



**ÜÇ BOYUTLU BASKI TEKNİĞİYLE ÜRETİLEN DENTAL MODELLERİN
DOĞRULUĞUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hilin TAŞ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ

2. Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Mesut TUZLALI

Uzmanlık Tezi-2022

**T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ÜÇ BOYUTLU BASKI TEKNİĞİYLE ÜRETİLEN DENTAL MODELLERİN
DOĞRULUĞUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hilin TAŞ

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ
2. Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Mesut TUZLALI**

Bu çalışma, İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından desteklenmiştir. Proje no: TDH-2021-2668

**MALATYA
2022**

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vii
ABSTRACT.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLolar DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi.....	3
2.2. Osseointegrasyon Kavramı	3
2.2.1. All-on-4 Tedavi Konsepti	3
2.3. Dental İmplantolojide Ölçü.....	4
2.3.1. Konvansiyonel Ölçü Yöntemleri	5
2.3.1.1. Transfer Tekniği (İndirekt Ölçü Tekniği/Kapalı Kaşık)	5
2.3.1.2. Pick-up Tekniği (Direkt Ölçü Tekniği/Açık kaşık)	6
2.3.1.3. Snap-on Tekniği (Press-fit)	6
2.3.2. Konvansiyonel Yöntemlerde Kullanılan Ölçü Materyalleri	6
2.3.3. Dijital Ölçü Yöntemleri	7
2.3.3.1. Ağız içi tarayıcılar	7
2.3.3.2. Laboratuvar Tarayıcıları.....	8
2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Çalışma Modelleri.....	9
2.4.1. Konvansiyonel Çalışma Modelleri	9
2.4.2. Dijital Çalışma Modelleri.....	10
2.4.2.1. Dijital Modellerin Konvansiyonel Modellere Göre Avantajları	10
2.4.3. Diş Hekimliğinde İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonların Üretim Yöntemleri	11
2.4.3.1. Konvansiyonel Yöntem.....	11
2.4.3.2. Dijital Yöntemler	11
2.4.4. Eklemeli ve Eksiltmeli İmalat Teknolojileri	12
2.4.4.1. 3B Baskı Cihazların Çalışma Sistemleri	13
2.4.4.1.1. Stereolitografi (SLA)	13
2.4.4.1.2. Dijital Işık İşleme (DLP).....	14

2.4.4.1.3. Kaynaştırılmış Birikim Modellemesi (FDM) / Kaynaştırılmış Filament Modellemesi (FFM)	14
2.4.4.1.4. Polijet Fotopolimer Baskı (PPP).....	15
2.4.4.1.5. Seçici Lazer Sinterleme (SLS)	15
2.4.4.1.6. Likit Kristal Ekran (LCD)	16
2.4.4.2. Eklemeli İmalat Yöntemlerinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları.....	16
2.4.4.3. 3B Baskı Cihazlarında Baskı Doğruluğunu Etkileyen Faktörler	17
2.4.4.3.1. Yapı Oryantasyonu	17
2.4.4.3.2. Katman Kalınlığı.....	18
2.4.4.3.3. 3B Baskı Çözünürlüğü	18
2.4.4.3.4. 3B Baskı Cihazlarında Kullanılan Materyal	18
2.4.4.3.5. Baskı Sonrası İşlemler	19
2.5. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Doğruluk ve Pasif Uyum Kavramları	19
3. MATERYAL VE METOT	21
3.1. Referans Modelin Oluşturulması.....	21
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	22
3.2.1. Konvansiyonel Yöntemle Modellerin Hazırlanması	22
3.2.1.1. İmplantların Splintlenmesi	22
3.2.1.2. Bireysel Kaşıkların Hazırlanması	22
3.2.1.3. Referans Modelden Konvansiyonel Ölçülerin Alınması	25
3.2.1.4. Konvansiyonel Ölçüden Model Üretilmesi.....	25
3.2.2. Dijital yöntemle modellerin hazırlanması.....	27
3.2.2.1. Referans Modelin Dijitalize Edilmesi.....	27
3.2.2.2. Dijital Grup Modellerin Üretilmesi	29
3.2.2.3. Laboratuvar Tarayıcısının Teknik Özellikleri.....	32
3.2.2.4. Laboratuvar Tarayıcısıyla Direkt Dijital Ölçülerin Alınması	33
3.3. Modellerin 3B Dijital Analizi	33
3.4. İstatistiksel Analiz	36
4. BULGULAR.....	37
5. TARTIŞMA	48
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	58
KAYNAKLAR	59

TEŞEKKÜR

Projenin yürütücülüğünü devraldığı günden bu yana, yoğun programına rağmen tüm bilgisi, özverisi ve sabrıyla bana yol gösteren, çalışmanın şekillendirilmesinde büyük emeği ve katkısı olan, değerli hocam, tez danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ'ye;

Uzmanlık eğitimim boyunca, hem bu projede ve akademik eğitimimde, hem de klinik anlamda bilgisi ve tecrübesini esirgemeyen; bugün geldiğim noktada üzerimde çok büyük payı ve emeği olan değerli hocam ve yardımcı tez danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Mesut TUZLALI'ya;

Projenin başlangıcında birlikte çalışma fırsatı bulduğum, uzmanlık eğitimimin süresi içerisinde yaptığımız akademik ve klinik çalışmalarda bilgisinden ve tecrübesinden faydalandığım, değerli hocam sayın Doç. Dr. Güler YILDIRIM AVCU'ya ve tecrübelerini benimle paylaşan, mesleki anlamda çok şey öğrendiğim değerli hocam sayın Dr. Öğr. Üyesi Numan TATAR'a,

Çalışmamın deney işlemlerini gerçekleştirdiğim İnönü Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Laboratuvarı'nda, bıkmadan tüm sorularıma cevap veren, destek sağlayan değerli hocam sayın Doç. Dr. Erkan BAHÇE'ye,

