans tarayıcılara ya da çok iyi bilinen referans modellere ihtiyaç duyulmaktadır. Koordinat ölçüm cihazları (CMM) ile yüzey noktalarının yüksek gerçeklikte ölçümü mümkündür, fakat yavaş tarama hızı ve geometrik büyüklük ve şekillere bağlı olan fissür çizgileri, interproksimal sahalar gibi boşluklar tarayıcı uca bağlı olarak net olarak ölçülememektedir (Del Corso, Abà, Vazquez, Dargaud ve Ehrenfest, 2009; Quaas ve diğerleri, 2007). Yüksek netlikte çalışan optik tarayıcılar tek diş ya da tek bölge gibi küçük sahaların ölçümünde kısıtlamalar göstermektedir (Mada ve diğerleri, 2003; a Mehl ve diğerleri, 2009). Gerçekliği değerlendiren bir diğer yöntem kalibre edilmiş objelerin taramalarının yapılması (Del Corso ve diğerleri, 2009; a Mehl ve diğerleri, 1997) ya da final restorasyonlardaki marjinal uyumun değerlendirilmesidir (Syrek ve diğerleri, 2010). Yine de bu kalibre edilmiş objeler oldukça küçüktür ve diş ya da dental ark gibi tipik formda değildir. Diğer yandan final restorasyonların uyumunu değerlendiren çalışmalar sadece preparasyon sahasının tarama kalitesini değerlendirmeyip tüm üretim aşamalarının sonucunda elde edilen formun uyumunu değerlendirmektedir (Andreas Ender ve Mehl, 2013).

Üretim aşamaları hariç tutularak, sadece farklı dijital ölçü metodları değerlendirileceği durumlarda, ölçüler dijital görüntülerin çakıştırmaları ile elde edilmelidir. Bu teknik bir çok çalışmada değerlendirilmiştir (Güth ve diğerleri, 2013; Meer ve diğerleri, 2012; Patzelt ve Emmanouilidi, 2014).

STL formundaki veri kümelerinin çakıştırmalarında kullanılan dijital tarama sistemleri ve bu sistemlere uygun olan yazılımlar gerçekliğin mikroskobik seviyelerde değerlendirilmesinde kullanılması uygun olan yöntemlerdir (Andreas Ender ve Mehl, 2013). STL veri kümelerinin best-fit algoritmalarla çakıştırılması netliği değerlendiren en uygun ve en yaygın yöntemlerin başında gelmektedir (Güth ve diğerleri, 2013). Diğer çakıştırma teknikleri arasında en küçük kare metodu (least square method) ve sıfır yöntemi (zero method) gelmektedir (Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, 2014; Torsten Jemt ve Hjalmarsson, 2012) .

Referans tarayıcılar, dental djitalizasyon sistemlerinin netliğini değerlendirirken yüksek netlikte olmalıdır (Jeon, Lee, Kim, Kim ve Kim, 2013). Referans tarayıcıların,

tekrarlanabilir sonuçlara ulaşabilmesi ve farklı referans veri kümelerinin çakıştırmaları ile uygunluk göstermesi istenmektedir.

İnvitro çalışmalar hasta modellerinin dijital çakıştırmalarının yüksek netlikte çalışan referans tarayıcılar ile yapılmasına imkan sağlamaktadır (Andreas Ender ve Mehl, 2013, 2014a). Klinik çalışmalarda referans tarayıcı maksiller arkın taramasını yapamayacağından kullanımı mümkün değildir. Yine yapılan invitro çalışmalarda tükürüğün olmaması, yansıma yapabilecek restorasyonların ağızda olmaması, hastanın hareketinin olmaması, sonuçları etkileyebilecek diğer klinik durumların olmamasının sonuçlara olan etkisi değerlendirilmiştir (Patzelt ve Emmanouilidi, 2014). Referans tarayıcılar ile yapılan karşılaştırmalarda doğruluk değerlendirilmektedir (Müller ve diğerleri, 2016).

2.8.1. Kullanılan Referans Tarayıcı

"ATOS SO High-End 3D Digitizer for Small Objects" programme (GOM Optical Measuring Techniques GOM mBH, Braunschweig, Germany). Görüntülerdeki deviasyonlar üç boyutta (x, y, z) değerlendirilmektedir. Kullanılan program özellikle yüksek netlikte çalışmayı gerektiren komplike küçük parçalar içeren bir çok medikal cihaz ve komponentin üretiminde kullanılmaktadır. İki nokta arası uzaklığın 0,02 µm'den küçük olduğu durumlarda kullanılmaktadır. Modeller dönen çalışma tablasına yerleştirilir ve tarayıcı uç ile taranır. Tarayıcı uç modellere yakın konumlandırılmalıdır. Böylece görüntüyü kaydeden iki adet ölçüm kamerası sensorün tepesinden görüntüyü alabilmektedir. Dönen tabla ile birlikte kameralar, objeyi her açıdan taramaktadır ve böylece en küçük alanların ölçümü üçgenleştirme tekniği ile mümkün olmaktadır. Tarama sonrasında sonuç görüntüler kaydedilmektedir. Görüntüler bilgisayar ekranına yansıtılıp değerlendirilebilmektedir. Elde edilen her örnek orjinal model ile kıyaslanabilmektedir. Bu karşılaştırma esnasında mesial, distal bukkal ve palatinalde belirlenen açısal deviasyonlar ölçülebilmektedir (Öngül, Gökçen-Röhlig, Şermet ve Keskin, 2012).'

3. GEREÇ VE YÖNTEM

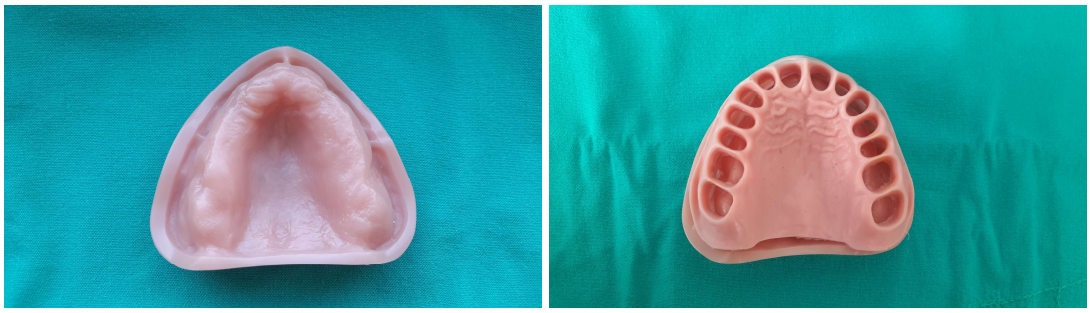
Bu doktora tezinde, implant açı ve derinliğinin yeni jenerasyon ağız içi ve ağız dışı dijital ölçü yöntemlerinin veri eldesine etkisini kalitatif ve kantitatif değerlendirerek, implant destekli sabit protez üretiminde kullanılan bu yeni yöntemlerin güvenilirliğini ölçmek, hekim tecrübesinin dijital ölçüye etkisini araştırmak, dijital teknolojilerin hangi seviyede geleneksel yöntemlerin yerini alabileceğinin tespit edilmesini belirlemek, yeni nesil direkt ve indirekt dijital ölçü sistemlerinin hassasiyetinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmamız 4 adımdan oluşmaktadır. Bunlar;

1. Ana modelin elde edilmesi
2. Geleneksel ve dijital yöntemler ile ölçülerin alınması
3. Karşılaştırma ve sapma miktarlarının belirlenmesi
4. İstatistiksel olarak sonuçların değerlendirilmesi

3.1. Ana Modelin Elde Edilmesi

Ürün kodu B 3 CSP olan fabrikasyon olarak üretilen standart dişsiz fantom üst çene modeli (Frasaco GmbH, Tettnang, Deutschland) ana referans modeli olarak kullanılmıştır. Ana model üzerine 6 adet Nobel Biocare Aktive implant (4,3 mm çapında, 12 mm boyunda standart kemik seviyesinde Zürich- Flughafen Switzerland) homojen dağılımda yerleştirilmeye çalışılmıştır. İmplantların yerştirileceği bölgelerin belirlenmesi amacıyla dişeti formunda olan silikon bir yapıdan yararlanılmıştır.



Şekil 3.1 Ana Model (Ürün Kodu B 3 CSP, Frasaco GmbH, Tettnang, Deutschland) ve Silikon Rehber

- 12 no'lu bölgeye yerleştirilen implant 4 mm diş eti derinliği ve 0°açıya;
- 14 no'lu bölgeye yerleştirilen implant 0 mm dişeti yüksekliği, 15°açıya;
- 16 no'lu bölgeye yerleştirilen implant 0 mm dişeti yüksekliği, 0°açıya;
- 22 no'lu bölgeye yerleştirilen implant 2 mm dişeti yüksekliği, 0°açıya;
- 24 no'lu bölgeye yerleştirilen implant 0 mm dişeti yüksekliği, 30°açıya;
- 26 no'lu bölgeye yerleştirilen implant 0 mm dişeti yüksekliği, 0° açıya sahip olacak şekilde toplam 6 adet Nobel Biocare Aktive implant (4,3 mm çapında, 12 mm boyunda standart kemik seviyesinde Zürich Flughafen Switzerland) modele cerrahi frezler yardımıyla manuel olarak yerleştirilmiştir.



Şekil 3.2 Ana Modele İmplantların Yerleştirilmiş Hali

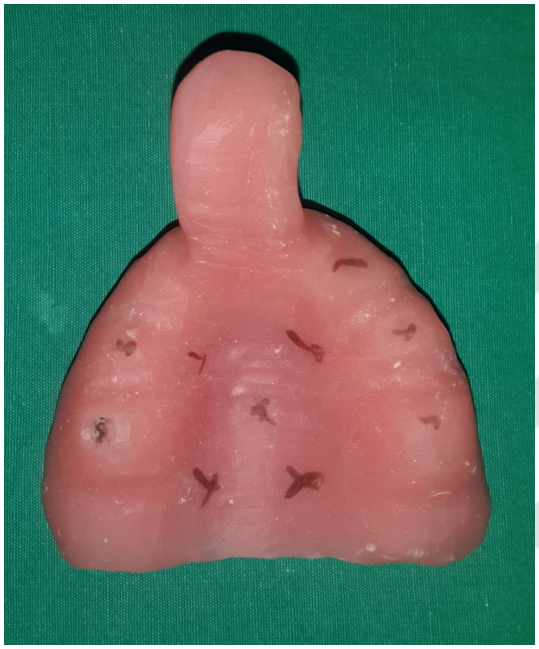
3.2. Geleneksel ve Dijital Yöntemler ile Ölçülerin Alınması

Bu çalışmada yeni nesil dijital ölçü sistemlerinin ve geleneksel yöntem ölçü netliğinin karşılaştırılması amaçlandığından hem geleneksel ölçüler hem de ağız içi ve ağız dışı dijital ölçüler elde edilmiştir.

3.2.1. Geleneksel Yöntemler ile Ölçülerin Elde Edilmesi

Bu çalışmada kullanılan ana modelde 6 adet implant olduğundan geleneksel yöntemlerle ölçü alınması için akrilikten (Meliodent, Heraeus Kulzer, Dormagen, Deutschland) üretilen özel kaşıklar yardımıyla kapalı kaşık tekniği ile ölçülerin alınması uygun görülmüştür.

Bu amaçla tecrübeli hekim hazırlanan ana modelden fabrikasyon olarak üretilen metal kaşık ve aljinat (Zhermach Hydrocolor5, Badia Polesine, Italy) ölçü maddesi ile ölçü almıştır. Alınan ölçü alçı (Evo Rock, OBG- Oberbergischegipsware GmbH, Engelskirchen, Germany) model haline dönüştürülmüştür. Hazırlanan alçı model akrilik bireysel kaşık yapımında kullanılmıştır. Bireysel kaşıkların üzerinde basıncın azaltılması istenen bölgelerde retansiyon deliklerinin açılması uygun görülmüştür.



Şekil 3.3 Kullanılan Bireysel Kaşıkların Örneği

Ölçü alınması işlemine geçildiğinde ölçü materyalinin kaşıktan ayrılmasını önlemek amacıyla kaşık adezivi (3M ESPE-VPS Tray Adhesive; Neuss, Germany) özel kaşığın kenarlarından 3 mm taşacak ve kaşığın ölçü yüzeyi ile temas edecek kısmına gelecek şekilde ince bir tabaka halinde sürülmüş ve 10 dk beklenmiştir.

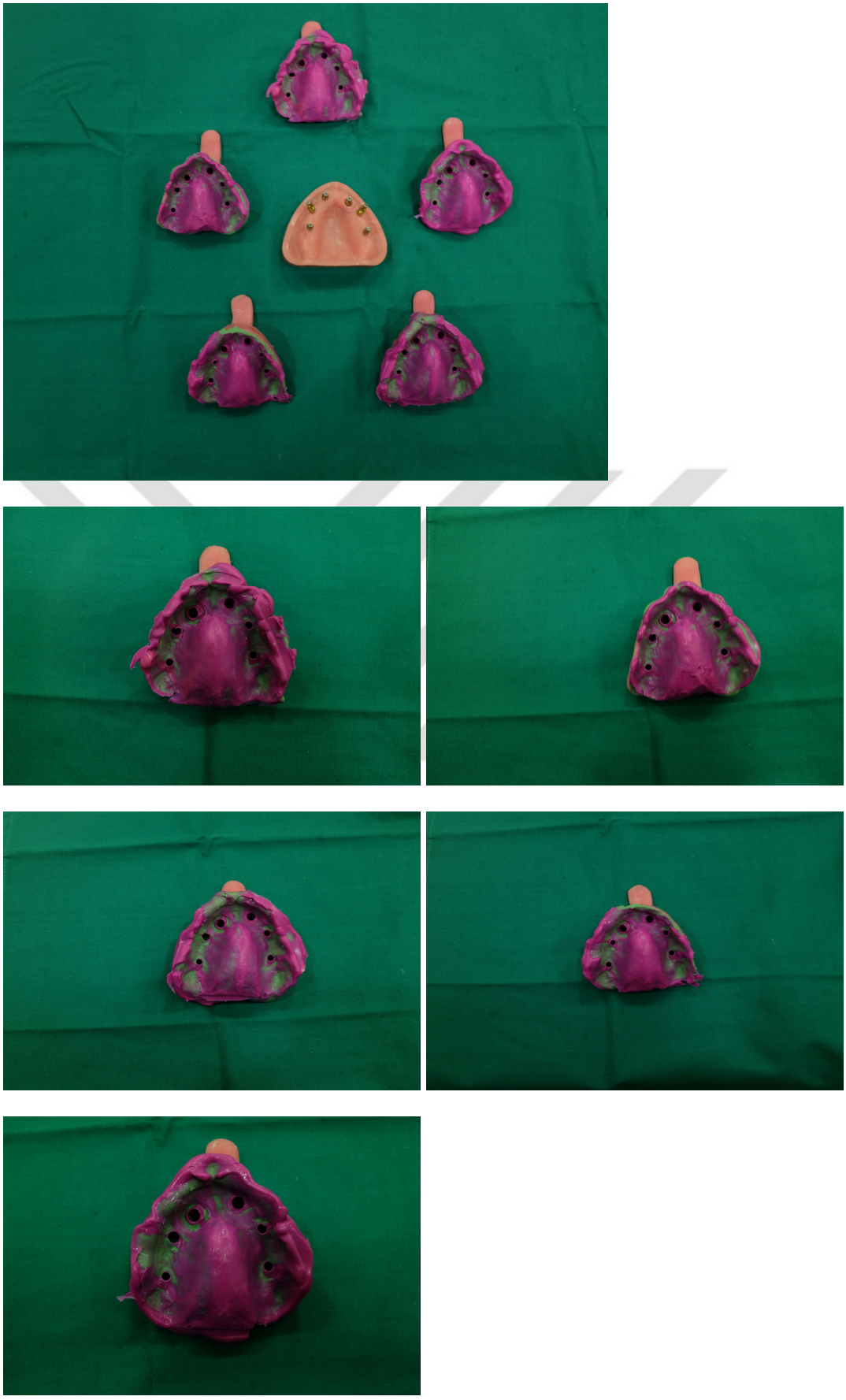
Ölçü alınacak modelin hazırlanması amacıyla ölçü parçaları (Impress Cap Closed Tray Conical Connection, 5 mm çapında, 13 mm uzunluğunda, Nobel Biocare, Göteborg, İsviçre) uygun pozisyonda yerleştirilip el ile sıkıştırılmıştır.



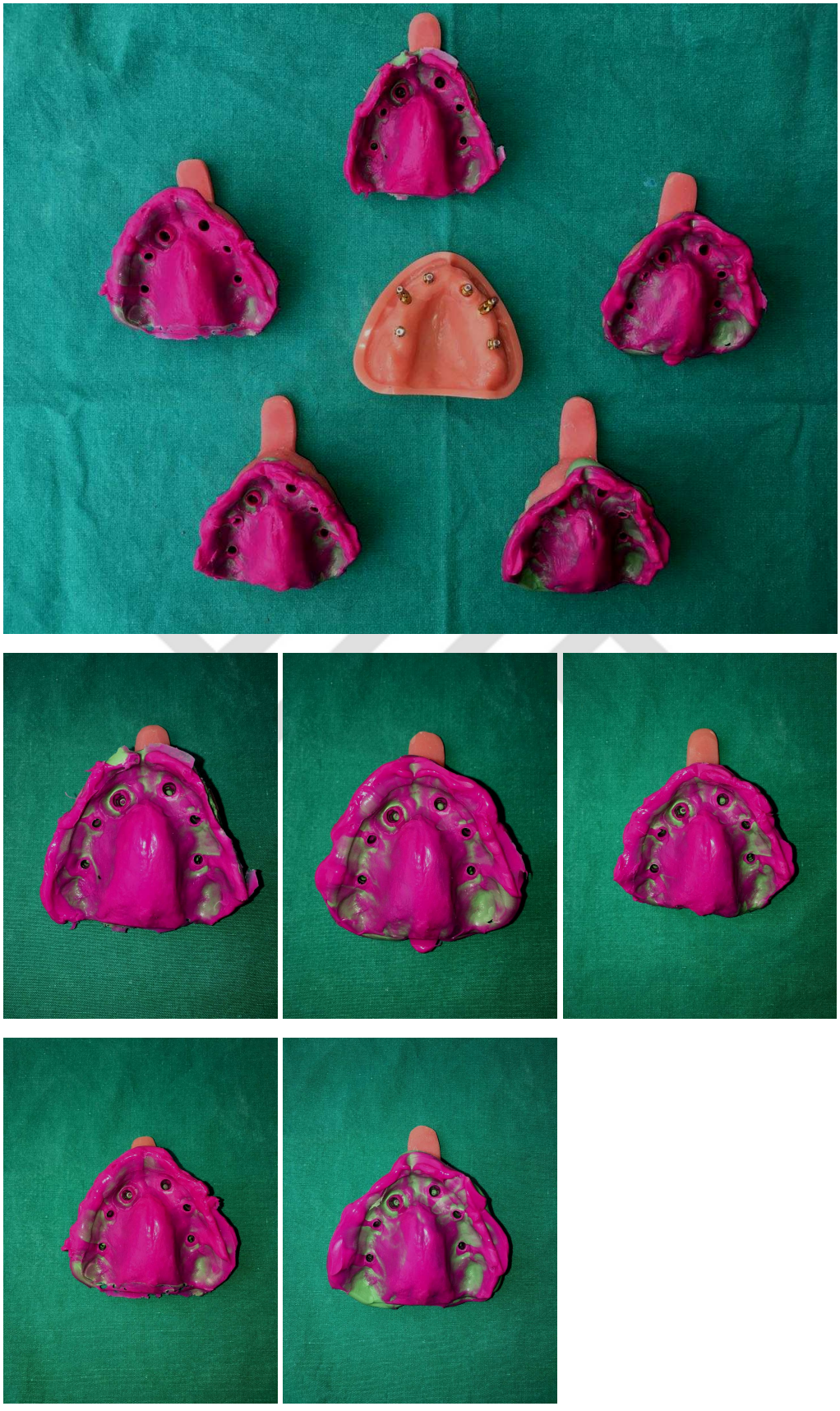
Şekil 3.4 Ölçü Parçalarının Modele Yerleştirilmiş Hali

Geleneksel ölçü maddesi olarak el ile karıştırılan macun kıvamlı VPS (3M ESPE-Express XT Putty Quick; Neuss, Almanya) ve garant tabanca ile kullanılan düşük viskoziteli hidrofilik VPS (3M ESPE-Express XT Light Body Quick; Neuss, Almanya) ölçü maddesi kullanılmıştır. Bir hekim tarafından macun kıvamlı VPS ölçü maddesinin baz ve katalizörü üreticinin talimatları doğrultusunda 1:1 oranında homojenize olacak şekilde çıplak elle karıştırılırken eş zamanlı olarak bir başka hekim düşük viskoziteli hidrofilik VPS ölçü maddesini garant tabanca ile dişlerin kolelerine gelecek şekilde tatbik etmiştir. Macun kıvamlı VPS ölçü maddesi karıştırıldıktan sonra kaşığa yerleştirilmiş akabinde de düşük viskoziteli hidrofilik VPS ölçü maddesi garant tabanca ile hazırlanan ölçü yüzeyine yayılıp tek aşamalı ölçü işlemi gerçekleşmiştir. Kullanıcı talimatlarında VPS ölçü maddelerinin ağız içinde 3 dk 30 sn'de sertleştiği belirtilmektedir. Çalışmamız oda sıcaklığında invitro olarak gerçekleştirildiğinden sertleşme bekleme süresi 7 dakikaya çıkarılmıştır. Sertleşme süresi boyunca ölçü kaşığına arkın her iki tarafındaki dişlerin üzerine parmak basıncı uygulanmıştır. Ölçü materyalinin tamamen sertleşmesinden sonra kaşık ve ölçü materyali modelden ayrılmıştır.