Tez çalışmamda gerekli maddi desteği sağlayan İnönü Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne ve her ihtiyaç duyduğumda yardımlarını esirgemeyen tüm personeline,

İmplant ile ilgili tüm malzemelerin temininde destek sağlayan sayın Ömer TAŞ'a ve Dentsply Sirona Türkiye Malatya Distribütörlüğü ekibine,

İlk günden itibaren beraber uyum içinde çalıştığımız, klinik hayatıma tecrübeleri ile katkı sağlayan, güler yüzlü tüm laboratuvar personeli ile klinikte kahrımı çeken bana sonsuz sabır gösteren tüm klinik personeline,

Malatya'ya geldiğim ilk günden beri yanımda olan, zamanla kardeşten öte bir ilişki kurduğum, kıdemli asistanım olarak tecrübesiyle bana yol gösteren, değerli dostum, meslektaşım sayın Uzm. Dt. Özge ERARSLAN GÜRBÜZ' e,

Malatya'nın hayatıma kattığı en güzel insanlardan olan, dostluğuyla uzakları yakın eden canım arkadaşım, kıdemlim sayın Uzm. Dt. İrem SALGINCI'ya, ve uzmanlık eğitimimi daha eğlenceli hale getiren, tanımaktan mutluluk duyduğum kıdemlilerim, arkadaşlarım sayın Uzm. Dt. Ozan ÖZTÜRK ve sayın Dr. Öğr. Üyesi Abdurrahman ÖĞÜNÇ'e,

Bu yolculuğa beraber başladığım, Malatya'yı bana yaşanır hale getiren, zaman fark etmeksizin kapısını çaldığım, dostum, Marmara Üniversitesi'nden sıra arkadaşım, sayın Arş. Gör. Dt. Yeşim TALAY ve aramıza 1 yıl sonra katılan, yine lisans eğitimimden tanıdığım arkadaşım, sayın Arş. Gör. Dt. Gönen Aras TALAY'a,

Hem fakültede, hem özel hayatımda türlü hallerimi, kahrımı çeken; beraber çalıştığımız için çok mutlu olduğum, her zorluğun üstesinden birlikte geldiğimiz bölümdeşlerim, sevgili arkadaşlarım sayın Dr. Öğr. Gör. Nagehan BAKİ, Arş. Gör. Dt. Nazik İrem ÖNÜGÖREN ve Arş. Gör. Dt. Melike Çiğdem BARAN'a,

Ve son olarak, varlığımı borçlu olduğum, verdiğim her kararda bana sonsuz destek olan, sevgisiyle, emeğiyle beni bugünlere getiren, canım annem ve babam, Nurgül-Ahmet TAŞ'a,

En içten dileklerimle teşekkür ederim.

ÖZET

Üç Boyutlu Baskı Tekniğiyle Üretilen Dental Modellerin Doğruluğunun Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, tam dişsiz çenelerde implant yerleştirilen vakalarda, LCD 3B baskı cihazıyla üretilen dental modellerin doğruluğunu değerlendirmesidir.

Materyal ve Metot: All-on-4 tedavi konseptiyle implantların yerleştirildiği, dişsiz yapay bir mandibular çene referans olarak alınmıştır. Elde edilen bu referans modelden, konvansiyonel teknik ile ölçü alınarak, alçı modeller elde edilmiştir. Referans modelin hassas tarama yapabilen bir laboratuvar tarayıcısında taranması ve Standart Mozaikleme Dili (STL) veri elde edilmesi sonrasında, 3B model tasarlama yazılımına aktararak, baskı cihazında üretim yapılmak üzere tasarımı gerçekleştirilmiştir. Elde edilen tasarım üzerinden 3B baskı cihazıyla modeller elde edilmiştir. Tüm modeller, laboratuvar tarayıcısında taranıp STL verileri elde edildikten sonra, bir CAD yazılımı yardımıyla 3B analiz programında, implantlar arası mesafeleri ölçülmüştür. Elde edilen veriler tek yönlü ANOVA ve Tukey ikili karşılaştırma testleriyle istatistik olarak değerlendirilmiştir. Yapılan tüm analizlerde anlamlılık düzeyi 0.05 olarak belirlenmiştir.

Bulgular: Tek yönlü ANOVA testi ile, alçı ve baskı numunelerine ait, toplam 6 adet implantlar arası mesafe ölçüm değerlerinin istatistiksel olarak normal dağılım gösterdiği bulunmuştur. Yine tek yönlü ANOVA testinin uygulanması sonucunda, alçı, baskı ve referans model değerlerinin tüm implantlar arası mesafelerde anlamlı bir ilişkiye sahip olduğu görülmüştür. Tukey ikili karşılaştırma testlerinde, tüm mesafe aralıklarında modeller arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur.

Sonuç: 3B baskı tekniğiyle elde edilen modellerin doğruluk açısından elde edilen değerleri, alçı modellere kıyasla, referans modellere daha yakın bulunmuştur. Doğruluk açısından, baskı modeller ve alçı modellerin değerleri benzerdir. Baskı cihazıyla elde edilen modeller, tam dişsiz vakalarda implant uygulandığında, alçı modellere bir alternatif olabilir.

Anahtar kelimeler: dental model, dijital diş hekimliği, doğruluk, üç boyutlu baskı

ABSTRACT

Evaluation of the Accuracy of Dental Models Manufactured with Three-Dimensional Printing Technique

Aim: The aim of this study is to evaluate the accuracy of dental models manufactured with LCD 3D printing device, in cases, where implant were placed in edentulous jaws.

Materials and Methods: The edentulous artificial mandibular jaw with implants placed with the all on 4 technique was used as a reference. On this reference model, impressions were taken with the conventional technique and plaster models were obtained. After scanning the reference model in a precision scanning laboratory scanner and obtaining STL data, the 3D model was transferred to the design software and designed for production on the printing device. Models were obtained with a 3D printing device over the obtained design. After all models were scanned in the laboratory scanner and STL data were obtained, and the interimplant distances were measured in a 3D analysis program. The obtained data were statistically evaluated with one-way ANOVA and Tukey's pairwise comparison tests. In all analyzes, the level of significance was determined as 0.05.

Results: With the one-way ANOVA test, a total of 6 inter-implant distance measurement values belonging to the plaster and print models were found to have a statistically normal distribution. Again, as a result of the one-way ANOVA test, it was observed that the plaster, compression and reference model values had a significant relationship in all the distances between the implants. In Tukey pairwise comparison tests significant differences were found between models at all distance intervals.

Conclusion: The values obtained in terms of accuracy of the models obtained by the 3D printing technique were found to be closer to the reference models compared to the plaster models. Models obtained with a 3D print device can be an alternative to plaster models when implants are placed in edentulous jaws.

Keywords: accuracy, dental model, digital dentistry, three-dimentional printing

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

µm	: Mikrometre
3B	: Üç Boyutlu (3 Dimentional)
ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
ABS	: Akrilonitril Bütadien Stiren
ark.	: Arkadaşları
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)
CBCT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (Cone Beam Computed Tomography)
CEREC	: Estetik Seramiklerin Koltuk Başında Ekonomik Restorasyonu (Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics)
CMM	: Koordinat Ölçüm Cihazı (Coordinate Measuring Machine)
CT	: Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography)
DICOM	: Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim (Digital Imaging and Communications in Medicine)
dk	: Dakika
DLP	: Dijital Işık İşleme (Digital Light Processing)
FDM / FFM	: Kaynaştırılmış Birikim Modellemesi/ Kaynaştırılmış Filament Modellemesi (Fused Deposition Modelling/ Fused Filament Fabrication)
IOS	: Ağız İçi Tarayıcı (Intraoral Scanner)
ISO	: Uluslararası Standardizasyon Örgütü (International Organization for Standardization)
LCD	: Likit Kristal Ekran (Liquid Crystal Display)

LED	: Işıık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)
mm	: Milimetre
Nm	: Nanometre
POI	: İlgi Noktaları (Points of Interest)
PPP	: Polijet Fotopolimer Baskı (Polyjet Photopolymer Printing)
PVS	: Polivinil Siloksan
RP	: Hızlı Prototipleme (Rapid Prototyping)
SLA	: Stereolitografi (Stereolithography Apparatus)
SLS	: Seçici Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering)
STL	: Standart Mozaikleme Dili (Standard Tessellation Language)
UV	: Ultraviyole

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 3.1. Splint materyali ile referans modelde açık ölçü parçalarının birbirine bağlanması	24
Şekil 3.2. Splint materyallerinin arasında boşluk oluşturulması Tarama parçaları vidalanmış referans model	28
Şekil 3.3. Splint materyallerinde oluşturulan boşlukların yeniden aynı materyal ile doldurulması Konvansiyonel ölçü sonrasında elde edilen alçı model	26
Şekil 3.4. Referans modelden ölçü alımı için hazırlanan bireysel ölçü kaşığı	23
Şekil 3.5. Konvansiyonel yöntemle elde edilen alçı model	26
Şekil 3.6. Tarama parçaları vidalanmış referans model	24
Şekil 3.7. Dijitalize edilmek üzere tarama parçaları vidalanmış ve tarama pudrası ile kaplanmış referans model	30
Şekil 3.8. Basılmak üzere tasarlanan modelin 3B yazılım programındaki görünümü	30
Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan 3B Baskı cihazı ile yıkama ve kütleme cihazı	31
Şekil 3.10. Baskı cihazının üretim öncesi kontrol aşamasını gösteren ekran görüntüsü	32
Şekil 3.11. a,b Bir baskı modeline, izopropil alkol ile yıkama işlemi yapılması, yıkama işlemi sonrasında kütleme işlemi uygulanması	31
Şekil 3.12. Baskı tekniğiyle üretilen bir model	28
Şekil 3.13. a,b Referans modelin STL verisi üzerinde harflerle simgelenen implantlar ve üzerlerine vidalanan tarama parçalarının aralarındaki mesafelerin farklı renkler ile gösterimi, 3B analiz programında referans modelin üzerinde implantlararası mesafenin gösterimi	34
Şekil 3.14. Referans modelin STL verisi üzerinde yapılan ölçüm	35
Şekil 3.15. Alçı bir modelin STL verisi üzerinde yapılan ölçüm	35
Şekil 3.16. Baskı grubundaki modellerden birinin STL verisi üzerinde yapılan ölçüm	36
Şekil 4.1. Tüm grupların A-B arası mesafe için normallik testi sonucu	40
Şekil 4.2. Tüm grupların B-C arası mesafe için normallik testi sonucu	41
Şekil 4.3. Tüm grupların C-D arası mesafe için normallik testi sonucu	42
Şekil 4.4. Tüm grupların A-C arası mesafe için normallik testi sonucu	43

Şekil 4.5. Tüm grupların B-D arası mesafe için normallik testi sonucu	44
Şekil 4.6. Tüm grupların A-D arası mesafe için normallik testi sonucu	45