Geleneksel ölçülerin elde edilmesi amacıyla ana modelden tecrübeli ve tecrübesiz hekimler beşer kez (n=5) ölçü alarak bu işlemleri tekrarlamışlardır.

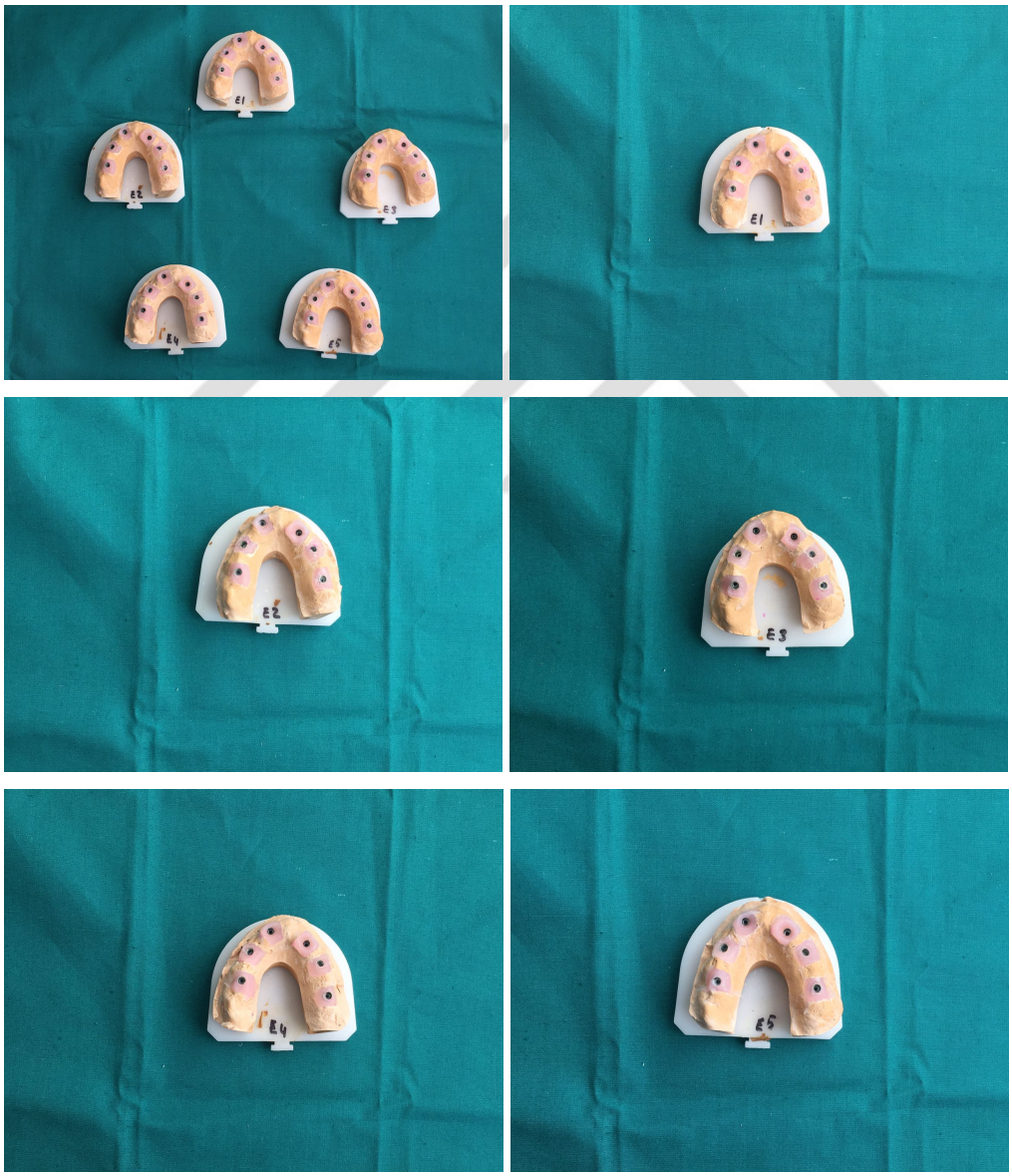


Şekil 3.5 Tecrübeli Hekime Ait Geleneksel Ölçüler



Şekil 3.6 Tecrübesiz Hekime Ait Geleneksel Ölçüler

Kullanıcı talimatlarına göre model hazırlamak amacıyla ölçü, modelden çıkartıldıktan 2 saat sonra dökülmelidir. Bu konu ile ilgili başka bir zaman kısıtlamasının bulunmadığı bildirilmektedir. Bu bilgiler doğrultusunda ölçü postları analoglar ile birleştirilip uygun yuvalara yerleştirildikten sonra model elde etmek amacıyla dental laboratuarda alçı model haline getirilmiştir. Alçı model elde etmek amacıyla tecrübeli bir dental teknisyen dişetleri formunu elde etmek amacıyla dişeti şekillendirici (Elastic Gingifast, Zhermack, Badia Polesine, Italy) ve alçı kullanmıştır.



Şekil 3.7 Tecrübeli Hekime Ait Alçı Modeller



Şekil 3.8 Tecrübesiz Hekime Ait Alçı Modeller

3.2.2. Dijital Yöntemlerle Ölçülerin Elde Edilmesi

Çalışmamızda hem ağız içi hem ağız dışı dijital yöntemlerle ölçüler elde edilmiştir. Ağız içi dijital yöntemler kullanılırken 2 farklı firmaya ait cihaz kullanımı yapılmıştır. Bu cihazlar;

- GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner (GC Europe NV, Leuven)
- CEREC Ominicam (Sirona Dental, Charlotte, NC)

3.2.2.1. GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner ile Görüntülerin Elde Edilmesi

Çalışmamızda IOS-15-00127 seri numaralı GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner cihazı kullanılmıştır. GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner cihazı son

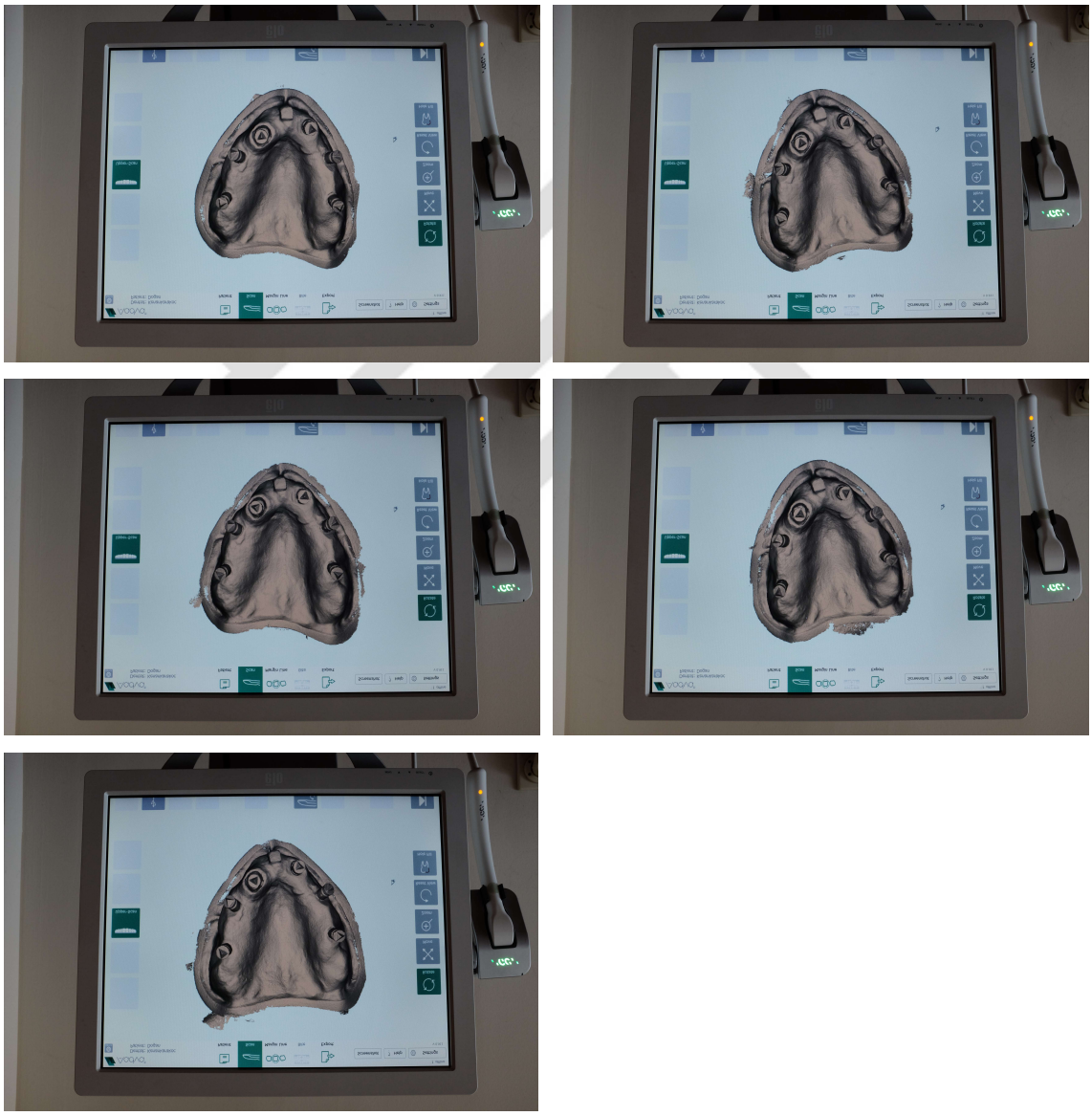
jenerasyon pudrasız bir sistem olduğundan kullanım öncesi model üzerinde herhangi bir pudralama işlemi yapılmamıştır. Tecrübeli hekim tarafından yapılan dijital ölçü işleminde modelin taraması yapıldıktan sonra sistemden abutment ile tarama kısmı seçilmiş ve görüntülere ekleme yapılamadığından tarama işlemine devam edilememiştir. Bu durum firma yetkilileri tarafından sistemin referans noktasına ihtiyaç duymasına bağlanmıştır. Bu amaçla model üzerine 2 mm x 2 mm ebatlarında akrilikten bir belirteç yerleştirilmesi uygun görülmüştür.

Ana modele referans belirtecin yerleştirilmesinden sonra sistemi tanıtmak amacıyla tecrübeli hekim tarafından tecrübesiz hekime 1 adet demonstrasyon yapılmıştır. Çalışmamız invitro bir çalışma olduğundan model konumlandırılması yapıldıktan sonra tarama işleminin başlaması için sistemden "new patient" segmentinin seçiminin yapılması, bilgilerin girilmesi ve tarama işleminin referans noktasından başlatılması yeterli olmuştur. Tarama yönü olarak referans belirtecinden önce 22, 24, 26 nolu dişlerin okluzallerinin ileri ve geri taramasının yapılması sonra palatinal bölgelerinin ileri ve geri taramasının yapılması, en son olarak bukkal bölgelerinin ileri ve geri taramasının yapılması uygun görülmüştür. Bu işlemler tamamlandıktan sonra 12, 14, 16 nolu dişlerin okluzallerinin ileri ve geri taramasının yapılması sonra palatinal bölgelerinin ileri ve geri taramasının yapılması, en son olarak bukkal bölgelerinin ileri ve geri taramasının yapılması uygun görülmüştür. En son olarak da kanin kanin arası bölgelerin palatinallerden taraması yapılmıştır. Ana modelin taraması tamamlandıktan sonra kullanılan implantlarla uyumlu TiBase'ler (TiBase NB A 5.0 L, REF= 6308253, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) yerleştirilmiş elle sıkıştırılmış ve üzerlerine "Scanbody for Omnicam" (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) tarama kepleri yerleştirilip taramaları yapılmıştır. Tarama yönü yukarıda bahsedilen şekillerde 12, 14, 16 nolu dişlerin okluzallerinin ileri ve geri taramasının yapılması sonra palatinal bölgelerinin ileri ve geri taramasının yapılması, en son olarak bukkal bölgelerinin ileri ve geri taramasının yapılması şeklinde yapılmıştır. En son olarak da kanin kanin arası bölgelerin palatinallerden tarama yapılmıştır.

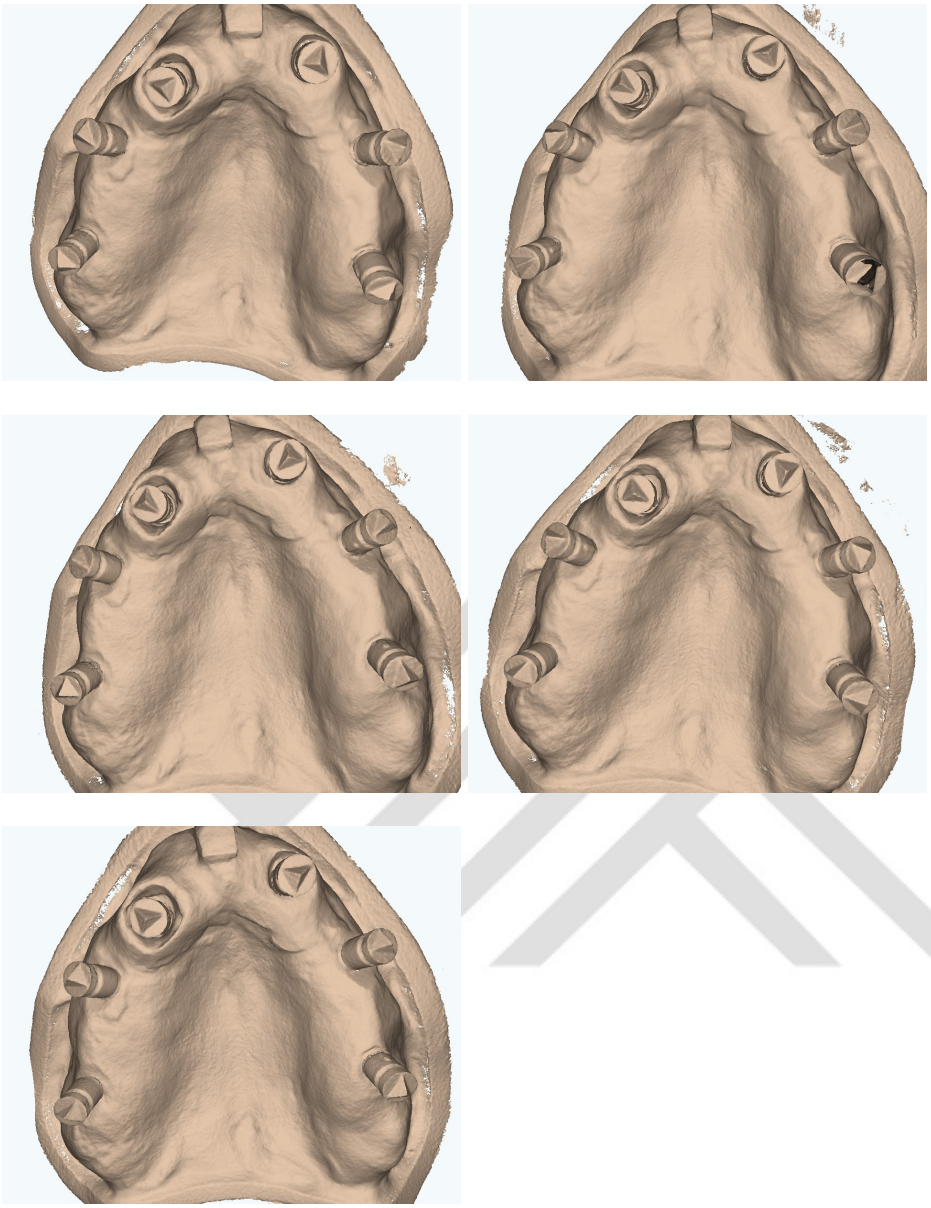
Herhangi bir aşamada cihaz görüntüyü kaybettiği zaman referans noktasına geri dönülmüş ve kalan aşamalardan taramaya devam edilmiştir. Sistem çalıştığı esnada herhangi bir aşamada duraklatılabilmektedir. Görüntü üzerinde rotasyon yaptırılarak elde edilen görüntü ve eksiklikler değerlendirilebilmektedir. Referans noktasından

başlanarak eksik kısımlar tekrar taranabilmektedir. Görüntü alma işleminin tamamlanmasının ardından görüntüler kaydedilmiştir.

Bu prosedürler hem tecrübesiz hem de tecrübeli hekimler tarafından beşer kez yapılmıştır. Tecrübesiz ve tecrübeli hekimlerin yaptığı taramalar kaydedilmiştir. Sistem USB bellek ile veri taransferine izin verdiğinden dolayı görüntüler USB belleğe transfer edilip çakıştırmaların yapılması için ilgili laboratuvara iletilmiştir.



Şekil 3.9 Tecrübesiz Hekimin GC-IOS Scanner ile Yapılan GC-IOS Scanner Tarama Ekran Görüntüleri



3.10 Tecrübeli Hekime Ait GC-IOS Scanner ile Yapılan USB'deki Tarama Ekran Görüntüleri

3.2.2.2. CEREC Omnicam ile Görüntülerin Elde Edilmesi

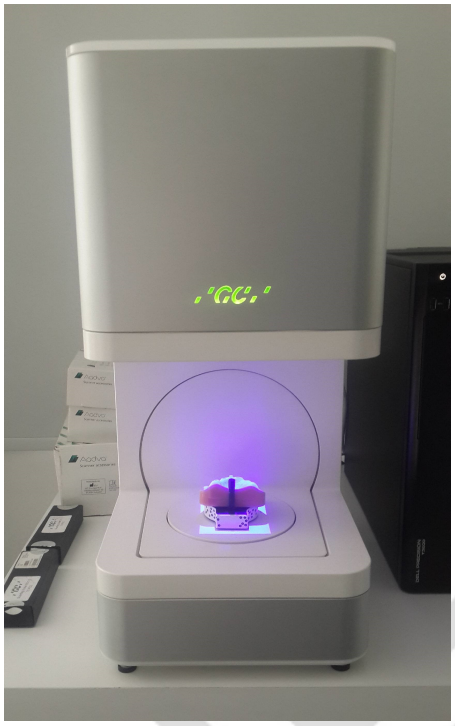
Model üzerine kullanılan implantlarla uyumlu TiBase'ler (TiBase NB A 5.0 L, REF=6308253, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) yerleştirilmiş elle sıkıştırılmış ve üzerlerine "Scanbody for Omnicam" (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) tarama parçaları uygun konumda yerleştirilip tarama işlemine uygun hale getirilmiştir. Tarama işlemlerinin yapılabilmesi için yeni hasta seçimi yapıldığında öncelikle eksik dişlerin seçimi yapılmıştır. Sistemin uyumlu hale gelebilmesi için yerleştirilen parçaların TiBase olduğu, üretici firmanın Sirona olduğu, ürün kodunun NB A 5.0L olduğu sistemden seçilmiştir. Bir sonraki aşamada kullanılacak materyal olarak zirkonyumoksit seçilmiştir. Kullanılacak materyal için renk seçimi bu aşamada yapıldığından Shade Guide = Vita3D Master, Shade Grup = 0, Shade Colour = 0M1 olarak seçilmiştir. Tarama yönü olarak 16, 14, 12, 22, 24, 26 nolu dişler takip edilmiştir. Tecrübeli hekim tarafından tecrübesiz hekime 1 adet demonstrasyon yapılmıştır. Tecrübesiz hekimin ilk taraması oldukça yavaş yapıldığından tüm ark taraması tamamlanmadan sistem hafızasının dolduğunu bildiren bir ileti ile karşılaşılmıştır. Bu durum gözönüne alınarak yapılan diğer taramalarda daha hızlı tarama yapmaya çalışılmıştır. Tecrübeli hekimin yaptığı taramalarda böyle bir problem olmamıştır. Tecrübesiz hekim tarafından yapılan taramalar kaydedilmiş ve görüntülerin CEREC Connect ile CREADENT laboratuvarı ile paylaşılması sonucunda görüntüler çözümlenebilmiştir. CREADENT laboratuvarı görüntüleri STL formatına çevirmiş ve flash bellek ile görüntülerin alınmasına imkan sağlamıştır.



Şekil 3.11 CEREC Omnicam ile Alınan Örnek Ekran Görüntüsü

3.2.2.3. Ağız Dışı Tarama Gruplarının Oluşturulması

Bu amaçla CEREC InEos X5 (SironaDental; Charlotte, NC) ve GC Aadva LabScan (GC Europe NV, Leuven) kullanılmıştır. Cihazların hassasiyetini test etmek amacıyla akrilik ana model beşer kez taranmıştır. Kullanılan sistemler pudrasız bir sistem olmalarına rağmen akrilik modelin taranması esnasında oluşan yansımalara bağlı olarak taramalar net yapılamamış olup akrilik modelin spreylenmesi uygun görülmüştür. Bu amaçla tecrübeli bir uygulayıcı tarafından spreyleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Tarama işleminde modelin tarama tablasına yerleştirilmesi ve taranmasını takiben fazla kısımların çıkartılmasının yapılmasının ardından görüntüler kaydedilmiştir.