TABLolar DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	26
Tablo 3.2. Dental Wings 7SERIES'in teknik özellikleri	32
Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan cihazlar ve yazılımlar.....	33
Tablo 4.1. Referans modelin 20 kez taranması sonucu elde edilen implantlar arası mesafelerin ölçüm verileri, bu verilerin ortalama değerleri ve istatistiksel olarak elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri.....	37
Tablo 4.2. Alçı modellerde yapılan implantlar arası mesafelerin ölçüm verileri, bu verilerin ortalama değerleri ve istatistiksel olarak elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri.....	38
Tablo 4.3. Baskı modellerde yapılan implantlar arası mesafelerin ölçüm verileri, bu verilerin ortalama değerleri ve istatistiksel olarak elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri.....	39
Tablo 4.4. Tüm model gruplarındaki A-B arası mesafenin, numune sayısı, ortalama, standart sapma ve p değerleri	40
Tablo 4.5. Tüm model gruplarındaki B-C arası mesafenin, numune sayısı, ortalama, standart sapma ve p değerleri	41
Tablo 4.6. Tüm model gruplarındaki C-D arası mesafenin, numune sayısı, ortalama, standart sapma ve p değerleri	42
Tablo 4.7. Tüm model gruplarındaki A-C arası mesafenin, numune sayısı, ortalama, standart sapma ve p değerleri	43
Tablo 4.8. Tüm model gruplarındaki B-D arası mesafenin, numune sayısı, ortalama, standart sapma ve p değerleri	44
Tablo 4.9. Tüm model gruplarındaki A-D arası mesafenin, numune sayısı, ortalama, standart sapma ve p değerleri	45
Tablo 4.10. Tukey ikili karşılaştırma testi özet tablosu.....	46
Tablo 4.11. Tüm model gruplarıyla birlikte tek yönlü ANOVA testi sonuçları	47

1. GİRİŞ

Üç boyutlu (3B) baskı tekniği, dijital modellerin, katman katman yığılma ile baskı işlemi aracılığıyla fiziksel modellere dönüştürülmesine olanak tanıyan bir eklemeli üretim sürecidir. Bu teknik, diş hekimliğinde artan bir oranda benimsenmiştir. Ayrıca bu teknoloji, dental modellerinin yapımı, protez, ortodonti, implantoloji ve çene cerrahisinde ana uygulama haline gelmiştir (1).

Son zamanlarda, diş hekimliğinde üç boyutlu (3B) görüntüleme ve prototipleme (RP) teknolojisindeki hızlı gelişmeler, dijital diş hekimliğini ön plana çıkararak klinik pratiğin iş akışını değiştirmektedir (2, 3). DICOM (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim) ve STL (Standart Mozaikleme Dili) gibi dosyalar kullanılarak oluşturulan dental verileri işleyebilmek için kullanılan yazılımlar ve prototipleme için 3B baskı cihazları gibi yeterli ekipmanlarla dental işlemlerin verimliliğini ve doğruluğunu arttırmak mümkün olabilmektedir (4, 5).

3B baskı, bir nesneyi üretmek için malzemelerin katman katman eklendiği bir üretim sürecidir. Geleneksel yöntemlerle üretim süreciyle karşılaştırıldığında, 3B baskının hekim ve hastalar için daha rahat olduğu ve laboratuvar çalışmalarının çoğunun yerini aldığı düşünülmektedir (2). Dental modellerin önemi ve 3B baskı teknolojilerinin rahatlığı düşünüldüğünde, baskı koşullarının optimizasyonu klinik ortamda büyük avantajlar sunabilir (6). Hasta verilerinin dijitalleştirilmesi, maliyetlerin kabul edilebilir seviyelere gelmesi, işlem sırasında önceden planlamaya, modifikasyona ve simülasyona olanak tanınması gibi birçok avantajları bulunmaktadır. Artan 3B baskı talebi, en popülerleri olan dijital ışık işleme (DLP) ve likit kristal ekran (LCD) dahil olmak üzere çeşitli 3B baskı teknikleri sürekli olarak geliştirilmektedir. Stereolitografi (SLA) tabanlı teknoloji, reçineyi nokta nokta polimerize etmek için tek lazerli bir nokta kullanır ve bu da nesnenin ayrıntılarının yüksek bir şekilde tanımlanmasına olanak tanır; bunun yerine, DLP tabanlı teknoloji, baskı sürecini hızlandıran tek bir katmanı iyileştirmek için bir dijital ışık projektörü kullanır (7). Önceki çalışmalar, her iki 3B baskı sistemiyle prototiplenen dental modellerin, teşhis ve tedavi planı amaçları için yeterli olduğunu göstermiştir (8-10). Bu çalışmalar, genellikle ticari hizmetlerden veya dijital ortodontik üretimde uzmanlaşan laboratuvarlardan temin edilebilen profesyonel

düzeyde 3B baskı cihazlar ve ofis içi uygulamalar için tasarlanan masaüstü 3B baskı cihazları test etmiştir.

Bu çalışma, implant destekli protez üretmek amacıyla elde edilen konvansiyonel olarak elde edilen dental modelin, üç boyutlu baskı ile elde edilen modellerle doğruluğunun karşılaştırılmasını kapsamaktadır. Bu nedenle, in-vitro ortamda elde edilmiş bir mandibular dişsiz modelde 34,32,42 ve 44 numaralı dişlerin olduğu bölgelere, All-on-4 tedavi konseptine uygun şekilde MIS İmplant Teknolojileri'ne ait implantlar yerleştirilmiş bir model referans olarak kullanılacaktır. Bu model üzerinden konvansiyonel ölçü tekniğiyle ölçüler alınıp, dental alçı modeller elde edilecektir. Diğer taraftan, referans ana modelin bir laboratuvar tarayıcısında taranıp ve STL verisi elde edildikten sonra bir dental yazılım programında tasarımı yapılarak, 3B baskı tekniği ile reçine modelleri oluşturulacaktır. Her iki tip modeller, bir laboratuvar tarayıcısında taranarak, STL verileri elde edilecek ve bu veriler, analiz yazılımında referans modelin STL dosyası ile eşleştirilecek ve 3B sapmalar analiz edilecektir. Analiz sonucunda ortaya çıkan veriler, istatiksel olarak değerlendirilecektir. 3B baskı cihazları ile üretilen dental modellerin doğruluk analizi, diş hekimliği alanında 3B baskı cihazlarının klinik kullanımını genişletmek için temel adımlardan biridir. Bu bağlamda, bu çalışmanın amacı, LCD 3B baskı cihazı ile basılan All-on-4 tedavi konsepti uygulanmış dişsiz mandibular bir çenenin dental modellerin hassasiyetini ve gerçekliğini değerlendirmektir. Sıfır hipotezi, 3B dental baskı cihazlar tarafından üretilen basılı modellerin boyutsal değişim miktarının, rutin olarak kullanılan dental alçı modellere kıyasla, önemli farkların olmamasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi (American Academy of Implant Dentistry) dental implantı; terapötik, fonksiyonel veya estetik amaçla mukozal veya periostal tabakanın altına ve kemiğin içine yerleştirilen alloplastik protetik aygıtlar olarak tanımlamaktadır (11).

Protetik diş tedavilerinin amacı kaybedilen sert ve yumuşak dokuları yerine koyarak hastaların estetik ve fonksiyon açısından beklentilerini karşılamaktır. Fakat sert ve yumuşak doku kayıpları fazla olan veya beklentisi yüksek hastalarda başarı oranı azalmaktadır (12). Dental implantların uygulanması, implant destekli restorasyonların teşhis ve tedavi planlaması, restorasyonların yapımı ve sonrasındaki idame süreci ile ilgilenen bilim dalı dental implantoloji olarak tanımlanmaktadır (13). İmplantoloji alanındaki gelişmeler tedavisi zor, beklentisi yüksek hastalarda bile başarılı tedavilerin gerçekleşmesini sağlamaktadır (12).

2.2. Osseointegrasyon Kavramı

Osseointegrasyon kavramı, 1977 yılında Branemark tarafından ışık mikroskobu düzeyinde bir implant yüzeyi ile canlı kemiğin doğrudan teması olarak tanımlanmıştır (14). İsveç'te 1960 yılında Branemark ve ark., deneysel çalışmalarda, titanyum kaynaklı silindirik implantları klinik olarak insanlara uygulamıştır (15).

Osseointegrasyon implant tedavilerinin uzun dönem başarısında en önemli faktördür. Osseointegrasyon başarısını etkileyen faktörler implant materyali, implant tasarımı, (16)implant yüzey özellikleri, kemiğin durumu, cerrahi teknik ve implanta etkiyen kuvvetler olarak sıralanabilir. Osseointegrasyonu arttırmak amacıyla implant yüzey özellikleri ile ilgili çalışmalar yapılmış ve pürüzlü yüzeylerin cilalı yüzeylere kıyasla daha iyi mekanik tutunma sağladığı gözlenmiştir (17).

2.2.1. All-on-4 Tedavi Konsepti

Dr. Paulo Malo ve ark. tarafından geliştirilen 'All-on-4' tedavi konsepti ile tam dişsiz çenelere, sabit restorasyonlar için dört implant yeterli hale getirilmiştir.

Mandibula için, bu dört implanttan ikisi anterior alveolar kemiğe yerleştirilir; diğer ikisi ise sağ ve sol mental foramen bölgelerinin hemen önüne yerleştirilir. Anterior implantlar dikey olarak yerleştirilirken, posterior implantlar aşırı kemik rezorpsiyonu nedeniyle yaklaşık 30 derece distale eğimli olarak yerleştirilir. Maksilla için ise, arka iki implantın, sinüs boşluklarından uzaklaşmak amacıyla benzer prensiple distale doğru eğimli olarak yerleştirilmesi söz konusudur. Posterior implantların eğimleri, açılı dayanaklarla tolere edilir (16).

All-on-4 tedavi konseptinin prensibi, tam dişsiz çenelerde, geçici, sabit ve hemen yüklenen bir protezi taşıyabilmesinin, yalnızca dört implant ile gerçekleştirilmesine olanak sağlamaktır. İki arka implantın distale doğru açılı olarak yerleştirilmesi, on iki dişi taşıyacak kadar uzun protezlerin ağıza yerleştirilmesini sağlar (18, 19) .

2.3. Dental İmplantolojide Ölçü

Dental ölçü, kalıcı bir kayıt olarak veya protezin üretiminde kullanılmak üzere oral yapının pozitif kopyasını oluşturmak için kullanılan negatif bir baskıdır (20). Ölçünün doğruluğu, ana modelin doğruluğunu etkilediğinden, doğru bir ölçü, iyi oturan bir protez üretmek için çok önemlidir. Hatalı alınmış bir ölçü, mekanik ve/veya biyolojik komplikasyonlara yol açabilecek protez uyumsuzluğuna neden olabilir. Vida gevşemesi, vida kırılması, implant kırılması ve oklüzal hatalar, protez uyumsuzluğundan kaynaklanan mekanik komplikasyonlar olarak bildirilmiştir (21-25). Biyolojik olarak, uyumsuzluktan kaynaklanan marjinal uyumsuzluk, artan plak birikimi nedeniyle istenmeyen yumuşak ve/veya sert doku reaksiyonlarına neden olabilir (26-28). Mutlak pasif uyum elde etmek pratik olarak imkansız olsa da, olası komplikasyonları önlemek için uyumsuzluğu en aza indirmek protetik implant prosedürlerinin genel olarak kabul edilen bir hedefidir (29).

Ölçü doğruluğunu etkileyen faktörler (30);

1-Ölçü tekniği (splint/non-splint, açık/kapalı)

2-Ölçü materyali

3-Ölçü parçalarının tasarımı

4-İmplant açılanmaları

5-İmplant bağlantı seviyeleri (İmplant seviyesi – dayanak seviyesi)

6-Ölçü Kaşıkları

7-İmplant Derinlikleri

8-Model elde edilme süresidir.