Şekil 3.12 Aadva LabScan (GC Europe NV, Leuven)



Şekil 3.13 CEREC InEos X5 (SironaDental; Charlotte, NC) - ("Sirona The Dental Company, CEREC InEOS X5", 2017)

3.3. Karşılaştırma ve Sapma Miktarlarının Belirlenmesi

"ATOS SO High-End 3D Digitizer for Small Objects" programme (GOM Optical Measuring Techniques GOM mBH, Braunschweig, Germany) ile ana modelin taranması yapılmıştır. Elde edilen grupların dijital görüntüleri "ATOS SO High-End 3D Digitizer for Small Objects" programme (GOM Optical Measuring Techniques GOM mBH, Braunschweig, Germany) ile STL formatına çevrilmiş ve ana modelin STL formatı ile çakıştırmaları yapılmıştır. Görüntülerdeki sapmalar üç boyutta (x, y, z) değerlendirilmiştir. Bu sistem iki nokta arası uzaklığın 0,02 µm'den küçük olduğu durumlarda kullanıldığından yüksek hassasiyet ile çalışmaktadır. Tarama sonrasında sonuç görüntüler kaydedilmekte ve bu görüntüler bilgisayar ekranına yansıtılıp değerlendirilebilmektedir. Çalışmamızda implant yüzeylerindeki mesial, distal, bukkal ve palatinalde belirlenen sapmalar değerlendirilmiştir.

3.4. İstatistiksel Olarak Sonuçların Değerlendirilmesi

Bu çalışmada elde edilen veriler IBM SPSS Statistics versiyon 20 paket programı ile analiz edilmiştir.

Değişkenlerin normal dağılımdan gelme durumları araştırılırken birim sayıları nedeniyle Shapiro Wilk's testinden yararlanılmıştır. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p<0,05$ olması durumunda değişkenlerin normal dağılımdan gelmediği, $p>0,05$ olması durumunda ise değişkenlerin normal dağılımdan geldikleri belirtilmiştir.

Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi nedeniyle Mann Whitney U ve Kruskal Wallis-H Testlerinden yararlanılmıştır.

Kruskal Wallis-H Testinde anlamlı farklılıkların görülmesi durumunda Post-Hoc Çoklu Karşılaştırma Testi ile aralarında farklılık olan gruplar belirlenmiştir.

Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p<0,05$ olması durumunda anlamlı bir farklılığın olduğu, $p>0,05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

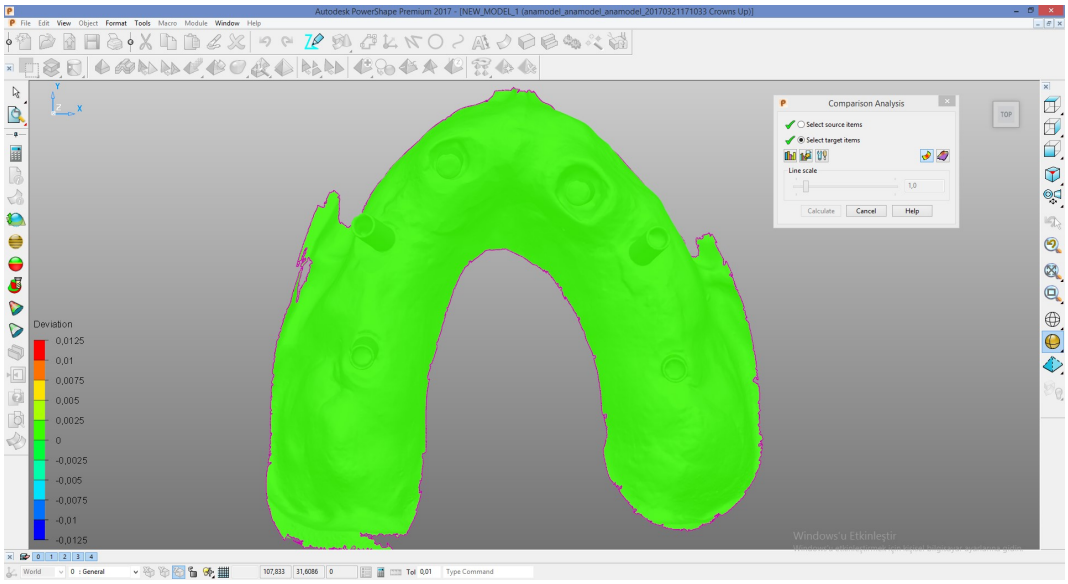
4. BULGULAR

Çalışmamızda Ürün kodu B 3 CSP olan fabrikasyon olarak üretilen standart dişsiz fantom üst çene modeli (Frasaco GmbH, Tettnang, Deutschland) ana referans modeli olarak kullanılmıştır. Bu modele farklı ve açı ve derinliklerde 6 adet implant yerleştirilmiştir. Elde edilen yeni modelin farklı cihazlar tarafından taramaları yapılmıştır. Bu taramalar sonucunda elde edilen gruplar;

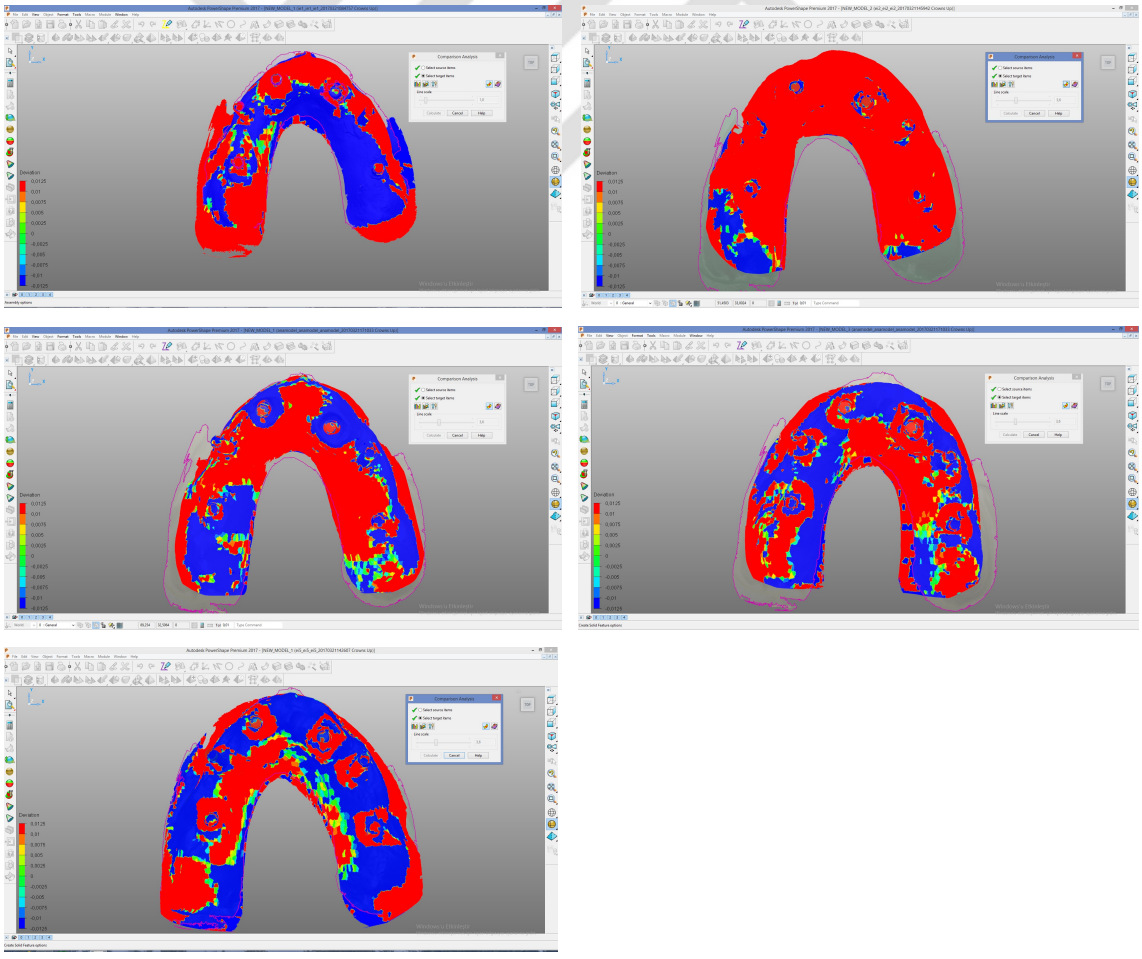
- G1: Tecrübesiz hekim ağız içi tarama grubu (CEREC Omicam, SironaDental; Charlotte, NC).
- G2: Tecrübeli hekim ağız içi tarama grubu (CEREC Ominicam, Sirona Dental; Charlotte, NC).
- G3: Tecrübesiz hekim ağız içi tarama grubu (GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner, GC Europe NV. Leeven)
- G4: Tecrübeli hekim ağız içi tarama grubu (GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner, GC Europe NV. Leeven).
- G5: Ağız dışı tarama grubu (CEREC InEos X5, SironaDental; Charlotte, NC)
- G6: Ağız dışı tarama grubu (Aadva LabScan GC Europe NV, Leeven)
- K1: Tecrübesiz hekim kontrol grubu
- K2: Tecrübeli hekim kontrol grubu olacak şekilde sıralanmaktadır.

Bahsedilen gruplardan toplam beşer kez ölçü alınmıştır (n=5).

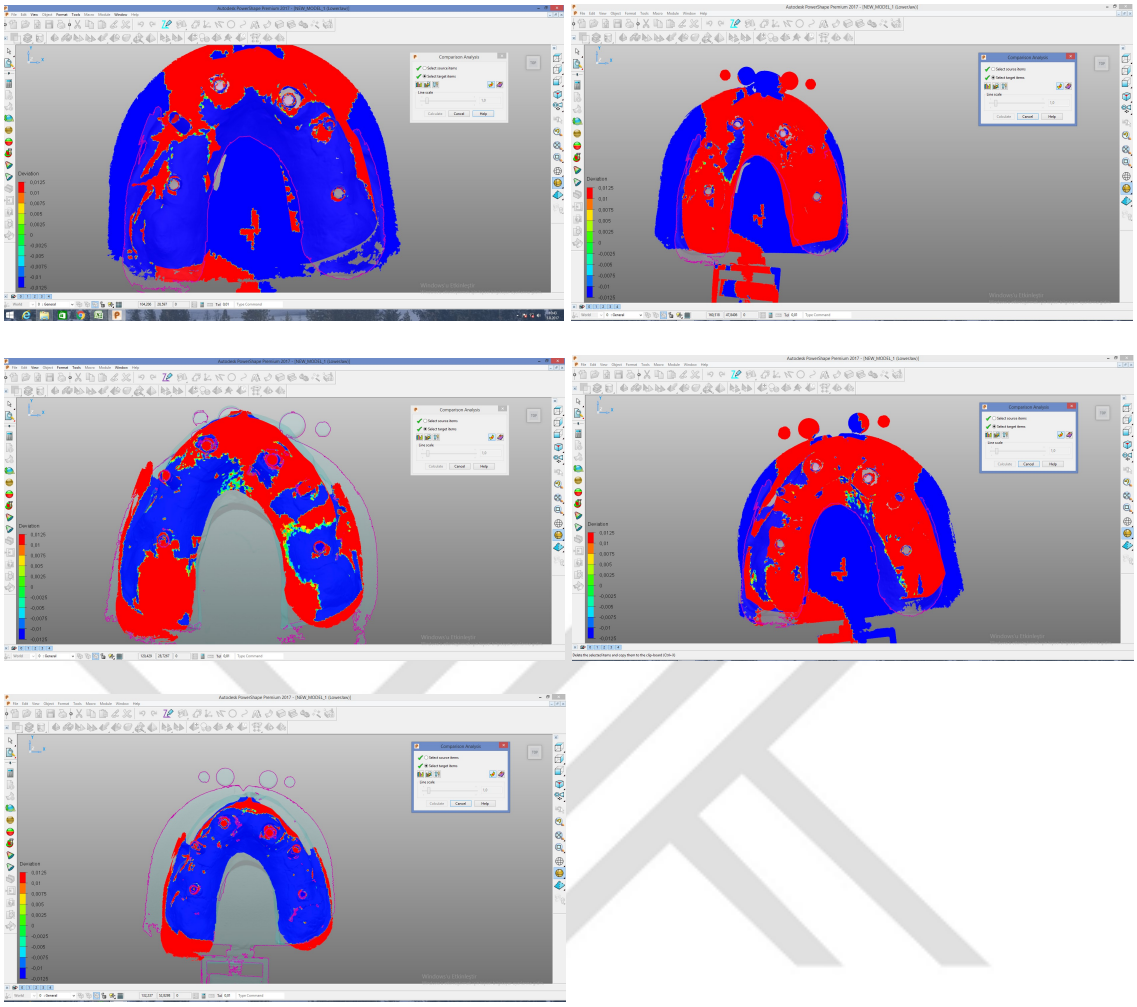
"ATOS SO High-End 3D Digitizer for Small Objects" programme (GOM Optical Measuring Techniques GOM mBH, Braunschweig, Germany) ile ana modelin de taranması yapılmıştır. Elde edilen grupların dijital görüntüleri "ATOS SO High-End 3D Digitizer for Small Objects" programme (GOM Optical Measuring Techniques GOM mBH, Braunschweig, Germany) ile STL formatına çevrilmiş ve ana modelin STL formatı ile çakıştırmaları yapılmıştır. Görüntülerdeki sapmalar üç boyutta (x, y, z) değerlendirilmiştir. İki nokta arası uzaklığın 0,02 µm'den küçük olduğu durumlarda kullanıldığından yüksek hassasiyet ile çalışmaktadır. Tarama sonrasında sonuç görüntüler kaydedilmekte ve bu görüntüler bilgisayar ekranına yansıtılıp değerlendirilebilmektedir. Çalışmamızda mesial, distal, bukkal ve palatinalde belirlenen sapmalar değerlendirilmiştir.



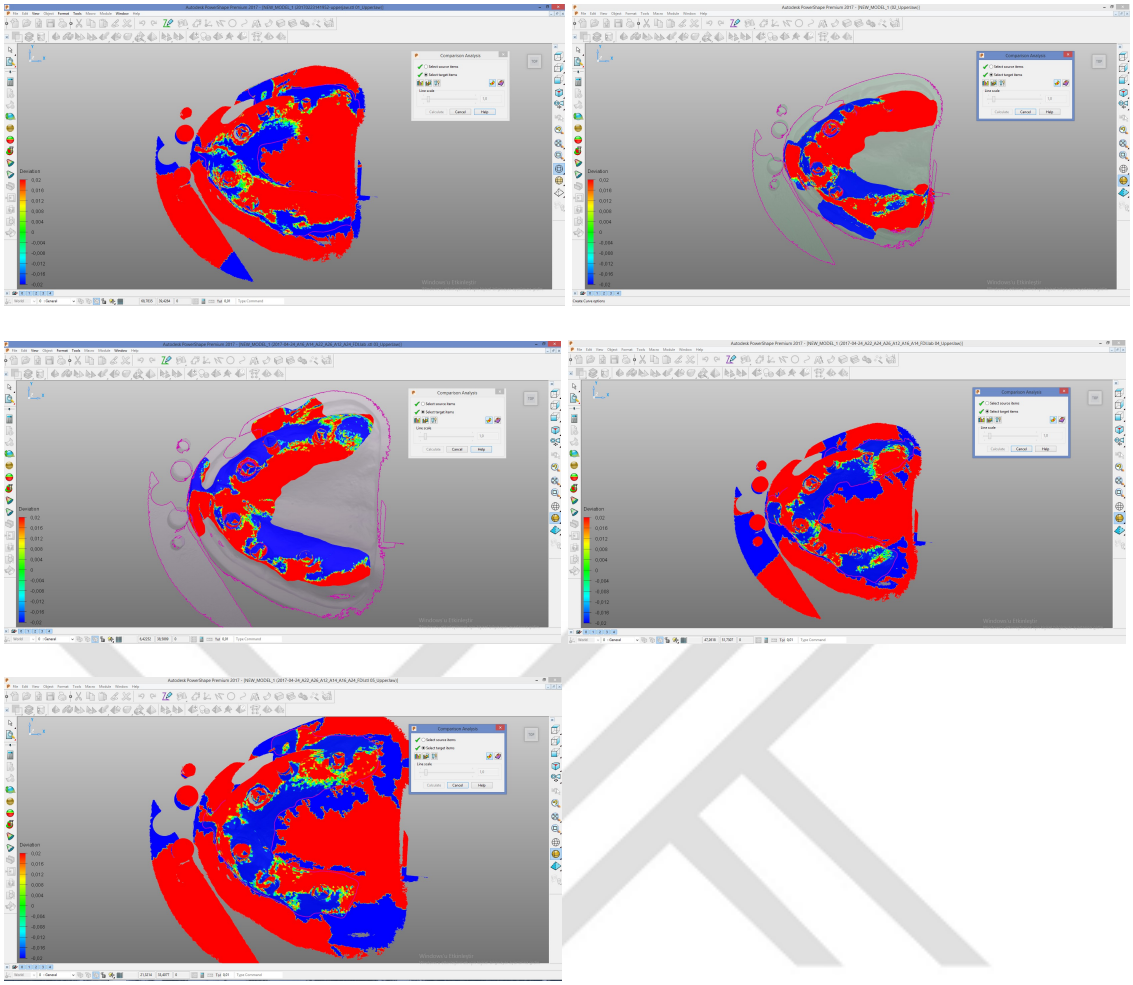
Şekil 4.1 Ana Modelin Tarama Görüntüsü



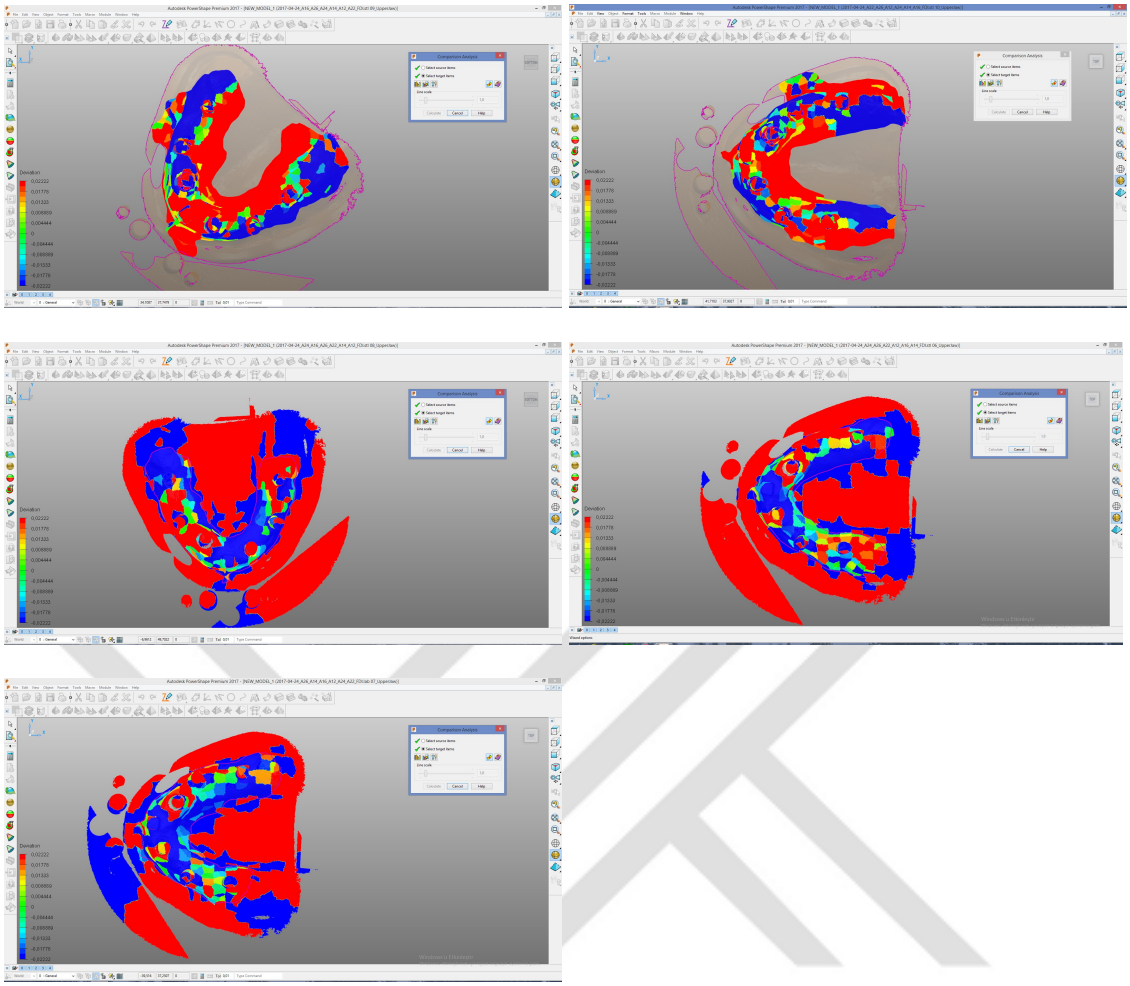
Şekil 4.2 Kontrol Grubu Tecrübesiz Hekime Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları



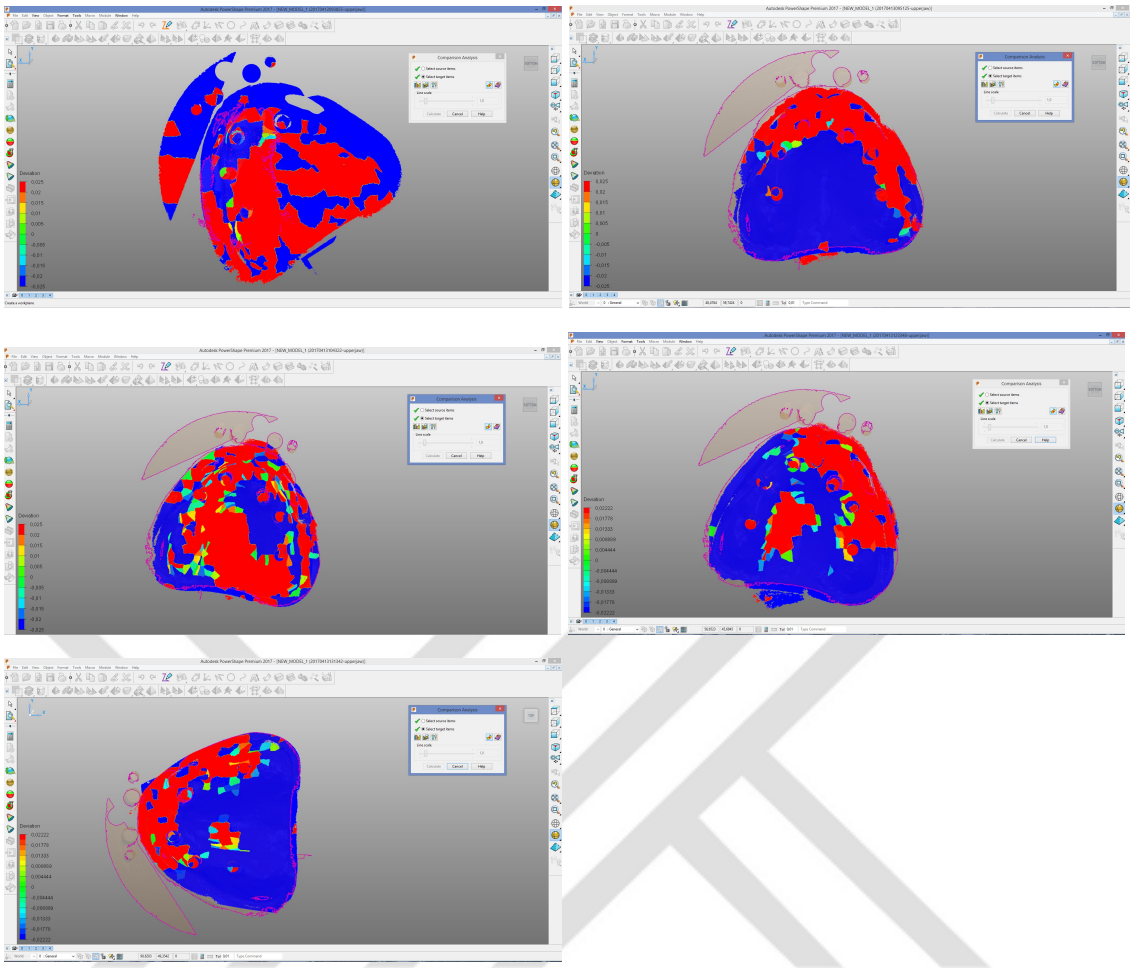
Şekil 4.3 Kontrol Grubu Tecrübeli Hekime Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları



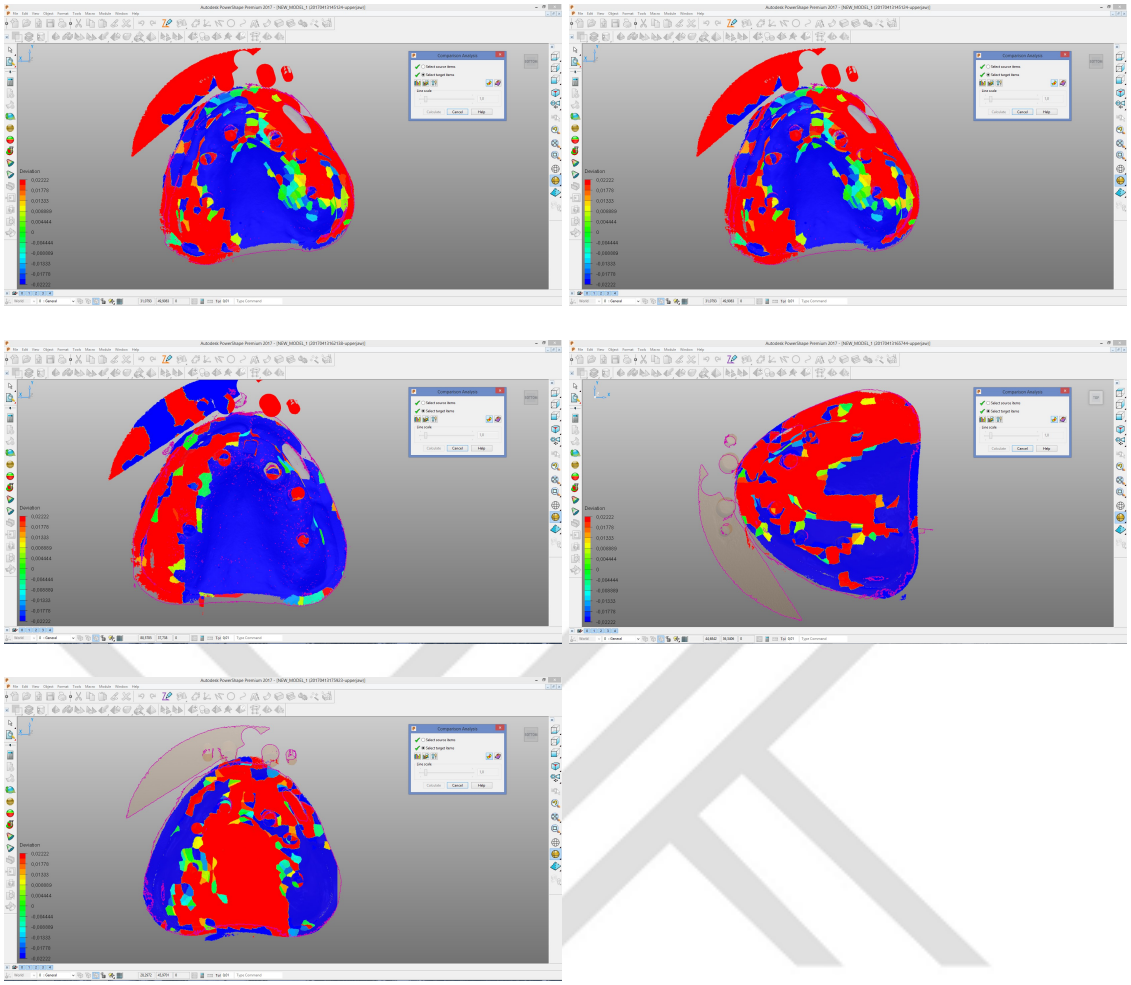
Şekil 4.4 Tecrübesiz Hekim CEREC Omnicam'e Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları



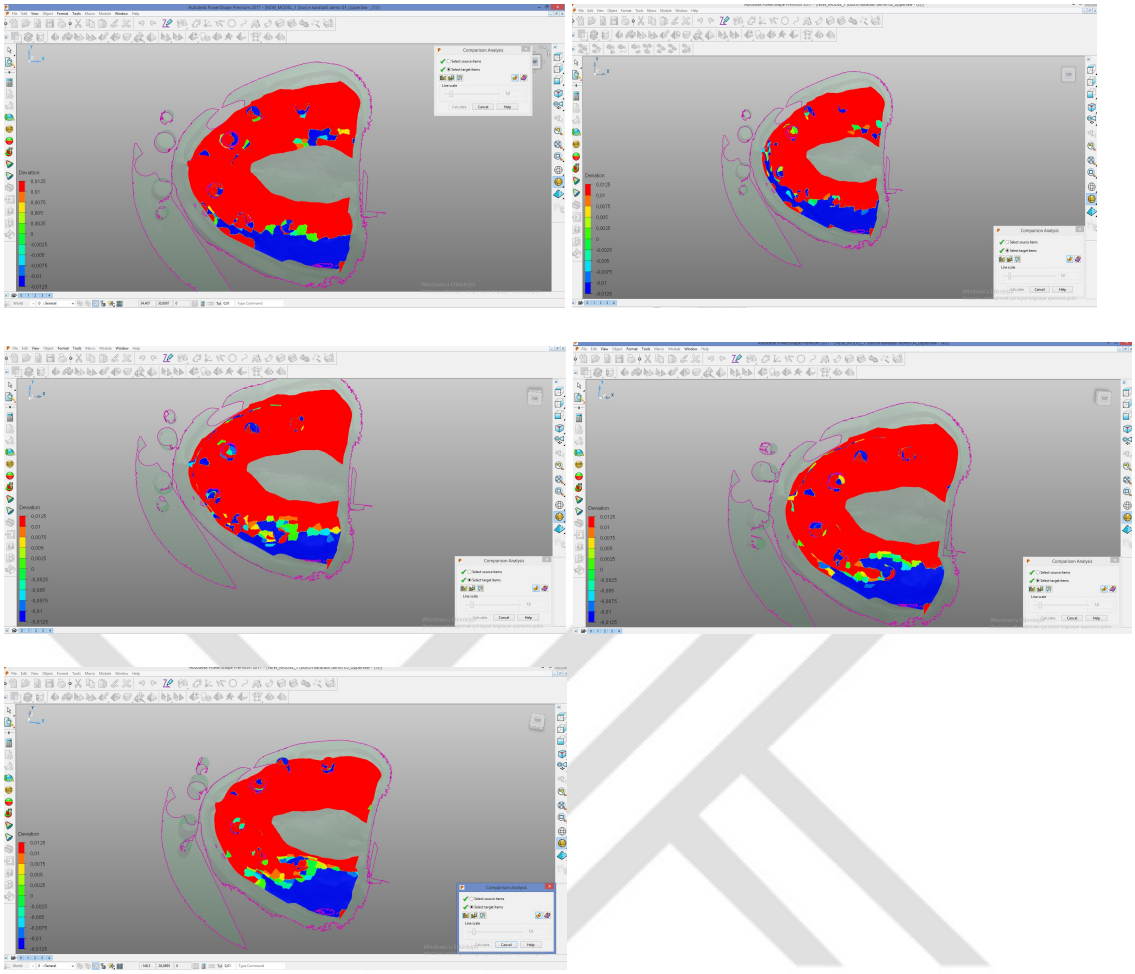
Şekil 4.5 Tecrübeli Hekim CEREC Omnicam'e Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları



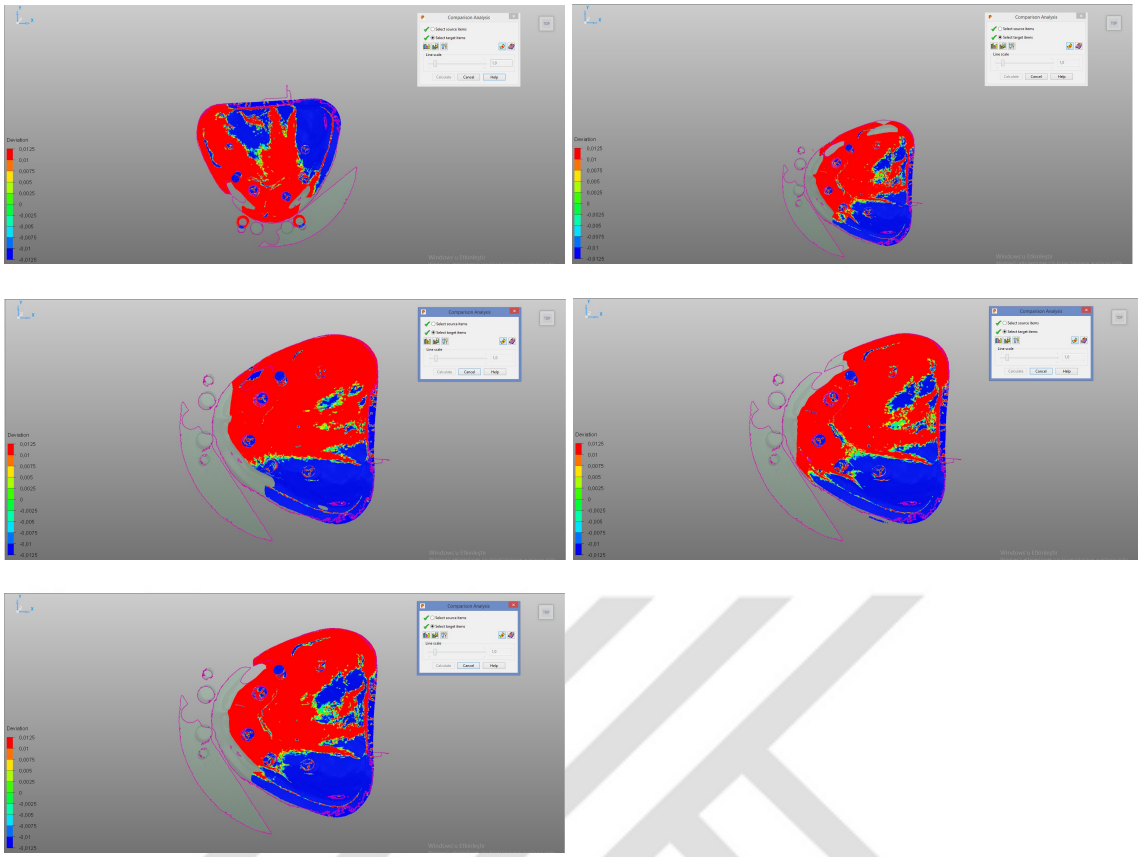
Şekil 4.6 Tecrübesiz Hekim GC AADVA IOS'a Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları



Şekil 4.7 Tecrübeli Hekim GC AADVA IOS'a Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları



Şekil 4.8 CEREC InEOS X5'e Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları



Şekil 4.9 GC AADVA LabScan'e Ait Ölçülerin Ana Model Görüntüsü ile Karşılaştırıldığında Ortaya Çıkan Sapma Miktarları

Elde edilen sonuçlara göre;

Tablo 1 Sapma Değerleri Bakımından Ağız Durumu Farklılığına İlişkin Test Sonuçları

Ölçü Teknikleri	Sapma						Kruskal Wallis H Testi		
	n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
Ağız içi ölçü alan cihazlar	480	,0037	0,02	-0,025	0,025	0,02	521,27	21,435	**0,001**
Ağız dışı ölçü alan cihazlar	240	,0004	0	-0,0125	0,0125	0,01	441,23		
Kontrol grubu	240	,0008	0,01	-0,0125	0,0125	0,01	438,24		
Toplam	960	,0021	0,01	-0,025	0,025	0,02	3-1 2-1		

Sapma değerleri bakımından ölçü tekniklerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Ağız içi ölçü alan cihazlarda sapma değerleri ağız dışı ölçü alan cihazlar ve kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksektir.

Tablo 2 Sapma Değerleri Bakımından İmplant Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları

İmplant Yüzeyi	Sapma						Kruskal Wallis H Testi		
	n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
Vestibul	240	,0032	,0125	-0,025	0,025	0,02	491,62	1,032	**0,794**
Lingual	240	,0013	,0125	-0,025	0,025	0,02	466,62		
Mesial	240	,0023	,0125	-0,025	0,025	0,02	481,69		
Distal	240	,0017	,0069	-0,025	0,025	0,02	482,08		
Toplam	960	,0021	,0125	-0,025	0,025	0,02			

Sapma değerleri bakımından implant yüzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte vestibular implant yüzeyinin sapma değeri daha yüksektir.

Tablo 3 Sapma Değerleri Bakımından Açı Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları

Açı	Sapma						Kruskal Wallis H Testi		
	n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
0 derece	640	0,0029	0,0125	-0,025	0,025	0,02	494,09	9,159	**0,01**
15 derece	160	0,0027	0,0125	-0,025	0,025	0,02	485,33		
30 derece	160	-0,0015	-0,0113	-0,025	0,025	0,02	421,32		
Toplam	960	0,0021	0,0125	-0,025	0,025	0,02	3-1		

Sapma değerleri bakımından açılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). 0 derece açısının sapma değeri 30 dereceye göre anlamlı derecede yüksektir.

Tablo 4 Sapma Değerleri Bakımından Derinlikler Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları

Derinlik	Sapma						Kruskal Wallis H Testi		
	n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
0 mm	640	0,0014	0,0125	-0,025	0,025	0,02	464,56	6,808	**0,033**
2 mm	160	0,0044	0,0125	-0,025	0,025	0,02	520,12		
4 mm	160	0,0030	0,0125	-0,025	0,025	0,02	504,65		
Toplam	960	0,0021	0,0125	-0,025	0,025	0,02	1-2		

Sapma değerleri bakımından derinlik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p>0,05$). 2 mm derinliğinin sapma değeri 0 mm derinliğine göre anlamlı derecede yüksektir.

Tablo 5 Ağız İçi ve Ağız Dışında Ölçü Alan Cihazların Sapma Değerleri Bakımından Cihazlar Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları

Ağız	Cihaz	Sapma						Mann Whitney U		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	z	p
Ağız içi ölçü alan cihazlar	GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner	240	,0048	,0222	-0,025	0,025	0,02	255,68	-2,449	**0,014**
	CEREC Omnicam	240	,0025	,0200	-0,02222	0,02222	0,02	225,33		
	Toplam	480	,0037	,0200	-0,025	0,025	0,02			
Ağız dışı ölçü alan cihazlar	GC AADVA LabScan	120	-,0031	-,0100	-0,0125	0,0125	0,01	104,91	-3,845	**0,001**
	CEREC InEos X5	120	,0039	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	136,09		
	Toplam	240	,0004	,0000	-0,0125	0,0125	0,01			

Ağız içinde sapma değerleri bakımından cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner cihazının sapma değeri CEREC Omnicam cihazına göre anlamlı derecede yüksektir.

Ağız dışında sapma değerleri bakımından cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). CEREC InEos X5 cihazının sapma değeri GC AADVA LabScan cihazına göre anlamlı derecede yüksektir.

Tablo 6 Ağız İçi Ölçü Alan Cihazlar ve Kontrol Grubunda Sapma Değerleri Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları

Ağız	Grup	Sapma						Mann Whitney U		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	z	p
Ağız içi ölçü alan cihazlar	Tecrübesiz hekim	240	,0030	,0200	-0,025	0,025	0,02	238,28	-0,358	**0,72**
	Tecrübeli hekim	240	,0044	,0222	-0,02222	0,022222	0,02	242,72		
	Toplam	480	,0037	,0200	-0,025	0,025	0,02			
Kontrol grubu	Tecrübesiz hekim	120	-,0008	-,0125	-0,0125	0,0125	0,01	112,78	-1,969	**0,049**
	Tecrübeli hekim	120	,0023	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	128,22		
	Toplam	240	,0008	,0125	-0,0125	0,0125	0,01			

Ağız içi ölçü alan cihazlar grubunda sapma değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte ağız içi ölçü alan cihazlar grubunda tecrübeli hekimlerin sapma değeri daha yüksektir.

Kontrol grubunda sapma değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Tecrübeli hekimin sapma değeri tecrübesiz hekime göre anlamlı derecede yüksektir.

Tablo 7 Ağız İçi, Ağız Dışı Ölçü Alan Cihazlar ve Kontrol Grubunda Sapma Değerleri Bakımından İmplant Yüzeyleri Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları

Ağız	İmplant yüzeyi	Sapma						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
Ağız içi ölçü alan cihazlar	Vestibul	120	,0039	,0200	-0,025	0,025	0,02	235,69	2,097	**0,553**
	Lingual	120	,0026	,0200	-0,025	0,025	0,02	233,34		
	Mesial	120	,0028	,0169	-0,025	0,025	0,02	237,11		
	Distal	120	,0054	,0200	-0,025	0,025	0,02	255,86		
	Toplam	480	,0037	,0200	-0,025	0,025	0,02			
Ağız dışı ölçü alan cihazlar	Vestibul	60	,0035	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	136,32	9,869	**0,02**
	Lingual	60	,0010	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	123,08		
	Mesial	60	,0005	,0000	-0,0125	0,0125	0,01	121,87		
	Distal	60	-,0033	-,0125	-0,0125	0,0125	0,01	100,74		
	Toplam	240	,0004	,0000	-0,0125	0,0125	0,01	4-1		
Kontrol grubu	Vestibul	60	,0017	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	125,07	4,151	**0,246**
	Lingual	60	-,0010	-,0125	-0,0125	0,0125	0,01	111,85		
	Mesial	60	,0030	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	131,24		
	Distal	60	-,0006	-,0125	-0,0125	0,0125	0,01	113,84		
	Toplam	240	,0008	,0125	-0,0125	0,0125	0,01			

Ağız içi ölçü alan cihazlar grubunda sapma değerleri bakımından implant yüzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte ağız içi ölçü alan cihazlar grubunda distal implant grubunun sapma değeri daha yüksektir.

Ağız dışında ölçü alan cihazlar sapma değerleri bakımından implant yüzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Ağız dışında ölçü alan cihazlarda Vestibul implant yüzeyine ilişkin sapma değeri Distal implant yüzeyine ilişkin sapma değerinden anlamlı derecede yüksektir.

Kontrol grubunda sapma değerleri bakımından implant yüzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte kontrol grubunda mesial implant yüzeyinin sapma değeri daha yüksektir.

Tablo 8 Ağız İçi Ölçü Alan Cihazlar ve Kontrol Grubunda Cihazlara Göre Sapma Değerleri Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları

Ağız	Cihaz	Grup	Sapma						Mann Whitney U		
			n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	z	p
Ağız içi ölçü alan cihazlar	GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner	Tecrübesiz hekim	120	0,0049	0,02	-0,025	0,025	0,02	128,01	-1,735	**0,083**
		Tecrübeli hekim	120	0,0048	0,02	-0,02222	0,022222	0,02	112,99		
		Toplam	240	0,0048	0,02	-0,025	0,025	0,02			
	CEREC Omnicam	Tecrübesiz hekim	120	0,0011	0,0125	-0,02	0,02	0,02	110,93	-2,189	**0,029**
		Tecrübeli hekim	120	0,0039	0,02	-0,02222	0,02222	0,02	130,08		
		Toplam	240	0,0025	0,02	-0,02222	0,02222	0,02			
Kontrol grubu	Geleneksel	Tecrübesiz hekim	120	-0,0008	-0,0125	-0,0125	0,0125	0,01	112,78	-1,969	**0,049**
		Tecrübeli hekim	120	0,0023	0,0125	-0,0125	0,0125	0,01	128,22		
		Toplam	240	0,0008	0,0125	-0,0125	0,0125	0,01			

Ağız içinde ölçü alan GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner cihazında sapma değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner cihazında Tecrübesiz hekime ilişkin sapma değeri daha yüksektir.