2.3.1. Konvansiyonel Ölçü Yöntemleri

Dental implant ölçüleri için geleneksel iş akışı, implanta takılan vidalı ölçü kopinglerini ve ölçü materyali yüklü ölçü kaşıklarını içerir (29). Ölçü kopingleri ya polimerize ölçü materyalinde (pick-up tekniği) kalır (30-32); ya da implantlarda kalır ve ağızdan çıkarıldıktan sonra ölçü içinde ilgili bölgelerde yeniden konumlandırılır (transfer yöntemi) (33, 34). Ölçünün ağızdan alınmasından sonra transfer kopinglerinin yeniden konumlandırılması, ölçü içinde kalan transfer kopinglerine yerleştirilen plastik kapaklar ile kolaylaştırılabilir (35, 36).

2.3.1.1. Transfer Tekniği (İndirekt Ölçü Tekniği/Kapalı Kaşık)

İmplant seviyesinde ölçü tekniğinde kemik ya da doku düzeyinde yerleştirilen implanta subgingival olarak ölçü parçaları takılır ve ölçü işlemine geçilir. Elde edilen modelde implant bölgesinde genellikle elastomerik yapıda diş etini taklit eden bir materyal bulunur (13). İmplant seviyesi ölçü tekniğinin bazı avantajları vardır; bunlar geçici restorasyon yapımının, laboratuvar aşamalarının, dayanak seçiminin kolaylığı ve dayanak çeşitlerinin fazlalığı olarak sıralanabilir (31).

Dayanak seviyesi ölçü tekniğinde ise uygun boy ve çapta seçilen dayanak implanta torklanır. Daha sonra bu dayanaklara plastik parçalar takılarak ölçü işlemine geçilir. Dayanak seviyesi ölçü tekniğinin supragingival marjinleri sayesinde bazı klinisyenlerce doğal diş ölçüsü alıyormuş gibi kolaylık sağladığı bildirilmiştir. İmplant seviyesi ölçü tekniğinde transfer parçalar gerekli iken bazı durumlarda dayanak seviyesi ölçü tekniğinde bu transfer parçalara ihtiyaç duyulmamaktadır. Dayanak seviyesi ölçü tekniğinde klinisyenin dokusal hassasiyeti ve bazı sistemlerde plastik parçaların kilitlenme mekanizması ölçü doğruluğunda etkilidir (28).

Transfer tekniği ile ölçü alımında, kopingler ve kapalı bir kaşık kullanılır. Kopingler implantlara bağlanır ve ölçü alınır. Daha sonra bu ölçü ağızdan alınır, kopingler ağız içinde bırakılır. Kopingler çıkarılır ve implant analoglarına bağlanır. Ardından koping-analog ikilisi, döküm yapılmadan önce ölçüye yeniden yerleştirilir (30).

2.3.1.2. Pick-up Tekniği (Direkt Ölçü Tekniği/Açık kaşık)

Pick-up yöntemi, açık ölçü kaşıkları ile gerçekleştirilir. Ölçüyü kopinglerle birlikte çıkarmak için, kopingte bulunan vida gevşetilmelidir. Bu, ölçü kopinginin üzerinde bulunan ölçü kaşığındaki delikler vasıtasıyla sağlanır. Transfer yöntemi, vidalı kopinglere erişim gerekmediğinden kapalı ölçü kaşıkları ile gerçekleştirilir. Pick-up ölçü kopingleri, ölçü materyali eklenmeden önce sıklıkla akrilik reçine veya diğer malzemeler veya yapılar (barlar, pipetler veya diş ipi) ile birbirine splintlenir (32-34). Çoklu ölçü kopinglerinin rijit bağlantısı, elastik ölçü materyalinde ölçü kopinglerinin hareketini önlemek için uygulanır. Splintli ölçü kopingleri ile, splintsiz kopinglere kıyasla daha yüksek bir ölçü doğruluğu rapor edilmiştir (34-38).

2.3.1.3. Snap-on Tekniği (Press-fit)

Bazı implant firmaları Snap-on yöntemi ile plastik ölçü kopingleri geliştirmiştir. Bu yöntemde transfer parçalarının ölçü içine yerleştirirken oluşabilecek hatalar azaltılmıştır. Her ne kadar direk yöntem olarak kabul edilmese de her iki sistemin avantajlarını barındırır. Direk tekniğe kıyasla benzer ya da daha yüksek doğruluk bildirilmiştir (30). Plastik parçaların ölçü ile gelmesi ve açık kaşık gerektirmemesi avantajları arasındadır. Bu ölçü tekniğinde plastik parçaların kilitlenme mekanizmasına uygun yerleştirilmesi önem taşımaktadır. Birden fazla paralel olmayan implant varlığında bu parçaların pozisyonun değişebileceği unutulmamalıdır (39).

2.3.2. Konvansiyonel Yöntemlerde Kullanılan Ölçü Materyalleri

İmplant destekli protezlerin ölçüsünün hassas bir şekilde alınabilmesi uzun vadede implantın başarısını etkileyen önemli bir faktördür. İmplant ölçüleri için önerilen malzemeler arasında polivinil siloksanlar (PVS), C-silikonlar, polieter malzemeler, polisülfid malzemeler bulunur (40). Çoklu implant restorasyonlarında polieterler ve ilave tipi silikonlar, ideal ölçü materyalleri olarak görülür (41).

Polieter, yüksek akma mukavemetine ve yüksek elastiklik modülüne sahiptir. Polieter, yüksek rijiditesi sayesinde ölçü bileşenlerindeki mikro hareketleri önler. Polieterin esnekliği azdır, bu nedenle açılarında problem olmayan implant vakalarında tercih edilir. Birbirlerine paralel olmayan implantlarda veya doku andırkatlarının olduğu

kısmen dişsiz vakalarda polivinil siloksan (PVS) ölçü maddesinin kullanılması önerilir (42).

PVS'nin elastiklik modülü düşüktür, esnekliği polietere göre daha yüksek bir ölçü maddesidir. PVS, kaşık ağızdan uzaklaştırıldıktan sonra ölçü postları etrafında oluşan stresi yönetebilir ve açılanmaları fazla olan implantlarda oluşabilecek kalıcı deformasyon polietere göre daha düşüktür (41). Fiziksel ve kimyasal özelliklerinden bağımsız olarak implant destekli sabit protezlerin konvansiyonel ölçülerinde PVS'nin polietere göre daha sık kullanılmasının bir nedeni de daha az maliyetli olmasıdır (43).

2.3.3. Dijital Ölçü Yöntemleri

Dr Francois Duret, 1971'de Fransa'da ilk optik ölçü alımını gerçekleştirmiştir. 1980'lerin başında ise, ilk nesil Estetik Seramiklerin Koltuk Başında Ekonomik Restorasyonu (CEREC) olan el tipi ağız içi tarayıcının patentini alan ve tasarlayan ilk kişi İsviçre'den Profesör Mormann olmuştur (44).

Dijital ölçüler sayesinde ölçü kaşığı, ölçü materyali ve bu malzemelerin laboratuvarlara sevkiyatı ortadan kalkmıştır ve dolayısıyla bunlarla ilgili olan sorunlar da ortadan kalkmıştır (45). Dijital ölçüler hasta konforu ve verimlilik açısından konvansiyonel yöntemlerden üstündür. Ayrıca verilerin dijital olarak depolanabilmesi ve iletilmesi oldukça pratiktir. Teknik olarak karmaşık vakalarda (derin ve açılı yerleşmiş implantların varlığında, uzun aralıklı protezlerin planlandığı vakalarda vb.) dijital sistemler klinisyenler için büyük avantajlar sağlamaktadır. Ağız içi tarayıcıların kullanımı ile ölçü kalitesi hemen belirlenebilir, gerektiğinde ölçü yenilenebilir ve sanal bir model tasarımı oluşturulabilir. Dijital sistemler konvansiyonel yöntemlerin birçok prosedürünü ortadan kaldırarak zamandan ve maliyetten tasarruf sağlamaktadır (46). Dijital sistemler veri toplama açısından direkt ve indirekt olarak ikiye ayrılmaktadır. İndirekt yöntemde bir laboratuvar tarayıcı ile ölçü ya da modelden elde edilen görüntüler dijitalleştirilirken, direkt yöntemde ağız içi tarayıcılar yardımıyla elde edilen görüntüler kullanılır(47).

2.3.3.1. Ağız içi tarayıcılar

Doğrudan hasta ağzından, bir Ağız içi Tarayıcı (IOS) kullanılarak istenilen bölgenin kaydının alınmasıdır (48, 49). Bir gövdenin geometrisini dijital bir forma dönüştürmek için çeşitli yöntemler mevcuttur. Bazıları mekanik temaslı tarama

konseptleridir, bazıları ise optik tarayıcılardır. Özellikle tek dişleri tararken, mekanik temaslı problama sistemlerinin doğruluğu tatmin edici bulunmuştur. Dental ölçü yüzeyleri, andırkatlı karmaşık bir şekle sahiptir bu alanları kaydedebilmek için farklı yönlerden taramalar yapmak gerekir, bu da optik tarayıcılar ile mümkündür (50).

Ağız içi tarayıcı cihazlarının yüksek oranda gerçekliğe ve hassasiyete sahip olması istenmektedir. Gerçeklik ve hassasiyet bu cihazların doğruluğunu belirleyen parametrelerdir (ISO 12836:2015). Gerçeklik terimi cihazın taranan nesnenin gerçek boyutuna yakın veya ona eşit bir sonuç sağlaması olarak tanımlanabilir. Hassasiyete sahip bir cihaz tekrarlanabilir ve tutarlı ölçümler yapabilmektedir. Tarama işlemlerinde kullanılan yazılım uygulamaları, tarama protokolü, ağız ortamı ve kullanıcı deneyimlerinde hata yapılabilmektedir (51, 52).

Tarayıcı, analiz edilecek yüzeye ışık gönderir ve yüzey görüntüleri iki veya daha fazla kamera tarafından yakalanır. Bir yazılım yardımıyla üç boyutlu koordinatlar hesaplanmaktadır. Bu yazılım, nokta bulutları ve ağları yardımıyla taranan yüzeyin üç boyutlu görüntüsünü yapılandırır. Tarayıcı saniyede binlerce kare yakalar ve bu kareleri işler. Karelerin doğru bir şekilde birleştirilmesi oldukça önemlidir (53).

Yakalanan dijital veriler STL uzantılı dosya formatı şeklinde saklanarak iletilmektedir. STL dosyasının her üçgeni kartezyen koordinatlara (x, y, z) sahip üç noktadan ve normal bir yüzeyden oluşur. Ağız içi tarayıcıların görüntüleme teknolojilerinde ışık yansımaları ile POI (points of interest) tanımlanır. Daha sonra yazılım tarafından tanımlanan POI kaydedilir. Her noktanın ilk iki koordinatı (x, y) görüntü üzerinde değerlendirilir ve kamera yardımıyla üçüncü koordinat (z) hesaplanarak kaydedilir. Üç boyutlu görüntülerin oluşturulmasında ışığın yansımaları ve görüntü yakalama aşamalarında pasif ve aktif ışık teknikleri kullanılmaktadır. Pasif ışık yansımaları tekniğinde ağız içi sadece ortam aydınlatması kullanılarak aydınlatılır ve objenin yüzey yapısı etkilidir. Aktif ışık yansımaları tekniğinde kamera beyaz, kırmızı veya mavi ışık kullanarak dokulardan bağımsız olarak aydınlatma sağlanmaktadır (54).