Ağız içinde ölçü alan CEREC Omnicam cihazında sapma değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Ağız

içinde ölçü alan CEREC Omnicam cihazında Tecrübeli hekime ilişkin sapma değeri tecrübesiz hekime ilişkin sapma değerinden anlamlı derecede yüksektir.

Kontrol grubunda geleneksel yöntemde sapma değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Kontrol grubunda geleneksel yöntemde Tecrübeli hekime ilişkin sapma değeri tecrübesiz hekime ilişkin sapma değerinden anlamlı derecede yüksektir.

Tablo 9 Ağız İçi, Ağız Dışı Ölçü Alan Cihazlar ve Kontrol Grubunda Cihazlara ve Gruplara Göre Sapma Değerleri Bakımından İmplant Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları

Ağız	Cihaz	Grup	İmplant grubu	Sapma						Kruskal Wallis H Testi		
				n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
Ağız içi ölçü alan cihazlar	GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner	Tecrübesiz hekim	Vestibul	30	,0004	-,0013	-0,025	0,025	0,02	53,18	4,226	**0,238**
			Lingual	30	,0025	,0178	-0,025	0,025	0,02	59,78		
			Mesial	30	,0032	,0200	-0,025	0,025	0,02	58,48		
			Distal	30	,0136	,0222	-0,025	0,025	0,02	70,55		
			Toplam	120	,0049	,0222	-0,025	0,025	0,02			
		Tecrübeli hekim	Vestibul	30	,0114	,0222	-0,02222	0,02222	0,02	69,15	3,193	**0,363**
			Lingual	30	,0028	,0156	-0,02222	0,02222	0,02	57,67		
			Mesial	30	,0013	,0089	-0,02222	0,022222	0,02	56,1		
			Distal	30	,0036	,0222	-0,02222	0,02222	0,02	59,08		
			Toplam	120	,0048	,0222	-0,02222	0,022222	0,02			
	CEREC Omnicam	Tecrübesiz hekim	Vestibul	30	,0040	,0200	-,020000	,020000	0,02	64,97	1,878	**0,598**
			Lingual	30	,0029	,0200	-,020000	,020000	0,02	63,73		
			Mesial	30	-,0016	-,0100	-,020000	,020000	0,02	55,98		
			Distal	30	-,0009	-,0140	-,020000	,020000	0,02	57,32		
			Toplam	120	,0011	,0120	-,020000	,020000	0,02			
		Tecrübeli hekim	Vestibul	30	-,0003	,0000	-,022220	,022220	0,02	53,98	2,882	**0,41**
			Lingual	30	,0022	,0178	-,022220	,022220	0,02	58,33		
			Mesial	30	,0084	,0222	-,022220	,022220	0,02	67,12		
			Distal	30	,0053	,0222	-,022220	,022220	0,02	62,57		

			Toplam	120	,0039	,0222	-,022220	,022220	0,02			
Ağız dışı ölçü alan cihazlar	**GC AADVA LabScan**	**Cihaz**	**Vestibul**	30	,0003	,0013	-0,0125	0,0125	0,01	69,32	8,287	**0,04**
			Lingual	30	-,0034	-,0113	-0,0125	0,0125	0,01	59,32		
			Mesial	30	-,0012	-,0100	-0,0125	0,0125	0,01	65,95		
			Distal	30	-,0079	-,0125	-0,0125	0,0125	0,01	47,42		
			Toplam	120	-,0031	-,0100	-0,0125	0,0125	0,01	4-1		
	CEREC InEos X5	**Cihaz**	**Vestibul**	30	,0067	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	68,07	4,926	**0,177**
			Lingual	30	,0053	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	64,52		
			Mesial	30	,0023	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	56,1		
			Distal	30	,0013	,0088	-0,0125	0,0125	0,01	53,32		
			Toplam	120	,0039	,0125	-0,0125	0,0125	0,01			
Kontrol grubu	**Gelenek sel**	**Tecrübesiz hekim**	**Vestibul**	30	,0025	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	68,82	5,092	**0,165**
			Lingual	30	-,0042	-,0125	-0,0125	0,0125	0,01	52,17		
			Mesial	30	,0006	,0088	-0,0125	0,0125	0,01	63,65		
			Distal	30	-,0021	-,0125	-0,0125	0,0125	0,01	57,37		
			Toplam	120	-,0008	-,0125	-0,0125	0,0125	0,01			
		Tecrübeli hekim	**Vestibul**	30	,0008	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	57,03	2,719	**0,437**
			Lingual	30	,0023	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	59,92		
			Mesial	30	,0054	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	68,02		
			Distal	30	,0008	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	57,03		
			Toplam	120	,0023	,0125	-0,0125	0,0125	0,01			

Ağız dışında ölçü alan GC AADVA LabScan cihazında sapma değerleri bakımından implant yüzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Ağız dışında ölçü alan GC AADVA LabScan cihazında Vestibul'un sapma değeri Distal'a göre anlamlı derecede yüksektir.

Diğer tüm gruplarda sapma değerleri bakımından implant yüzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Tablo 10 Ağız İçi ve Ağız Dışı Ölçü Alan Cihazların Gruplara Göre Sapma Değerleri Bakımından GC ve CEREC Cihazları Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları

Ağız	Grup	Cihaz	Sapma						Mann Whitney U		
			n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	z	p
Ağız içi ölçü alan Cihazlar	Tecrübesiz hekim	GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner	120	,0049	,0222	-0,025	0,025	0,02	131,49	-2,495	**0,013**
		CEREC Omnicam	120	,0011	,0120	-0,02	0,02	0,02	109,51		
		Toplam	240	,0030	,0200	-0,025	0,025	0,02			
	Tecrübeli hekim	GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner	120	,0048	,0222	-0,02222	0,022222	0,02	121,47	-0,24	**0,81**
		CEREC Omnicam	120	,0039	,0222	-0,02222	0,02222	0,02	119,53		
		Toplam	240	,0044	,0222	-0,02222	0,022222	0,02			
Ağız dışı ölçü alan Cihazlar	Cihaz	GC AADVA LabScan	120	-,0031	-,0100	-0,0125	0,0125	0,01	104,91	-3,845	**0,001**
		CEREC InEos X5	120	,0039	,0125	-0,0125	0,0125	0,01	136,09		
		Toplam	240	,0004	,0000	-0,0125	0,0125	0,01			

Ağız içi ölçü alan cihazlar tecrübesiz hekime göre sapma değerleri bakımından GC AADVA IOS Intraoral 3D Scanner ve CEREC Omnicam cihazları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Ağız içi ölçü alan cihazlarda tecrübesiz hekime göre GC AADVA IOS Intraoral 3D Scanner cihazının sapma değeri CEREC Omnicam cihazına göre anlamlı derecede yüksektir.

Ağız içi ölçü alan cihazlar tecrübeli hekime göre sapma değerleri bakımından GC AADVA IOS Intraoral 3D Scanner ve CEREC Omnicam cihazları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte Ağız içi ölçü alan cihazlar grubunda tecrübeli hekim GC AADVA IOS Intraoral 3D Scanner cihazının sapma değeri daha yüksektir.

Ağız dışında ölçü alan cihazlar sapma değerleri bakımından GC AADVA LabScan ve CEREC InEos X5 cihazları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Ağız dışında ölçü alan CEREC InEos X5 cihazının sapma değeri GC AADVA LabScan cihazına göre anlamlı derecede yüksektir.

Tablo 11 Ağız İçi, Ağız Dışı Ölçü Alan Cihazlar ve Kontrol Grubunda Sapma Değerleri Bakımından Açılar Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları

Ağız	Açı	Sapma						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
Ağız içi ölçü alan cihazlar	0 derece	320	0,0054	0,0200	-0,025	0,025	0,02	250	9,269	**0,01**
	15 derece	80	0,0037	0,0200	-0,025	0,025	0,02	244,43		
	30 derece	80	-0,0032	-0,0200	-0,025	0,025	0,02	198,57		
	Toplam	480	0,0037	0,0200	-0,025	0,025	0,02	3-1		
Ağız dışı ölçü alan cihazlar	0 derece	160	0,0005	0	-0,0125	0,0125	0,01	121,16	3,844	**0,146**
	15 derece	40	0,0032	0,0125	-0,0125	0,0125	0,01	132,85		
	30 derece	40	-0,0026	-0,0113	-0,0125	0,0125	0,01	105,5		
	Toplam	240	0,0004	0	-0,0125	0,0125	0,01			
Kontrol grubu	0 derece	160	0,0003	0,0050	-0,0125	0,0125	0,01	118,05	1,835	**0,4**
	15 derece	40	0,0003	0,0063	-0,0125	0,0125	0,01	118,41		
	30 derece	40	0,0031	0,0125	-0,0125	0,0125	0,01	132,38		
	Toplam	240	0,0008	0,0125	-0,0125	0,0125	0,01			

Ağız içi ölçü alan cihazlarda sapma değerleri bakımından açılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır (p<0,05). 0 derecenin sapma değeri 30 dereceye göre anlamlı derecede yüksektir.

Ağız dışında ölçü alan cihazlarda sapma değerleri bakımından açılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte Ağız dışı grubunda 15 derecenin sapma değeri daha yüksektir.

Kontrol grubunda sapma değerleri bakımından açılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte kontrol grubunda 30 derecenin sapma değeri daha yüksektir.

Tablo 12 Ağız İçi, Ağız Dışı Ölçü Alan Cihazlar ve Kontrol Grubunda Sapma Değerleri Bakımından Derinlik Arasındaki Farklılığa İlişkin Test Sonuçları

Ağız	Derinlik	Sapma						Kruskal Wallis H Testi		
		N	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
Ağız içi ölçü alan cihazlar	0 mm	320	0,0015	0,0133	-0,025	0,025	0,02	228,45	7,582	**0,023**
	2 mm	80	0,0083	0,0200	-0,025	0,025	0,02	265,98		
	4 mm	80	0,0079	0,0200	-0,025	0,025	0,02	263,22		
	Toplam	480	0,0037	0,0200	-0,025	0,025	0,02	1-2 1-3		
Ağız dışı ölçü alan cihazlar	0 mm	160	0,0004	0,0063	-0,0125	0,0125	0,01	119,6	1,535	**0,464**
	2 mm	40	0,0023	0,0125	-0,0125	0,0125	0,01	130,71		
	4 mm	40	-0,0013	-0,0075	-0,0125	0,0125	0,01	113,88		
	Toplam	240	0,0004	0	-0,0125	0,0125	0,01			
Kontrol grubu	0 mm	160	0,0021	0,0125	-0,0125	0,0125	0,01	126,86	5,469	**0,065**
	2 mm	40	-0,0012	-0,0125	-0,0125	0,0125	0,01	110,85		
	4 mm	40	-0,0025	-0,0125	-0,0125	0,0125	0,01	104,7		
	Toplam	240	0,0008	0,0125	-0,0125	0,0125	0,01			

Ağız içi ölçü alan cihazlar sapma değerleri bakımından derinlikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır (p<0,05). 2 mm ve 4 mm derinlikteki implantların sapma değeri 0 mm derinliği olanların sapma değerine göre anlamlı derecede yüksektir.

Ağız dışı ölçü alan cihazlar sapma değerleri bakımından açılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte Ağız dışı ölçü alan cihazlarda 2 mm derinliği olanların implantların sapma değeri daha yüksektir.

Kontrol grubunda sapma değerleri bakımından açılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte Kontrol grubunda 0 mm derinliği olanların sapma değeri daha yüksektir.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda dişsiz üst çene modeline farklı açı ve derinliklerde 6 adet implant yerleştirilmiştir. Günümüzde kullanılan farklı ölçü tekniklerinin netliklerini değerlendirmek amacıyla CEREC Omnicam, GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner, CEREC InEos X5, GC Aadva LabScan ve geleneksel yöntemler ile ölçüler alınmıştır. Hekim tecrübesinin de ölçü netliğine etkili olup olmadığını değerlendirmek amacıyla kullanılan ağız içi ölçü sistemlerinde ve geleneksel yöntemlerle alınan ölçülerde farklı tecrübede klinisyenler ölçü almışlardır. Ana model ve geleneksel ölçüler "ATOS SO High-End 3D Digitizer for Small Objects" programme ile STL formatına çevrilmiştir. Daha sonra tüm ölçülerin ana model ile çakıştırmaları yapılmış ve sapma miktarları değerlendirilmiştir.Ağız içi tarayıcıların göstermiş olduğu deviasyonların ağız dışı ve klasik yöntemle elde edilen ölçülerden daha yüksek olduğu bulunmuştur. Hekim tecrübesinin dijital ölçü netliğinde etki etmediği de elde edilen sonuçlar arasındadır.

5.1. Çalışma Dizaynı (Ana Model Seçimi ve Deney Gruplarının Oluşturulması)

Total dişsizlik toplumlarda oldukça sık rastlanılan bir dental durumdur. Dişsiz bireyleri tedavi etmek amacıyla farklı tedavi opsiyonları bulunmaktadır. Hasta istekleri, bireysel vaka özellikleri ve hastaların maddi durumu tedavi türüne karar verirken etkili olmaktadır. Anatomik durumlar, hekimin bilgi birikimi de tedavi planlanmasında etkili olmaktadır (Kern, Kern, Wolfart ve Heussen, 2016). Total dişsizlik vakalarındaki klasik tedavi yöntemi olarak TP'ler yer almaktadır. TP'lerdeki problemler yaygın olmakla birlikte günümüzde hastalar yetersiz çiğneme etkinliğinden, artikulasyon sorunlarından, psişik ve sosyal sorunlardan yakınmaktadır (Albaker, 2013). İmplant destekli hareketli protezler total protezlere alternatif olmaktadırlar. Yapılan klinik çalışmalarda İDP'lerin hastaların ağız sağlığından etkilenen yaşam kalitesinin arttığının gözlemlendiği bildirilmiştir (Scala, Cucchi, Ghensi ve Vartolo, 2012). Kern ve ark'nın yayınladığı meta-analizde implantların dişsiz çeneye yerleşimi ve /veya dişsiz çenedeki restorasyonun günümüzde sıklıkla kullanıldığı gösterilmiştir (Kern ve diğerleri, 2016). Yapılan çalışmaların sonucunda implantların dişsiz hastalar için rutin tedavi planında yer alması gerektiği tavsiye edilmektedir (C. Y. S. Lee, Wong, Ganz, Mursic ve Suzuki, 2015). Wismeijer ve ark. (2014) de yaptıkları çalışmada full dişsiz hasta sayısının hızla arttığını bildirmişlerdir (Wismeijer, D., Bragger, U., Evans, C., Kapos, Kelly, J.R.,

Millen, C., Wittneben, J.G. ve A. & Taylor, 2014). Bu amaçla biz de çalışmamızda dişsiz maksilla modelini kullanmayı ve bu model üzerinde tüm ölçü işlemlerini gerçekleştirmeyi uygun gördük.

Tam dişsizliğin dental implantlar ile tedavisinde farklı konseptler mevcuttur. Çoklu implantların desteklediği sabit köprü protezleri ve hibrid protezler en sık kullanılan alternatifler arasında yer alır (Misch, 2008). Bizim de çalışmamızda dişsiz maksiller modele 6 implant yerleştirilmiş ve ölçüler alınmıştır.

Çalışmamızda kontrol grubu olarak klasik ölçü yöntemi seçilmiştir. Dental literatüre bakıldığında implantüstü protezlerin ölçüsünde açık ya da kapalı teknikten yararlanılır. Açık/kapalı ölçü tekniği kıyaslaması yaparken 4 ya da daha fazla sayıda implantın kullanıldığı bazı çalışmalarda açık ölçü tekniğinin daha başarılı olduğu bildirilirken (Del'acqua, de Avila, Amaral, Pinelli ve de Assis Mollo, 2012)(Eliasson ve Ortorp, 2012) bazı çalışmalarda da açık ve kapalı ölçü tekniği arasında fark bulunamadığı bildirilmiştir (Rashidan ve diğerleri, 2012; Sorrentino ve diğerleri, 2010) Biz de bu bilgileri göz önünde bulundurarak çalışmamızda kontrol grupları için kapalı ölçü tekniği ile ölçü alınmasını uygun gördük.

CEREC Blucam ile ilgili çok sayıda in-vivo ve in-vitro çalışmaya bulunmaktadır. Fakat CEREC Omnicam ve CEREC sisteminin dışındaki sistemler ile ilgili bilimsel veri oldukça kısıtlıdır. Bu nedenle biz de çalışmamızda farklı tekniklerle çalışan ve diş hekimlerinin kullanımına sunulan, ancak güvenililirliği bilimsel olarak kanıtlanmamış sistemlere yer vermeyi uygun gördük.

5.2. Klasik/Dijital Ölçü Kıyaslaması

Protetik tedavi çok basamaklıdır. Tedavinin her aşamasına önem verilmesi gerekir. Ölçü aşaması bu basamaklardan biridir ve özellikle implantolojide büyük öneme sahiptir. Bir çok araştırmacı yaptığı araştırmalar sonucunda implantların ana modele transfer edilmesindeki hassasiyeti etkileyen birçok faktör olduğunu belirtmiştir (Irkeç, 2013; H. Lee, Ercoli, ve diğerleri, 2008; J. Ma ve Rubenstein, 2012; Wee, 2000).

İmplantların derin ve açılı yerleştirilmesi klinik uygulamalarda sık rastlanan ve ölçü netliğinin bozulmasına neden olan en önemli sebeplerdendir. tam dişsiz hastalarda çoklu impantların ölçüsünün alınmasında ölçü maddesinin boyutsal değişimlerine bağlı ortaya çıkan bu sapmalara dijital yöntemlerin bir alternatif olup olamayacağını test

etmek için dizayn edilen bu çalışmada ağız içi tarayıcılardan elde edilen sapmaağzı dışı ve klasik yöntemle elde edilenlerden daha yüksek olduğu bulunmuştur.Dental literatürde CEREC Omnicam ile tam dişsiz çenelerde yapılmış bir çalışma olmadığı için elde edilen bu sonuç karşılaştırılamamaktadır. Ancak diğer sistemler kullanılarak yapılmış limitli sayıda çalışma mevcuttur. Ender ve Mehl (2014) tam dişsiz çenelerin ölçüsünde geleneksel ve dijital tekniklerin kullanılması netlikte farklılıklar oluşturduğunu bildirmişlerdir. Yazarlar dijital ölçü sistemlerinde daha fazla lokal deviasyon oluştuğunu gözlemlemişlerdir (Andreas Ender ve Mehl, 2014b). Benzer sonuçlar bizim çalışmamızda da elde edilmiştir. Ağız içi ölçü alan cihazlarda sapma değerleri ağız dışı ölçü alan cihazlar ve kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek sonuçlar gözlemlenmiştir.

Bir çok üretici firmanın gerek geleneksel ölçü yöntemlerinde gerekse dijital ölçü yöntemlerinde standardizasyona gitmesine rağmen günümüzde yenilikçi ve homojenize teknikler hala tatminkar olarak rutin prosedürlerde yer bulamamaktadır.

5.3. Hekim Tecrübesi

Geleneksel ölçü metodları ile çoklu implantların ölçüsünün değerlendirildiği bir çalışmada Gökçen-Röhlig(2014) ve ark. klinik tecrübe ve hekimin yeteneğinin rekonstruksyonun başarısında kritik öneme sahip olduğunu bildirmişlerdir (Gökçen-Rohlig B., Öngül D, Sancakli E, 2014). Bu sonuç literatürde birçok çalışma ile desteklenmiştir. Ancak dijital ölçüde hekim tecrübesinin ne kadar etkili olduğuna dair net bir sonuç bulunmamaktadır.

Daha önce farklı ağız içi tarama cihazları ile yapılan çalışmalarda, tecrübeli hekimlerin tarama sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir. Tecrübeli hekimlerin tarama sonuçlarında daha az varyasyon gözlemlenmiştir (Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a; Giménez, Pradíes, ve diğerleri, 2015; Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, 2014). Özellikle CEREC sistemi ile yapılan çalışmalarda tarama parçalarındaki görüntüyü yakalamak amacıyla tecrübesiz hekimlerin tecrübeli hekimler kadar kamerayı yönlendiremedikleri ifade edilmiştir. Bu durumun sebebinin tecrübesiz hekimlerin ellerine ilk defa böyle bir cihaz almaları ile ilgili olduğu düşünülmüştür. Tecrübeli hekimler ustalıkla kameraya yön veririp, tek seferde tarama parçasının geniş alanlarının taramalarını yapabilirken tecrübesiz hekimler çalışma esnasında rahat görülmemektedir. Bu duruma ilave olarak kameranın minor dairesel

hareketlerinin dijital ölçü netlik sonuçlarını etkileyen faktörlerden olabileceği düşünülmüştür. Tarama protokolu ve netlik sonuçlarının birbirini etkilediği farklı cihazlarda da gözlemlenmiştir (A Ender ve Mehl, 2013; Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a). Gimenez ve ark. (Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a) yaptıkları çalışmalar sonucunda tecrübesiz klinisyenlerin elde ettiği görüntülerin tecrübeli klinisyenlere göre daha başarılı olduğunu ve tekrarlayan ölçümler arasında daha az varyasyon gözlemlendiğini bildirmişlerdir (Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a). Bu çalışma ile hekim tecrübesi, yapılan tarama sayısı ile ilgili bulunamamıştır. Teorik olarak tecrübe miktarının ölçüm için zor bir parametre olduğu düşünülebilir. Literatürde bu konuyu inceleyen çok az çalışma vardır ve bu kısıtlı çalışmaların sonuçlarına göre dijital teknolojide tecrübe kazanma subjektif bir kavramdır (Giménez, Özcan, Martínez-Rus ve Pradíes, 2015b). Bizim yaptığımız çalışmanın sonuçlarına göre ağız içi dijital ölçü alan cihazlar grubunda sapma değerleri bakımından tecrübeli ve tecrübesiz hekim grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Bu sonuç çalışmada ölçü alan tecrübesiz hekimin genç bir diş hekimi olması ve genç jenerasyonların bilgisayar teknolojilerine küçük yaştan beri aşina olmaları, ölçü almada kullanılan tarayıcıyı bilgisayar oyunlarında kullandıkları joystiklere olan alışkanlıkları nedeniyle yadırgamamalarına bağlanabilinir. Ayrıca genç hekimler dijital sistemleri aktif olarak kullanmasalar bile, öğrenciliklerinin ilk yıllarından itibaren konu ile yakın ilişkide olmaktadırlar. Lisans programlarında dijital sistemler hakkında oldukça fazla teorik bilgi edinmektedirler. Bu da onların teoriyi pratiğe dönüştürmelerine yüksek katkı sağladığını düşündürmektedir. Dijital ölçü diş hekimlerinin henüz lisans eğitim programlarında yer almayan, sonradan kendi çabaları ile öğrendikleri oldukça güncel bir tedavi aşamasıdır. Geleneksel ölçülerde hekimin ölçü alma konusundaki tecrübesinin etkisi bilimsel olarak kanıtlanmıştır. Ancak dijital ölçü için bu konu hala tartışmalıdır (Giménez, Pradíes, ve diğerleri, 2015). Dijital ölçüyü kullanmaya başlayan bir hekimin ne kadar tarama yaptıktan sonra ölçü alması gerektiğine dair bir bilimsel veri yoktur. Gimenez(2015) yaptığı çalışmada CEREC Bluecam'in öğrenme yolunun tüm ağız içi tarama cihazları arasında en kolay ve en hızlı öğrenilebilen cihaz olduğunu belirtmişlerdir (Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a). Yapılan bir çalışmada dijital sistemleri kullanacak bir hekimin klinik uygulama yapmadan önce en az 8 dijital ölçü alınmasını gerektiğini bildirmiştir. Üreticilerin ise 15-16 taramanın başarılı ölçümler için gerekli olduğunu belirttiklerini bildirmişlerdir (Gimenez ve diğerleri, 2015). Yine

aynı grubun yaptığı bir başka çalışmada daha önceden kullandıkları sistemlerle benzer olan farklı ağız içi tarayıcı kullanacakları zaman orjinal kalibrasyon testi amaçlı 3 tarama yapılmasını önermişlerdir. Fakat firma yetkililerinin tecrübesiz klinisyenlerin 1 tarama yapmaları sonucunda bile yeterince deneyime sahip olacaklarını belirtmektedirler (Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a). Bu bilgiler ışığında biz de ağız içi dijital ölçü cihazlarında tecrübesiz hekime 1 kez demonstrasyon yapıp, 1 deneme taraması yapmasından sonra dijital ölçü kayıtlarını aldırttık. İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte ağız içi ölçü alan cihazlar grubunda tecrübeli hekimlerin sapma değerinin daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Bu sonuç Gimenez ve ark. çalışmalarına benzerlik göstermektedir (Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a). Yazarlar tecrübesiz hekimlerin kamerayı sıkıca kavrayıp görüntülenecek alana oldukça yakın tuttuklarını, kameraya daha az rotasyon yaptırarak daha fazla görüntü aldıklarını ve bu tutma şekli ile kamerada yapılan küçük rotasyonların netlik sonucunu etkilediğini düşündüklerini belirtmişlerdir (Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a).

Tecrübesiz hekimin daha az sapma gösteren taramalar yapmasının bir başka sebebi de tarama süresi olabilir. Flügge ve ark. (Flugge, T.; Schlager, S; Nelson, K; Nahles, S; Metzgere, 2013) yaptıkları çalışmada maksiller gingival bölgelerde görüntünün tam olarak elde edilemediğini belirtmişlerdir. Bu duruma engel olmak için daha uzun tarama zamanını kapsayan bir uygulama protokolüne başvurulmasını tavsiye etmektedirler. Bizim çalışmamızda da tecrübesiz hekimlerin yaptıkları taramalarda daha az sapma görülmesinin daha uzun zamanda tarama yapmasına bağlı olabileceği düşünülmektedir. Bu sonuç sadece GC AADVA ile yapılan ölçümler için geçerli olabilir. Ancak CEREC Omnicam ile tecrübesiz hekimin ilk taraması oldukça yavaş yapıldığından tüm ark taraması tamamlanmadan sistem hafızasının dolduğunu bildiren bir hata mesajı alınmıştır. Bu durum göz önüne alınarak yapılan diğer taramalarda daha hızlı tarama yapmaya çalışılmıştır. GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner 'u kullanan tecrübesiz hekim böyle bir sorun ile karşılaşmamıştır. Çünkü sistemin hafızası tekrarlayan taramaların kaydın imkan sağlamakta ve daha yavaş çalışılmasına imkan sağlamaktadır.

Elde ettiğimiz sonuçlara göre ağız içi ölçü alan cihazlar tecrübesiz hekime göre sapma değerleri bakımından GC AADVA IOS Intraoral 3D Scanner ve CEREC Omnicam cihazları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Ağız içi ölçü alan cihazlarda tecrübesiz hekime göre GC AADVA IOS

Intraoral 3D Scanner cihazının sapma değeri CEREC Omnicam cihazına göre anlamlı derecede yüksektir. Bu sonuçlar tarama hızının anlamlı bir etki yaratmadığını düşündürebilmektedir. CEREC Omnicam ile tecrübesiz hekimin ilk taraması oldukça yavaş yapıldığından tüm ark taraması tamamlanmadan sistem hafızasının dolduğunu bildiren bir hata iletildiği bildirilmiştir. Bu durum bize saklama kapasitesinin önemli olduğunu düşündürmüştür. Veri elde etmeden sonra, orjinal nokta yoğunluğu veri büyüklüğünde azaltma yapıldığından dolayı küçülebilmektedir (saklama kapasitesini koruma amaçlı ve hızlı data transferinin sağlanması amacıyla). Saklama kapasitesinin yükseltilmesi amacıyla yapılan gelişmelerde ve yüksek hızlı bağlantılarda, bu durum daha az önem teşkil etmektedir. Daha düşük yoğunlukta veri oluşturan sistemlerde dişe ve sisteme bağlı olarak veri başına ortalama 3500 nokta , daha yoğun fazla yoğunlukta veri oluşturan ağız içi ve ağız dışı tarama sistemleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur (Rudolph ve diğerleri, 2016).

5.4. İmplant Pozisyonunun Etkisinin Araştırılması (Açı ve Derinlik Etkisi)

Daha önce yapılan çalışmalar dijital ölçü netliğinin implantların açısından etkilenmediği bildirilmiştir. Yapılan çalışmadaki implantların yerleştirilme açısının 30° olduğu bildirilmiştir (Gimenez ve diğerleri, 2015). Daha önce yapılan çalışmalarda implantların yerleştirilme açısının 5° ve 20° olduğu bildirilmiştir (Jang ve diğerleri, 2011). Aslında geleneksel ölçüde kullanılan silikon ölçü materyallerinin elastik özelliklerinin olması andırkatlardaki distorsiyonu kompanse edebildiğini düşündürmektedir. Yine de ölçü de meydana gelen az miktarda distorsiyon silikonda plastik deformasyona sebep olabilmektedir. Dijital ölçü sistemlerinde ise STL görüntülerindeki düzenlemelerin açılı implant bölgelerinin posteriorundan sonra daha fazla sapma gösterebileceği düşünülmektedir. Gimenez (2015) (Giménez, Özcan, ve diğerleri, 2015a) yaptıkları çalışmada açı ya da implant derinliğinin ölçü netliğini etkilemediğini belirtmiştir. Bizim çalışmamız literatür ile çelişki göstermektedir. Biz çalışmamızda 0°, 15° ve 30° açılı implantlara yer verdik. Elde ettiğimiz sonuçlara göre Sapma değerleri bakımından açılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). En düşük deviasyon 30° implantlarda oluşurken, en düşük değer 0° de görülmüştür Literatürle olan bu çelişki çalışmamızda kullanılan dijital teknolojiye bağlanabilinir. Çünkü ağız dışı tarama ve kontrol gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmemiş, literatürle uyumlu sonuçlar elde edilmiştir. Ortaya çıkan bu fark tarama yönüne de bağlanabilinir. Mevcut çalışmada posteriordan

anteriora doğru alveol kretini takip eden doğrusal tarama yapılmıştır. Ancak Moreira(2015) (Moreira ve diğerleri, 2015) full dental arklarda yavaş zigzag tarama uygulanmasını önermiş, bu protokolün daha başarılı sonuç vereceğini bildirmiştir. Daha sonra yapılacak çalışmalarda her iki konseptin de test edilmesi yararlı olabilir.

Dental literatürde implant derinliği göz önünde bulundurulduğunda 2 mm ve 4mm derinlikteki implantların ölçü netliğini etkilemediği bildirilmiştir (Gimenez ve diğerleri, 2015). Bu durumdan anlaşılıyor ki, active wavefront teknolojisi kullanılan durumlarda tarama parçaları diş etinden aşağı seviyede kalan implantlarda da yeterli seviyede bilgi aktarabiliyor. Elde edilen sonuçlar bize kemik seviyesinde ya da yumuşak doku seviyesinde olan implantların aynı tarama parçaları ile ölçülerinin alınabildiğini göstermektedir (Gimenez ve diğerleri, 2015). Ancak bizim yaptığımız çalışmada ise sapma değerleri bakımından derinlik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p>0,05$). 2 mm derinliğinin sapma değeri 0 mm derinliğine göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu sonuç çalışmamızda kullanılan parallel confocal tarama tekniğine bağlanabilinir. Ancak kesin bir sonuç için klinik çalışamalara ihtiyaç vardır.

5.5. Ağız İçi ve Ağız Dışı Dijital Ölçü Kıyaslaması

Flügge ve ark. (Flugge, T.; Schlager, S; Nelson, K; Nahles, S; Metzgere, 2013) yaptıkları çalışmada ağız içi dijital ölçü kullanımının geleneksel ve ağız içi taramaya göre daha fazla netlik ve doğruluk gösterdiğini bildirmişlerdir. Flügge ve ark. (Flugge, T.; Schlager, S; Nelson, K; Nahles, S; Metzgere, 2013) yaptıkları çalışmada iTero ile yapılan ağız dışı tarama (25 µm) sonuçlarında iTero ile yapılan ağız içi (50 µm) tarama sonuçlarına göre daha yüksek doğruluk gözlemlenmiştir. Bu durum hastanın hareketi, limitli ağız açıklığı, ağız içi nem varlığı ve tükürük akışı ile ilişkilendirilmiştir. iTero ile yapılan ağız dışı tarama sonuçlarının başarısı modelin tarama duvarına daha yakın konumlandırılması ile ilişkilendirilmiştir.

Flügge ve ark. (Flugge, T.; Schlager, S; Nelson, K; Nahles, S; Metzgere, 2013) yaptıkları çalışmada anterior dişlerin vestibüler yüzeylerinin iTero ile alınan ağız içi ve ağız dışı görüntülerinin yüksek netlikte olduğunu bildirmişlerdir. Yaptığımız çalışamada Ağız içi ölçü alan cihazlar grubunda sapma değerleri bakımından implant yüzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Ancak ağız dışında ölçü alan cihazlar sapma değerleri bakımından implant yüzeyi arasında

istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Ağız dışında ölçü alan cihazlarda Vestibul implant yüzeyine ilişkin sapma değeri Distal implant yüzeyine ilişkin sapma değerinden anlamlı derecede yüksektir.

Gerekli olan durumlarda opak ajan olarak spreyler de kullanılmaktadır. Spreyli sistemler daha ince tabakalamaya sebep olmaktadır. Spreyli sistemlerin, pudralı sistemlere göre daha yüksek görüntü kalitesi ve üretilen restorasyonlarda üstün marjinal adaptasyon sağladığı belirtilmiştir (Lehmann ve diğerleri, 2011; Willershausen ve diğerleri, 2012). Günümüzde yapılan çalışmalarda genellikle pudrasız sistemlerin daha başarılı olduğu bildirilmektedir.

Yapılan bir başka çalışmada pudrasız dijital ölçü cihazları kullanıldığında kameranın lensi kirlenmeye yatkınlığının daha az olduğu bildirilmiştir (Kurz ve diğerleri, 2015). Sonuç olarak daha net dijital ölçü alınmış olacağı düşünülmüştür.

Yaptığımız çalışmada ana modelin özelliğine bağlı ağız dışı dijital ölçü sistemlerinde pudra uygulamasının yapılmasına gereksinim duyulmuştur. Bu durum ağız içi dijital ölçü, ağız dışı dijital ölçü ve geleneksel yöntemler kıyaslandığında çelişkili sonuçlar göstermektedir. Çünkü bizim yaptığımız çalışma sonuçlarına göre Sapma değerleri bakımından ölçü tekniklerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$).

5.6. Ağız İçi Sistemlerin Birbirleriyle Kıyaslanması

Seelbach ve ark yaptıkları çalışma sonuçlarında farklı ağız içi dijital ölçü alan sistemler arasındaki farklı sonuçları öncelikle tarama sistemlerinin fiziki rezolüsyon özelliklerine, verilerin birbirine eklenmesinde geçen süreçlerdeki yazılımlara ve triangulasyon esnasında cihazların görüntü kaydetme açısına bağlı olabileceğini düşünmüşlerdir (Seelbach ve diğerleri, 2013). Benzer sonuçlar Ender ve ark(2016) yaptıkları çalışmada da elde edilmiştir. Araştırmacılar farklı ağız içi dijital ölçü sistemleri kullanmışlar ve bu sistemler arasında ölçü netlikleri arasında farklılıklar olduğunu bildirmişlerdir, yazarlar bu farklılıkların cihazların yazılımlarının farklı olmasına bağlamışlardır (Andreas Ender, Attin ve Mehl, 2016). Bizim çalışmamızda da ağız içi dijital ölçü alan cihazlarda sapma değerleri bakımından cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Ortaya çıkan fark hekim tecrübesine göre değişiklik göstermektedir. Tecrübesiz hekimin GC AADVA IOS-Intraoral 3D Scanner cihazının sapma değeri CEREC Omnicam cihazına göre anlamlı derecede yüksekken, tecrübeli

hekimde CEREC Omnicam cihazına ilişkin sapma değeri tecrübesiz hekime ilişkin sapma değerinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Tecrübeli hekimin GC AADVA cihazını geçmişte CEREC Omnicam cihazına oranla daha sık kullanmasına bağlanabilinir. Ayrıca bu çalışmanın sonuçlarından CEREC sisteminin daha kolay kullanıma sahip olduğu kanısına varılabilinir.

6. SONUÇLAR

Farklı ağız içi ve ağız dışı dijital ölçü sistemleri kullanılan implant pozisyonu, implant derinliği, implant açısı, hekim tecrübesi, implant yüzeylerinin ölçü netliğine etkisinin değerlendirildiği bu çalışmanın sınırları içerisinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

6 implantın olduğu bir vakada kapalı ölçü kaşığı tekniği ile ölçü alınan ölçüler ağız içi ve ağız dışı dijital ölçü sistemlerle kıyaslandığında, ağız dışı dijital ölçü sistemleri ile benzer sonuçlar ortaya koysa da daha başarılı bulunmuştur. Bu sonuçlar geleneksel ölçü tekniğinin altın standart olarak kabul edildiği çalışmaları desteklemekte ve dijital ölçü sistemlerinin tamamen geleneksel ölçü sistemlerinin yerini alamayacağını düşündürmektedir.

Kullanılan dijital ölçü sistemlerinin farklı yazılımlar içermesine bağlı olarak sonuçlarda farklılıklar ortaya çıkardığı ve kullanımda olan bu cihazların sürekli güncellenmesi ve yeni yazılımlarla yeni özellikler kazanmasına bağlı olarak elde edilen sonuçların iyileşebileceği ümit edilmektedir.

Ağız dışı dijital ölçü sistemlerinde pudra uygulamasına gereksinim duyulmasına rağmen ağız dışı dijital ölçü sistemlerinde daha başarılı sonuçlar elde edilmesi pudra uygulamasının ölçü netliğine olan etkisini çelişkili hale getirdiğini pudra uygulamasından ziyada sistemlerinin yazılımlarının sonuçlarda daha etkili olduğunu açıkça göstermektedir.

Ağız içi dijital ölçü cihazlarında cihaza alışmak için herhangi bir zaman periyoduna ihtiyaç olmayıp gerekli olan durumlarda ilk taramadan sonra bile tedaviye başlanabilmesinin işlemleri hızlandırabileceği öngörülmektedir.

Yerleştirilmiş olan implantlardaki açı ve derinlik miktarı artsa da sapma değerinin daha düşük olması implantların açısının ve derinliğinin ölçü netliğine etki eden tek faktör olmadığını göstermektedir.

Tecrübesiz hekimlerin daha başarılı ölçüler elde etmesine bağlı olarak hekimin yeteneğinin ve ölçü alması esnasındaki hata yapmamaya olan dikkatinin ölçü netliğinde etkili olan bir faktör olabileceğini söyleyebiliriz.

Günümüzde yenilikçi ve homojenize tekniklerin hala tatminkar olarak rutin prosedürlerde yer bulamamasına rağmen dijital diş hekimliğinin yeniliklere açık olması, kullanılan sistemlerin sürekli yenilenmesi ve güncellenmesinin bu süreçleri değiştirebileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

Abdel-Azim, T., Rogers, K., Elathamna, E., Zandinejad, A., Metz, M. ve 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *114*(4), 554–559. doi:10.1016/j.prosdent.2015.04.001

Abduo, J. ve Lyons, K. (2013). Rationale for the use of CAD/CAM technology in implant prosthodontics. *International Journal of Dentistry*, *768121*. doi:10.1155/2013/768121

Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Brånemark, P. I. ve Jemt, T. (1990). Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *5*(4), 347–59.

Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. ve Brånemark, P. I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*, *10*(6), 387–416. doi:10.1016/S0300-9785(81)80077-4

Aiste, G. (2015). *Accuracy of computerized and conventional impression-making procedures of straight and tilted dental implants*. Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau.

Akalin, Z. F., Ozkan, Y. K. ve Ekerim, 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*(1), 149–157. doi:10.11607/jomi.2070

Albaker, A. M. (2013). The oral health-related quality of life in edentulous patients treated with Conventional complete dentures. *Gerodontology*, *30*(1). doi:10.1111/j.1741-2358.2012.00645.x

Albrektsson, T. (1988). A multicenter report on osseintegrated oral implants. *J. Prosth. Dent*, *60*, 75–84.

Alikhasi, M., Siadat, H., Monzavi, A. ve Momen-Heravi, F. (2011). Three-Dimensional Accuracy of Implant and Abutment Level Impression Techniques: Effect on Marginal Discrepancy. *Journal of Oral Implantology*, *37*(6), 649–657. doi:10.1563/AAID-JOI-D-09-00112.1

Almeida, E. O., Freitas, A. C. J., Bonfante, E. a, Marotta, L., Silva, N. R. F. a ve Coelho, P. G. (2013). Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *28*(1), 103–108. doi:10.11607/jomi.2443

Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M. ve Bergman, B. (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *76*(2), 187–193. doi:10.1016/S0022-3913(96)90305-4

Assif, D., Fenton, A., Zarb, G. ve Schmitt, A. (1992). Comparative accuracy of implant impression procedures. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, *12*(2), 112–21.

Assif, D., Nissan, J., Varsano, I. ve Singer, a. (1999). Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *14*(6), 885–888.

Assuncao, W. G., Filho, H. G. ve Zaniquelli, O. (2004). Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant dentistry*, *13*, 358–366. doi:10.1097/01.id.0000144509.58901.f7

Assunção, W. G., Britto, R. C., Ricardo Barão, V. A., Delben, J. A. ve dos Santos, P. H. (2010). Evaluation of impression accuracy for implant at various angulations. *Implant dentistry*, *19*, 167–174. doi:10.1097/ID.0b013e3181cd715f

Assunção, W. G., Tabata, L. F., Cardoso, A., Rocha, E. P. ve Gomes, E. A. (2008). Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant dentistry*, *17*(3), 248–56. doi:10.1097/ID.0b013e318182ef58

Augthun, M. ve Conrads, G. (1997). Microbial findings of deep peri-implant bone defects. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *12*(1), 106–112.

Baca, E. (2010). *Farklı Tip İmplant Üstü Protez Taşıyan Hastalarda İn-Vivo Çiğneme Kuvvetlerinin Araştırılması*. İstanbul Üniversitesi.

Balkenhol, M., Haunschild, S., Erbe, C. ve Wöstmann, B. (2010). Influence of prolonged setting time on permanent deformation of elastomeric impression materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *103*(5), 288–294. doi:10.1016/S0022-3913(10)60060-1

Baroudi, K. ve Ibraheem, S. N. (2015). Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *Journal of international oral health : JIOH*, *7*(4), 96–104.

Barrett, M. G., de Rijk, W. G. ve Burgess, J. O. (1993). The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, *2*(2), 75–82.

Benic, G. I. ve Haemmerle, C. H. F. (2014). Horizontal bone augmentation by means of guided bone regeneration. *Periodontology 2000*, *66*(1), 13–40. doi:10.1111/prd.12039

Benic, G. I., Kohal, R. J. ve Patzelt, S. B. M. (2015). Digital technologies to support planning , treatment , and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry . Summary and consensus statements . The 4th EAO consensus conference 2015, *26*, 97–101. doi:10.1111/clr.12648

Besl, P. ve McKay, N. (1992). A Method for Registration of 3-D Shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, *14*(2), 239–256. doi:10.1109/34.121791

Betensky, R. A., Gianneschi, G. E. ve Gallucci, G. O. (2014). Accuracy of digital versus conventional implant impressions, 715–719. doi:10.1111/clr.12375

Beuer, F., Schweiger, J. ve Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, *204*(9), 505–511. doi:10.1038/sj.bdj.2008.350

Bhakta, S., Vere, J., Calder, I. ve Patel, R. (2011). Impressions in implant dentistry. *British dental journal*. doi:10.1038/sj.bdj.2011.862

Birnbaum, N. S. ve Aaronson, H. B. (2008). Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *29*(8), 494, 496, 498–505.

Birnbaum NS, Aaronson HB, S. C. (2009). 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions. *Inside Dent*, *5*, 70–75.

Boeddinghaus, M., Breloer, E. S., Rehmann, P. ve Wöstmann, B. (2015). Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients, 2027–2034. doi:10.1007/s00784-015-1430-7

Bra-nemark, P.-I., Zarb, G. A., Albrektsson, T. ve Rosen, H. M. (1986). Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. *Plastic and Reconstructive Surgery*, *77*, 496–497. doi:10.1097/00006534-198603000-00037

Branemark, P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *50*(3), 399–410. doi:10.1016/S0022-3913(83)80101-2

Brånemark, P. I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B. O., Lindström, J. ve Ohlsson, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, *3*(2), 81–100. doi:10.3109/02844316909036699

Brånemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O. ve Ohman, A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. Supplementum*, *16*, 1–132.

Brosky, M. E., Major, R. J., DeLong, R. ve Hodges, J. S. (2003). Evaluation of dental arch reproduction using three-dimensional optical digitization. *The Journal of prosthetic dentistry*, *90*(5), 434–40. doi:10.1016/S0022391303005924

Brosky, M. E., Pesun, I. J., Lowder, P. D., DeLong, R. ve Hodges, J. S. (2002). Laser digitization of casts to determine the effect of tray selection and cast formation technique on accuracy. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *87*(2), 204–209. doi:10.1067/mpr.2002.121240

Brunski, J. B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *3*(2), 85–97.

Bueno-Samper, A., Hernadez-Aliaga, M. ve Calvo-Guirado, J. L. (2010). The implant-supported milled bar overdenture: A literature review. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*. doi:10.4317/medoral.15.e375

Burawi, G., Houston, F., Byrne, D. ve 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*(1), 68–75. doi:10.1016/S0022-3913(97)70209-9

Burguete, R. L., Johns, R. B., King, T. ve Patterson, E. a. (1994). Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, *71*(6), 592–599. doi:0022-3913(94)90443-X [pii]

Campagni, W. V., Preston, J. D. ve Reisbick, M. H. (1982). Measurement of paint-on die spacers used for casting relief. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *47*(6), 606–611. doi:10.1016/0022-3913(82)90132-9

Caputi, S. ve Varvara, G. (2008). Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophase, 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), 274–281. doi:10.1016/S0022-3913(08)60061-X

Carr, a B. (1991). Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *6*(4), 448–55. doi:10.1097/00008505-199200130-00017

Carrotte, P. V, Johnson, A. ve Winstanley, R. B. (1998). The influence of the impression tray on the accuracy of impressions for crown and bridge work--an investigation and review. *British Dental Journal*, *185*(11), 580–585. doi:10.1038/sj.bdj.4809870

Cayouette, M. J., Burgess, J. O., Jones, R. E. J. ve Yuan, C. H. (2003). Three-dimensional analysis of dual-arch impression trays. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, *34*(3), 189–198.

Ceyhan, J. A., Johnson, G. H. ve Lepe, X. (2003). The effect of tray selection, viscosity of impression material, and sequence of pour on the accuracy of dies made from dual-arch impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *90*(2), 143–149. doi:10.1016/S0022-3913(03)00276-2

Chan, D. C. N., Chung, A. K.-H., Haines, J., Yau, E. H.-T. ve Kuo, C.-C. (2011). The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Operative dentistry*, *36*(5), 486–491. doi:10.2341/10-067-L

Chandran, D. T., Jagger, D. C., Jagger, R. G. ve Barbour, M. E. (2010). Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: Effects of storage time and moisture contamination. *Bio-Medical Materials and Engineering* içinde (C. 20, ss. 243–249). doi:10.3233/BME-2010-0638

Chen, C. (2015). Full-arch implant fixed prostheses : a comparative study on the effect of connection type and impression technique on accuracy of fit, 1–7. doi:10.1111/clr.12695

Chochlidakis, K. M., Papaspyridakos, P., Geminiani, A., Chen, C.-J., Feng, I. J. ve Ercoli, C. (2016). Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. doi:10.1016/j.prosdent.2015.12.017

Choi, J.-H., Lim, Y.-J., Yim, S.-H. ve Kim, C.-W. (2007). Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *22*, 761–768.

Christensen, G. (2016). Impressions Are Changing. *The Journal of the American Dental Association*, *140*(10), 1301–1304. doi:10.14219/jada.archive.2009.0054

Christensen, G. J. (2008a). Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *Journal of the American Dental Association (1939)*, *139*(6), 761–763. doi:10.14219/jada.archive.2008.0258

Christensen, G. J. (2008b). Ensuring accuracy and predictability with double-arch impressions. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *139*(8), 1123–5.

Chua, C. K., Leong, K. F. ve Lim, C. S. (2010). *Rapid Prototyping: Principles and*

Applications. *Building*. doi:978-981-277-898-7

Coelho Santos, G., Coelho Santos, M. J. M., Rizkalla, A. S., Madani, D. A. ve El-Mowafy, O. (2013). Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *General Dentistry*.

Conrad, H. J., Pesun, I. J. ve Hodges, J. S. (2007a). Accuracy of two impression techniques with angulated implants.

Conrad, H. J., Pesun, I. J. ve Hodges, J. S. (2007b). Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent*, *Jun;97*(6), :349-56.

Cooper, L. F. (2009). The current and future treatment of edentulism. *Journal of Prosthodontics*, *18*(2), 116–122. doi:10.1111/j.1532-849X.2009.00441.x

Cox, J. R. (2005). A clinical study comparing marginal and occlusal accuracy of crowns fabricated from double-arch and complete-arch impressions. *Australian dental journal*, *50*(2), 90–4. doi:10.1111/j.1834-7819.2005.tb00346.x

Cox, J. R., Brandt, R. L. ve Hughes, H. J. (2002). A clinical pilot study of the dimensional accuracy of double-arch and complete-arch impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *87*(5), 510–515. doi:10.1067/mpr.2002.124489

Çağlar, i.; Yeşil Duymuş, z., Ateş, s. m. (2015). "Contemporary Approaches To Dental Impression System. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. J Dent Fac Atatürk Uni*, *10*, 135–140. doi:http://dx.doi.org/10.17567/dfd.96167

Davidowitz, G. ve Kotick, P. G. (2011). The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America*. doi:10.1016/j.cden.2011.02.011

De Bruyn, H., Raes, S., Östman, P. O. ve Cosyn, J. (2014). Immediate loading in partially and completely edentulous jaws: A review of the literature with clinical guidelines. *Periodontology 2000*, *66*(1), 153–187. doi:10.1111/prd.12040

De Vries, W. (1992). *Analysis Of Material Removal Processes. New York City:* Springer-Verlag.

Dehurtevent, M., Robberecht, L. ve Behin, P. (2015). Influence of dentist experience with scan spray systems used in direct CAD/CAM impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *113*(1), 17–21. doi:10.1016/j.prosdent.2014.07.006

Del'acqua, M. A., de Avila, É. D., Amaral, Â. L. C., Pinelli, L. A. P. ve de Assis Mollo, F. (2012). Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *27*(3), 544–50. doi:10.1016/j.micres.2006.03.013

Del Corso, M., Abà, G., Vazquez, L., Dargaud, J. ve Ehrenfest, D. M. D. (2009). Optical three-dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: An in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *11*(3), 214–221. doi:10.1111/j.1708-8208.2008.00106.x

Denry, I. ve Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, *24*(3), 299–307. doi:10.1016/j.dental.2007.05.007

Dentistry - Digitizing Devices For Cad/Cam Systems For Indirect Dental Restorations: Test Methods For Assessing Accuracy. Geneva: ISO. (2012). iso. *İnternational Organization For Standardization. Iso 12836:2012:*

Desjardins, R. P. (1992). Prosthesis design for osseointegrated implants in the edentulous maxilla. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *7*(3), 311–20.

Dumbrigue, H. B., Gurun, D. C. ve Javid, N. S. (2000). Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *84*(1), 108–110. doi:10.1067/mpr.2000.107914

Duret, F. ve Preston, J. D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*, *1*(2), 150–4.

Eckert, S. E., Meraw, S. J., Cal, E. ve Ow, R. K. (2000). Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *15*(5), 662–667.

Eliasson, A. ve Ortorp, A. (2012). The Accuracy of an Implant Impression Technique Using Digitally Coded Healing Abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *14*(SUPPL. 1). doi:10.1111/j.1708-8208.2011.00344.x

Ender, A., Attin, T. ve Mehl, A. (2016). In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *115*(3), 313–320. doi:10.1016/j.prosdent.2015.09.011

Ender, A. ve Mehl, A. (2013). Influence of Scanning Strategies on the Accuracy of Digital Intraoral Scanning Systems. *Int J Comput Dent*, *16*(1), 11–21.

Ender, A. ve Mehl, A. (2013). Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *109*(2), 121–128. doi:10.1016/S0022-3913(13)60028-1

Ender, A. ve Mehl, A. (2014a). Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision. *Journal of visualized experiments : JoVE*, (86), e51374. doi:10.3791/51374

Ender, A. ve Mehl, A. (2014b). In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*, *46*(1), 9–17. doi:10.3290/j.qi.a32244

Ender A., Zimmermann M., Attin T., M. A. (2016). In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Invest*, *20*(7), 1495–1504. doi:DOI 10.1007/s00784-015-1641-y

Fasbinder, D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Journal of the American Dental Association*, *137*, 22–31. doi:137/suppl_1/22S [pii]

Fasbinder, D. J. (2010). The CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, *141*(June), 3S–4S. doi:10.14219/jada.archive.2010.0354

Fasbinder, D. J. (2012). Chairside CAD/CAM: An Overview of Restorative Material Options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (15488578)*, *33*(1), 50–58.

Feine, J. S., Carlsson, G. E., Awad, M. A., Chehade, A., Duncan, W. J., Gizani, S., … Wismeijer, D. (2003). The McGill consensus statement on overdentures. *Quintessence International*, *34*(1), 78–79. doi:10.1111/j.1741-2358.2002.00003.x

Figuero, E., Graziani, F., Sanz, I., Herrera, D. ve Sanz, M. (2014). Management of peri-

implant mucositis and peri-implantitis. *Periodontology 2000*, *66*(1), 255–273. doi:10.1111/prd.12049

Finger, I. M., Castellon, P., Block, M. ve Elian, N. (2003). The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Practical procedures & aesthetic dentistry : PPAD*, *15*(8), 625–632; quiz 634. doi:10.1017/CBO9781107415324.004

Fluegge, T., Att, W., Metzger, M. ve Nelson, K. (2015). A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies — An Experimental Approach, 1–8. doi:10.1111/jopr.12362

Flugge, T.; Schlager, S; Nelson, K; Nahles, S; Metzgere, M. (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*(3), 8–12. doi:10.1016/j.ajodo.2013.04.017

Franceschini, G. (2011). A Comparative Analysis Of Intraoral 3d Digital Scanners For Restorative Dentistry. *The Internet Journal of Medical Technology*, *5*(1), 1–18. doi:10.5580/1b90

Galhano, G. Á. P., Pellizzer, E. P. ve Mazaro, J. V. Q. (2012). Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *The Journal of craniofacial surgery*, *23*(6), e575-9. doi:10.1097/SCS.0b013e31826b8043

GC Europe Tech GmbH, GC AADVA IOS. (2017).*web page, www.gceurope.com/news/press/201503_ids/en_aadva_ios.docx+&cd=1&hl=tr&ct=clnk&gl=tr.” ,https://www.gceurope.com/products/aadvaios/*.

GC Europe Tech GmbH, GC AADVA Labscan. (2017).*webpage http://www.gctech.eu/dental-professionals/aadva-lab-scan/*.

Gimenez-Gonzalez, B., Hassan, B., Özcan, M. ve Pradíes, G. (2016). 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*, 1–6. doi:10.1111/jopr.12457

Gimenez, B., Özcan, M., Martinez-Rus, F. ve Pradies, G. (2015). 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*, *17*(1), 54–64. doi:10.1111/cid.12124

Giménez, B., Özcan, M., Martínez-Rus, F. ve Pradíes, G. (2015a). Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant dentistry*, *24*(5), 498–504. doi:10.1097/ID.0000000000000283

Giménez, B., Özcan, M., Martínez-Rus, F. ve Pradíes, 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*, *17*(1), 54–64. doi:10.1111/cid.12124

Giménez, B., Pradíes, G., Martínez-Rus, F. ve 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*(1), 56–64. doi:10.11607/jomi.3689

Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, P. 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. *Int J Oral Maxillofacial Implants*, *29*(4), 853–862.

Glassman, S. (2009). Digital impressions for the fabrication of aesthetic ceramic restorations: a case report. *Practical procedures & aesthetic dentistry : PPAD*, *21*(1), 60–64.

Glossary of implant terms. (2003). *J Oral Implantol.*, *29*(1).

Gorman, C. M., McDevitt, W. E. ve Hill, R. G. (2000). Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *16*, 389–395. doi:10.1016/S0109-5641(00)00031-2

Gökçen-Rohlig B., Öngül D, Sancakli E, S. B. (2014). Comparative Evaluation of the Effects of Implant Position, Impression Material, and Tray Type on Implant Impression Accuracy. *Implant dentistry*, *23*(3), 283–288. doi:10.1097/ID.0000000000000059

Gracis, S. E., Nicholls, J. I., Chalupnik, J. D. ve Yuodelis, R. a. (1991). Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *The International journal of prosthodontics*, *4*(3), 282–291.

Gracis, S., Michalakis, K., Vigolo, P., Vult von Steyern, P., Zwahlen, M. ve Sailer, I. (2012). Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, *23*(SUPPL.6), 202–216. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02556.x

Greenberg, A. M. (2015). Dental Implants and Evolving Discipline. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*. doi:10.1016/j.coms.2015.03.001

Guehennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P. ve Amouriq, Y. (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*, *23*(7), 844–854. doi:10.1016/j.dental.2006.06.025

Gürsoytrak, B. (2013). *İmplant Uygulamalarında Farklı Yüzey Özelliklerinin Osseointegrasyon Üzerine Etkisinin Rezonans Frekans Analizi İle Değerlendirilmesi*. Selçuk Üniversitesi.

Güth, J., Edelhoff, D., Schweiger, J. ve Keul, C. (2015). A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig.*, *20*(7), 1487–94. doi:. doi: 10.1007/s00784-015-1626-x.

Güth, J., Keul, C., Stimmelmayr, M., Beuer, F. ve Edelhoff, D. (2013). Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig.*, *17*(4), 1201–1208. doi:10.1007/s00784-012-0795-0

Harris, D., Horner, K., Gröndahl, K., Jacobs, R., Helmrot, E., Benic, G. I., … Quirynen, M. (2012). E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clinical Oral Implants Research*. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02441.x

Herbst, D., Nel, J. C., Driessen, C. H. ve Becker, P. J. (2000). Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *The Journal of prosthetic dentistry*, *83*(5), 555–561.

Hobkirk, J. a ve Psarros, K. J. (1992). The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *7*(3), 345–52.

Hobo S, I. E. and G. L. (1996). Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. *Quintessence Publishing.*, 3,4,.

Hoyos, A. ve Soderholm, K.-J. (2012). Influence of tray rigidity and impression technique on accuracy of polyvinyl siloxane impressions. *The International journal of prosthodontics*, *24*(June), 49–54. doi:10.1016/S0022-3913(12)60096-1

Hsu, C. C., Millstein, P. L. ve Stein, R. S. (1993). A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *69*(6), 588–593. doi:10.1016/0022-3913(93)90287-X

Humphries, R. M., Yaman, P. ve Bloem, T. J. (1990). The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *5*, 331–336.

Inturregui, J. A., Aquilino, S. A., Ryther, J. S. ve Lund, P. S. (1993). Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *69*(5), 503–509. doi:10.1016/0022-3913(93)90160-P

Irkeç, Z. (2013). *Malpoze İmplantlarda Farklı Ölçü Tekniklerinin Hassasiyetinin Değerlendirilmesi*. Doktora Tezi -Ankara Üniversitesi.

Itero., C. (2008). cadent. *(Cadent Itero. Creating the perfect byte [pamphlet]. Carlstadt (NJ): Cadent; 2008).*

Jang, H., Kim, S., Shim, J., Lee, K.-W. ve Moon, H.-S. (2011). Accuracy of impressions for internal-connection implant prostheses with various divergent angles. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *26*(5), 1011–5.

Jemt, T. ve Book, K. (1997). Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *11*(5), 620–625.

Jemt, T. ve Hjalmarsson, L. (2012). In Vitro Measurements of Precision of Fit of Implant-Supported Frameworks. A Comparison between “Virtual” and “Physical” Assessments of Fit Using Two Different Techniques of Measurements. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *14*(1), 175–82. doi:10.1111/j.1708-8208.2011.00416.x

Jemt, T. ve Lie, A. (1995). Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res*, *6*(3), 172–180.

Jeon, J.-H., Lee, K.-T., Kim, H.-Y., Kim, J.-H. ve Kim, W.-C. (2013). White light scanner-based repeatability of 3-dimensional digitizing of silicon rubber abutment teeth impressions. *The journal of advanced prosthodontics*, *5*(4), 452–6. doi:10.4047/jap.2013.5.4.452

Jo, S.-H., Kim, K.-I., Seo, J.-M., Song, K.-Y., Park, J.-M. ve Ahn, S.-G. (2010). Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *The journal of advanced prosthodontics*, *2*(4), 128–133. doi:10.4047/jap.2010.2.4.128

Joda, T., Wittneben, J. G. ve Brägger, U. (2014). Digital implant impressions with the "Individualized Scanbody Technique" for emergence profile support. *Clinical Oral Implants Research*, *25*(3), 395–397. doi:10.1111/clr.12099

Kang, A. H., Johnson, G. H., Lepe, X. ve Wataha, J. C. (2009). Accuracy of a reformulated fast-set vinyl polysiloxane impression material using dual-arch trays. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *101*(5), 332–341. doi:10.1016/S0022-3913(09)60066-4

Kaplowitz, G. J. (1996). Trouble-shooting dual arch impressions. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *127*(2), 234–40.

Karl, M., Winter, W., Taylor, T. D. ve Heckmann, S. M. (2004). In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *19*(1), 30–37.

Kattadiyil, M. T., Mursic, Z., Alrumaih, H. ve Goodacre, C. J. (2014). Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(3), 444–448. doi:10.1016/j.prosdent.2014.03.022

Keller, E. E., Van Roekel, N. B., Desjardins, R. P. ve Tolman, D. E. (1987). Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *2*(3), 155–165.

Kern, J. S., Kern, T., Wolfart, S. ve Heussen, N. (2016). A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: Post-loading implant loss. *Clinical Oral Implants Research*, *27*(2), 174–195. doi:10.1111/clr.12531

Kim, J., Kim, K., Kim, S., Kim, W., Kim, H. ve Kim, J. (2015). Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD / CAM system. *Quintessence International*, *46*(5), 401–407. doi:10.3290/j.qi.a33685

Kim, Y., Oh, T. J., Misch, C. E. ve Wang, H. L. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research*, *16*(1), 26–35. doi:10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x

Kurbad, A. (2000). The optical conditioning of Cerec preparations with scan spray. *International journal of computerized dentistry*, *3*(4), 269–279.

Kurz, M., Attin, T. ve Mehl, A. (2015). Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clinical Oral Investigations*, *19*(8), 2035–2043. doi:10.1007/s00784-015-1440-5

Lacefield, W. R. (1998). Current Status of Ceramic Coatings for Dental Implants. *Implant Dentistry*, *7*(4), 315–322.

Lava Chairside Oral Scanner C.O.S, S. P. (MN): 3M E. (2009). Lava Chairside Oral Scanner C.O.S.

Lee, C. Y. S., Wong, N., Ganz, S. D., Mursic, J. ve Suzuki, J. B. (2015). Use of an Intraoral Laser Scanner During the Prosthetic Phase of Implant Dentistry: A Pilot Study. *The Journal of oral implantology*, *41*(4), e126-32. doi:10.1563/AAID-JOI-D-13-00132

Lee, H., Ercoli, C., Funkenbusch, P. D. ve Feng, C. (2008). 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), 107–113. doi:10.1016/S0022-3913(08)60026-8

Lee, H., So, J. S., Hochstedler, J. L. ve Ercoli, C. (2008). The accuracy of implant impressions: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *100*(4), 285–291. doi:10.1016/S0022-3913(08)60208-5

LeGeros, R. Z. (1988). Calcium phosphate materials in restorative dentistry: a review. *Advances in dental research*, *2*(1), 164–180. doi:10.1177/08959374880020011101

Lehmann, K. M., Azar, M. S., Kämmerer, P. W., Wentaschek, S., Hell, E. N. F. ve Scheller, H. (2011). The effect of optical conditioning of preparations with scan spray on preparation form. *Acta Stomatologica Croatica*, *45*(2), 86–92.

Leonhardt, a, Renvert, S. ve Dahlén, G. (1999). Microbial findings at failing implants. *Clinical oral implants research*, *10*(5), 339–345. doi:10.1034/j.1600-0501.1999.100501.x

Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, M. C. (1992). Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clinical Oral Implants Research*, *3*(1), 9–16. doi:10.1034/j.1600-0501.1992.030102.x

Liou, a D., Nicholls, J. I., Yuodelis, R. a ve Brudvik, J. S. (1993). Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *The International journal of prosthodontics*, *6*(4), 377–383. doi:10.1097/00008505-199405000-00013

Logozzo, S., Zanetti, E. M., Franceschini, G., Kilpelä, A. ve Mäkynen, A. (2014). Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, *54*, 203–221. doi:10.1016/j.optlaseng.2013.07.017

Lorenzoni, M., Pertl, C., Penkner, K., Polansky, R., Sedaj, B. ve Wegscheider, W. a. (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), 629–638. doi:10.1046/j.1365-2842.2000.00594.x

Lu, H., Nguyen, B. ve Powers, J. M. (2004). Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *92*(2), 151–154. doi:10.1016/j.prosdent.2004.05.016

Luthardt, R. G., Walter, M. H., Weber, A., Koch, R. ve Rudolph, H. (2007). Clinical parameters influencing the accuracy of 1- and 2-stage impressions: a randomized controlled trial. *The International journal of prosthodontics*, *21*, 322–327. doi:10.1016/S0022-3913(09)60171-2

Luthardt, R., Loos, R. ve Quaas, S. (2005). Accuracy of intraoral data acquisition in comparison to the conventional impression. *International journal of computerized dentistry*, *8*(4), 283–94.

Luthardt, R., Weber, A., Rudolph, H., Schone, C., Quaas, S. ve Walter, M. (2002). Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *International journal of computerized dentistry*, *5*(2–3), 165–176.

Ma, J. ve Rubenstein, J. E. (2012). Complete arch implant impression technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *107*(6), 405–410. doi:10.1016/S0022-3913(12)60100-0

Ma, T., Nicholls, J. I. ve Rubenstein, J. E. (1997). Tolerance measurements of various implant components. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *12*(3), 371–5.

Mada, S. K., Smith, M. L., Smith, L. N. ve Midha, P. S. (2003). An Overview of Passive and Active Vision Techniques for Hand-Held 3D Data Acquistion. *Opto-Ireland 2002: Optical Metrology, Imaging, and Machine Vision*, *4877*, 16–27. doi:10.1117/12.463773

Maeda, Y., Satoh, T. ve Sogo, M. (2006). In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: A short communication. *Journal of Oral Rehabilitation*, *33*(1), 75–78. doi:10.1111/j.1365-2842.2006.01545.x

Mah, J. ve Hatcher, D. (2003). Current status and future needs in craniofacial imaging. *Orthodontics & craniofacial research*, *6 Suppl 1*, 10-16-182. doi:10.1034/j.1600-0544.2003.230.x

Maintz, J. B. ve Viergever, M. A. (1998). A survey of medical image registration. *Medical image analysis*, *2*(1), 1–36. doi:10.1.1.39.4417

May, K. B., Russell, M. M., Razzoog, M. E. ve Lang, B. R. (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, *80*(4), 394–404. doi:10.1016/S0022-3913(98)70002-2

McGlumphy, E. a, Mendel, D. a ve Holloway, J. a. (1998). Implant screw mechanics. *Dental clinics of North America*, *42*(1), 71–89.

Meer, W. J. Van Der, Andriessen, F. S., Wismeijer, D. ve Ren, Y. (2012). Application of Intra-Oral Dental Scanners in the Digital Workflow of Implantology, *7*(8), 1–8. doi:10.1371/journal.pone.0043312

Mehl, A. ve Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry*, *2*(1), 9–35.

Mehl, a, Ender, a, Mörmann, W. ve Attin, T. (2009). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *International journal of computerized dentistry*, *12*(1), 11–28. doi:10.5167/uzh-18814

Mehl, a, Gloger, W., Kunzelmann, K. H. ve Hickel, R. (1997). A new optical 3-D device for the detection of wear. *Journal of dental research*, *76*(11), 1799–807. doi:10.1177/00220345970760111201

Meijer, G. J., Dalmeijer, R. a, de Putter, C. ve van Blitterswijk, C. a. (1997). A comparative study of flexible (Polyactive) versus rigid (hydroxylapatite) permucosal dental implants. II. Histological aspects. *Journal of oral rehabilitation*, *24*(2), 93–101. doi:10.1111/j.1365-2842.1997.tb00300.x

Millstein, P., Maya, A. ve Segura, C. (1998). Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. *Journal of oral rehabilitation*, *25*(8), 645–648.

Misch, C. (2004). *Dental Implant Prosthetic 1st Edition. Amazon.co.UK* (C. 53). doi:10.1017/CBO9781107415324.004

Misch, C. (2008). Contemporary Implant Dentistry. St. Louis, MO: Mosby Elsevier;. *Implant Dentistry*, *81*, p.1-100.

Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. ve Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, *28*(1), 44–56. doi:10.4012/dmj.28.44

Moreira, A. H. J., Rodrigues, N. F., Pinho, A. C. M., Fonseca, J. C. ve Vilaça, J. L. (2015). Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *17*, e751–e764. doi:10.1111/cid.12310

Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *137*(September), 7S–13S. doi:10.14219/jada.archive.2006.0398

Müller, P., Ender, A. ve Joda, T. (y.y.). Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int.*, *47*(4), 1–7. doi:10.3290/j.qi.a35524

Müller, P., Ender, A., Joda, T. ve Katsoulis, J. (2016). Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence international*, *47*(4), 343–9. doi:10.3290/j.qi.a35524

Naconecy, M. M., Teixeira, E. R., Shinkai, R. S. a, Frasca, L. C. F. ve Cervieri, A. (2004). Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *19*(2), 192–198.

Nassar, U., Oko, A., Adeeb, S., El-Rich, M. ve 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. doi:10.1016/S0022-3913(13)60038-4

Nedelcu, R. G. ve Persson, A. S. 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), 1461–1471. doi:10.1016/j.prosdent.2014.05.027

Nisand, D. ve Renouard, F. (2014). Short implant in limited bone volume. *Periodontology 2000*, *66*(1), 72–96. doi:10.1111/prd.12053

Nissan, J. ve Ghelfan, O. (2009). The press-fit implant impression coping technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *101*(6), 413–414. doi:10.1016/S0022-3913(09)60088-3

Noort, R. Van ve Cam, C. A. D. (2011). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, *28*(1), 3–12. doi:10.1016/j.dental.2011.10.014

Otto, T. ve De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *The International journal of prosthodontics*, *15*(2), 122–128.

Öngül, D., Gökçen-Röhlig, B., Şermet, B. ve Keskin, H. (2012). A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Australian Dental Journal*, *57*(2), 184–189. doi:10.1111/j.1834-7819.2012.01685.x

Pandita, A., Jain, T., Yadav, N. S., Feroz, S. M. A., Pradeep ve Diwedi, A. (2013).

Evaluation and comparison of dimensional accuracy of newly introduced elastomeric impression material using 3D laser scanners: An in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice*, *14*(2), 265–268. doi:10.5005/jp-journals-10024-1311

Panichuttra, R., Jones, R. M., Goodacre, C., Munoz, C. A. ve Moore, B. K. (1991). Hydrophilic poly(vinyl siloxane) impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *International Journal of Prosthodontics*, *4*(3), 240–8.

Papaspyridakos, P., Chen, C.-J., Gallucci, G. O., Doukoudakis, A., Weber, H.-P. ve 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), 836–45. doi:10.11607/jomi.3625

Papaspyridakos, P., Chen, C. J., Singh, M., Weber, H. P. ve Gallucci, G. O. (2012). Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res*, *91*(3), 242–248. doi:10.1177/0022034511431252

Papaspyridakos, P., Gallucci, G. O., Chen, C. J., Hanssen, S., Naert, I. ve Vandenberghe, B. (2016). Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: Accuracy outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, *27*(4), 465–472. doi:10.1111/clr.12567

Papaspyridakos, P., Lal, K., White, G. S., Weber, H.-P. ve Gallucci, G. O. (2011). 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. doi:10.1016/S0022-3913(12)60111-5

Parker, M. H., Cameron, S. M., Hughbanks, J. C. ve Reid, D. E. (1997). Comparison of occlusal contacts in maximum intercuspation for two impression techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *78*(3), 255–259. doi:10.1016/S0022-3913(97)70023-4

Patzelt, S. B. M. ve Emmanouilidi, A. (2014). Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.*, *18*(6), 1687–1694. doi:10.1007/s00784-013-1132-y

Patzelt, S. B. M., Emmanouilidi, A., Stampf, S., Strub, J. R. ve Att, W. (2014). Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical Oral Investigations*, *18*(6), 1687–1694. doi:10.1007/s00784-013-1132-y

Patzelt, S. B. M., Vonau, S., Stampf, S. ve Att, W. (2013). Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *The Journal of the American Dental Association*, *144*(8), 914–920. doi:10.14219/jada.archive.2013.0209

Pita, M. S., Anchieta, R. B., Barão, V. A. R., Garcia, I. R., Pedrazzi, V. ve Assunção, W. G. (2011). Prosthetic Platforms in Implant Dentistry. *Journal of Craniofacial Surgery*, *22*(6), 2327–2331. doi:10.1097/SCS.0b013e318232a706

Poticny, D. J. ve Klim, J. (2010). CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *141*(2), 5S–9S. doi:http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.2010.0356

Priest, G. (2005). Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of*

Oral and Maxillofacial Surgery, *63*(9), 22–32. doi:10.1016/j.joms.2005.05.158

Quaas, S., Rudolph, H. ve Luthardt, R. G. (2007). Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *Journal of Dentistry*, *35*(12), 903–908. doi:10.1016/j.jdent.2007.08.008

Raigrodski, A. J. (2005). All-ceramic full-coverage restorations: concepts and guidelines for material selection. *Practical procedures {&} aesthetic dentistry : PPAD*, *17*(4), 249--56; quiz 258.

Raigrodski, A. J. ve Chiche, G. J. (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *86*(5), 520–525. doi:10.1067/mpr.2001.120111

Rashidan, N., Alikhasi, M., Samadizadeh, S., Beyabanaki, E. ve Kharazifard, M. J. (2012). Accuracy of Implant Impressions with Different Impression Coping Types and Shapes. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *14*(2), 218–225. doi:10.1111/j.1708-8208.2009.00241.x

Rasmusson, L., Roos, J. ve Bystedt, H. (2005). A 10-year follow-up study of titanium dioxide-blasted implants. *Clinical implant dentistry and related research*, *7*(1), 36–42. doi:10.1111/j.1708-8208.2005.tb00045.x

Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E. ve 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. doi:10.1111/j.1600-0722.2004.00197.x

Reiss, B. (2003). Occlusal surface design with Cerec 3D. *International journal of computerized dentistry*, *6*, 333–342.

Reiss, B. (2006). Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. *International journal of computerized dentistry*, *9*(1), 11–22.

Rekow, E. D. (1991). Dental CAD-CAM Systems: What Is the State of the Art? *The Journal of the American Dental Association*, *122*(12), 42–48. doi:10.14219/jada.archive.1991.0205

Rekow, E. D., Erdman, A. G., Riley, D. R. ve Klamecki, B. (1991). CAD/CAM for dental restorations--Some of the curious challenges. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *38*(4), 314–318. doi:10.1109/10.133223

Rhee, Y.-K., Huh, Y.-H., Cho, L.-R. ve Park, C.-J. (2015). Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *The journal of advanced prosthodontics*, *7*(6), 460–7. doi:10.4047/jap.2015.7.6.460

Roccuzzo, M., Bonino, F., Gaudioso, L., Zwahlen, M. ve Meijer, H. J. A. (2012). What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures. *Clinical Oral Implants Research*. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02544.x

Rubel, B. S. (2007). Impression Materials: A Comparative Review of Impression Materials Most Commonly Used in Restorative Dentistry. *Dental Clinics of North America*, *51*(3), 629–642. doi:10.1016/j.cden.2007.03.006

Rudolph, H., Luthardt, R. G. ve Walter, M. H. (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. doi:10.1016/j.compbiomed.2006.05.006

Rudolph, H., Salmen, H., Moldan, M., Kuhn, K., Sichwardt, V., Wöstmann, B. ve Luthardt, R. G. (2016). Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *Journal of applied oral science : revista FOB*, *24*(1), 85–94. doi:10.1590/1678-775720150266

Rueda, L. J., Sy-Muñoz, J. T., Naylor, W. P., Goodacre, C. J. ve Swartz, M. L. (1996). The effect of using custom or stock trays on the accuracy of gypsum casts. *The International journal of prosthodontics*, *9*(4), 367–373.

Rupp, F. ve Geis-Gerstorfer, J. (2010). Hydrophilicity of unset and set elastomeric impression materials. *The International journal of prosthodontics*, *23*, 552–554.

Rupp F1, Axmann D, G.-G. J. (2008). Effect of relative humidity on the hydrophilicity of unset elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont.*, *21*(1), 69–71.

Sahin, S. ve Cehreli, M. C. (2001). The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant dentistry*, *10*(2), 85–92. doi:10.1097/00008505-200104000-00003

Sailer, I., Mühlemann, S., Zwahlen, M., Hämmerle, C. H. F. ve Schneider, D. (2012). Cemented and screw-retained implant reconstructions: A systematic review of the survival and complication rates. *Clinical Oral Implants Research*, *23*(SUPPL.6), 163–201. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02538.x

Scala, R., Cucchi, A., Ghensi, P. ve Vartolo, F. (2012). Clinical evaluation of satisfaction in patients rehabilitated with an immediately loaded implant-supported prosthesis: a controlled prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, *27*(4), 911–919.

Schaefer, O., Schmidt, M., Goebel, R. ve Kuepper, H. (2012). Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *108*(3), 165–172. doi:10.1016/S0022-3913(12)60141-3

Schoenbaum, T. R. (2010). Decoding CAD/CAM and digital impression units. *Dentistry today*, *29*(2), 140–145.

Schwindling, F. S., Deisenhofer, U. K., Porsche, M., Rammelsberg, P., Kappel, S. ve Stober, T. (2015). Establishing CAD/CAM in Preclinical Dental Education: Evaluation of a Hands-On Module. *Journal of dental education*, *79*(10), 1215–21.

Seelbach, P., Brueckel, C. ve Wöstmann, B. (2013). Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clinical Oral Investigations*, *17*(7), 1759–1764. doi:10.1007/s00784-012-0864-4

Sirona; 2008. (y.y.). sirona 2008. *Available at: http://www.Cereconline.Com/Cerec/Faqs.Html.*

Sirona introduces. (y.y.).*(Sirona introduces CEREC AC powered By Bluecam [press release]. Charlotte (NC): Sirona; 2009).*

Sirona The Dental Company, CEREC InEOS X5. (2017).*webpage, http://www.sirona.com/en/news-events/news-press/digital-dentistry-news-detail/27118/.*

Sirona The Dental Company, CEREC Omnicam. (2017).*web page , http://www.sirona.com/en/macinmo/*.

Sjögren, G., Molin, M. ve van Dijken, J. W. (2004). A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *The International journal of prosthodontics*, *17*(2), 241–6.

Skalak, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *49*(6), 843–848. doi:10.1016/0022-3913(83)90361-X

Sorrentino, R., Gherlone, E. F., Calesini, G. ve 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*(SUPPL. 1). doi:10.1111/j.1708-8208.2009.00167.x

Spector, M. R., Donovan, T. E. ve Nicholls, J. I. (1990). An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *63*(4), 444–447. doi:10.1016/0022-3913(90)90235-5

Stimmelmayr, M., Beuer, F. ve Edelhoff, D. (2016). Implant Impression Techniques for the Edentulous Jaw : A Summary of Three Studies. *J Prosthodont.*, *25*(2), 146–150. doi:10.1111/jopr.12305

Stimmelmayr, M., Güth, J. F., Erdelt, K., Edelhoff, D. ve Beuer, F. (2012). Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit-an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, *16*(3), 851–856. doi:10.1007/s00784-011-0564-5

Su, T. shu ve Sun, J. (2015). Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. *Journal of Prosthodontic Research*, *59*(4), 236–242. doi:10.1016/j.jpor.2015.06.002

Sykaras, N., Iacopino, a M., Marker, V. a, Triplett, R. G. ve Woody, R. D. (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *15*(5), 675–690.

Syrek, A., Reich, G., Ranftl, D., Klein, C., Cerny, B. ve 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), 553–559. doi:10.1016/j.jdent.2010.03.015

Taylor, T. D. ve Agar, J. R. (2002). Twenty years of progress in implant prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *88*(1), 89–95. doi:10.1016/S0022-3913(02)00051-3

Ting-shu, S. ve Jian, S. (2014). Intraoral Digital Impression Technique : A Review. *Journal of Prosthodontics*, *24*(4), 313–321. doi:10.1111/jopr.12218

Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S. ve Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International journal of computerized dentistry*, *7*(1), 25–45.

Tolstunov, L. (2011). Is implant dentistry a restorative discipline with a surgical component? A change of definition is proposed. *The Journal of oral implantology*,

37(2), 293–5. doi:10.1563/1548-1336-37.2.293

Trindade, R., Albrektsson, T. ve Wennerberg, A. (2015). Current Concepts for the Biological Basis of Dental Implants: Foreign Body Equilibrium and Osseointegration Dynamics. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, *27*(2), 175–183. doi:10.1016/j.coms.2015.01.004

van der Meer, W. J., Andriessen, F. S., Wismeijer, D. ve Ren, Y. (2012). Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS ONE*, *7*(8). doi:10.1371/journal.pone.0043312

Van Roekel, N. B. (1992). Electrical discharge machining in dentistry. *The International journal of prosthodontics*, *5*(2), 114–21.

Vigolo, P., Fonzi, F., Majzoub, Z. ve Cordioli, G. (2004). An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *92*(5), 470–476. doi:10.1016/j.prosdent.2004.08.015

Vigolo, P., Fonzi, F., Majzoub, Z. ve Cordioli, G. (2005). Master cast accuracy in single-tooth implant replacement cases: an in vitro comparison. A technical note. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *20*(3), 455–60.

Vigolo, P., Majzoub, Z. ve Cordioli, G. (2000). In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *The Journal of prosthetic dentistry*, *83*(5), 562–566.

Vigolo, P., Majzoub, Z. ve Cordioli, G. (2003). Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *89*(2), 186–192. doi:10.1067/mpr.2003.15

Wachman, E. S., Niu, W. ve Farkas, D. L. (1997). AOTF microscope for imaging with increased speed and spectral versatility. *Biophysical journal*, *73*(3), 1215–22. doi:10.1016/S0006-3495(97)78154-2

Wataha, J. C. (1996). Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation*, *23*(2), 79–90. doi:10.1111/j.1365-2842.1996.tb01214.x

Wee, a G. (2000). Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*, *83*(3), 323–331. doi:10.1016/S0022-3913(00)70136-3

Wennerberg, A. ve Albrektsson, T. (2009). On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *25*(1), 63–74. doi:10.1111/j.1600-051X.2008.01321.x

Wenz, H.-J. ve Hertrampf, K. (2008). Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *23*(1), 39–47. doi:10.1016/S0022-3913(08)60109-2

White, A. J., Fallis, D. W. ve Vandewalle, K. S. (2010). Analysis of intra-arch and interarch measurements from digital models with 2 impression materials and a modeling process based on cone-beam computed tomography. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, *137*(4), 456.e1-9. doi:10.1016/j.ajodo.2009.09.019

Willershausen, I., Lehmann, K. M., Ross, A., Ghanaati, S. ve Willershausen, B. (2012). Influence of three scan spray systems on human gingival fibroblasts. *Quintessence*

International, *43*(6), E67–E72.

Wismeijer, D., Bragger, U., Evans, C., Kapos, T., Kelly, J.R., Millen, C., Wittneben, J.G., Z. ve A. & Taylor, T. D. (2014). Consensus statements and recommended clinical procedures regarding restorative materials and techniques for implant dentistry. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, *29*, 137–140.

Yüzbaşıoğlu, H. E. (2006). *İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi*. ondokuz Mayıs Üniversitesi.

Zarb GA, A. T. (1998). Consensus report: towards optimized treatment outcomes for dental implants. *J Prosthet Dent.*, *80*(6), 641.

Zimmermann, M., Mehl, A. ve Reich, S. (2015). Intraoral scanning systems – a current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*, *18*(2), 101–129.

Zitzmann, N. U. ve Marinello, C. P. (2000). Treatment outcomes of fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part I: Patients' assessments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *83*(3), 424–433. doi:10.1016/S0022-3913(00)70037-0

Zohrabian, V. M., Sonick, M., Hwang, D. ve Abrahams, J. J. (2015). Dental Implants. *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI*, *36*(5), 415–426. doi:10.1053/j.sult.2015.09.002

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

DENTAL İMPLANTLARIN DİJİTAL ÖLÇÜ NETLİĞİNE ETKİ EDEN FAKTÖRLERİN ARAŞTIRILMASI

ORIJINALLIK RAPORU

%5	%3	%3	%3
BENZERLIK ENDEKSI	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCI ÖDEVLERI

BIRINCIL KAYNAKLAR

1	Submitted to Ufuk Universitesi Öğrenci Ödevi	<%1
2	dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
3	Submitted to Baskent University Öğrenci Ödevi	<%1
4	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	<%1
5	www.iscsjournal.com İnternet Kaynağı	<%1
6	Gary Davidowitz, Philip G. Kotick. "The Use of CAD/CAM in Dentistry", Dental Clinics of North America, 2011 Yayın	<%1
7	Submitted to Girne American University Öğrenci Ödevi	<%1