2.3.3.2. Laboratuvar Tarayıcıları

Geleneksel yöntemlerle alınan ölçünün veya bu ölçüden elde edilen çalışma modelinin, ağız dışında taranarak dijital veriye dönüştürülmesidir (43, 55). İndirekt dijital ölçüler 2 farklı yöntemle alınabilir (56).

- Konvansiyonel ölçünün dijitalize edilmesi: Geleneksel ölçü yöntemiyle ölçü alındıktan sonra ölçünün laboratuvar tarayıcıları kullanılarak dijital veriye dönüştürülmesi işlemidir. Bu şekilde sanal çalışma modeli elde edilir ve bu sanal model üzerinde restorasyon tasarlanır (57). Günümüzde bu yöntem ile veri elde edilmesi çok tercih edilmemektedir.

- Konvansiyonel çalışma modelinin dijitalize edilmesi: Geleneksel yöntemle ölçü alınıp çalışma modeli elde edilir. Sonrasında bu model laboratuvar tarayıcıları ile dijitalize edilir. Alçı modelin 3B verisi CAD/CAM sistemine aktarılır. Günümüz klinik uygulamalarında en sık tercih edilen dijital veri elde etme tekniği bu yöntemdir (48).

İndirekt dijital ölçü yönteminde, konvansiyonel ölçü yöntemiyle üretilen alçı model, bir laboratuvar tarayıcısı yardımıyla taranıp dijitalize edilir. Sonrasında CAD yazılımı kullanılarak protezler tasarlanır ve üretilir. Bu yöntemle 3B dijital veri indirekt olarak ağız dışında konvansiyonel modelin taranması ile elde edilmiş olur. Konvansiyonel modelin taranmasına alternatif olarak bazı CAD/CAM sistemleri model elde edilmeden ölçünün taranması yöntemiyle dijitalizasyona da izin vermektedir. Her iki indirekt ölçü yönteminin de başlangıç veri kaynağı geleneksel ölçü tekniğidir. Günümüz diş hekimliğinin popüler çalışma alanlarından biri olan tam dijital iş akışı kavramı indirekt dijital ölçü ile tam anlamıyla sağlanamaz. İndirekt dijital ölçü yönteminde konvansiyonel ölçü yöntemlerinin dezavantajları tam olarak ortadan kaldırılamaz (48, 49).

2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Çalışma Modelleri

Dental çalışma modellerinin kullanımı, hem diş hekimliği uygulamasının hem de diş hekimliği araştırmalarının ayrılmaz bir parçasıdır. Öğretim amaçları için yararlı bir araç sağlarlar ve ortodonti, ortognatik cerrahi, kapsamlı restoratif çalışma ve protez için gereklidirler (58).

2.4.1. Konvansiyonel Çalışma Modelleri

Alçı, ağız ve çene yapılarının çalışma modellerinin hazırlanmasında ve protezlerin üretiminde yer alan diş laboratuvarı işlemlerinde önemli bir katkı maddesi olarak kullanılmaktadır (59). İmplant destekli protezlerinin konvansiyonel iş akışı ile üretimi, bir elastomerik ölçü maddesiyle ölçü alınması ve alçı model üretilmesi şeklinde

gerçekleşir. İmplantın 3B konumunun ve açılanmasının modele doğru şekilde aktarımı, pasif uyumu üst seviye olan bir protezin üretilmesi için çok önemlidir (30).

Ma ve ark. (60), üretim toleransını "implant bileşenlerinin vida tarafından sabitlendiğinde, hareketsiz konumdayken, bileşenlerin arasındaki ortaya çıkan yatay kayma farkı" olarak tanımlamıştır. Alçı model elde edilme esnasında, implant bileşenlerinin 4 farklı şekilde yeri değişebilir. Birincisi, üretim toleransı aralığı dahilinde her bir dayanağın eşleşen yüzeyindeki her bir ölçü kopinginin yer değiştirmesidir. İkincisi, ölçü tekniğinden veya kullanılan materyalden kaynaklanan ölçü kopinginin yer değiştirmesidir. Üçüncüsü, ölçü kaşığındaki her bir ölçü kopinginin eşleşen yüzeyindeki dayanak replikalarının üretim toleransı aralığında yer değiştirmesidir. Dördüncüsü, alçı modelin boyutsal değişimi nedeniyle ana modeldeki her bir dayanak replikasının yer değiştirmesidir (61).

2.4.2. Dijital Çalışma Modelleri

Yüzey dijitalizasyon cihazları geliştirilmeye devam etmektedir (62, 63). Dişler gibi serbest biçimli nesnelerin dijitalizasyonu olanağı, küçük değişikliklerin (64-67), doğru bir şekilde ölçülmesini sağlar. CAD teknolojisi, geometrik değişiklikleri analiz etmek için bir değerlendirme yöntemi olarak kullanılabilir. Diş hekimliğinde bu teknoloji, orijinal preparasyon ve alçı model arasındaki düzensizlikleri tespit etmek gibi tüm yüzeyin üç boyutlu değerlendirilmesi için yeni fırsatlar açar (68-75).

Laboratuvar dijitalizasyonu, dökülen geleneksel bir ölçü ile başlar ve ortaya çıkan model, birkaç optik veya mekanik sistemden biri kullanılarak sayısallaştırılır (76). Ayrıca bazı sistemler, döküm işlemi olmadan doğrudan ölçüyü tarama imkanı sunar (77).

2.4.2.1. Dijital Modellerin Konvansiyonel Modellere Göre Avantajları

Konvansiyonel alçı modellerin, bir depolama alanına ihtiyaç duyma, alçının aşınma veya kırılma ihtimali ve hekim-teknisyen arası iletişim oluşturmada zorluklar gibi dezavantajları bulunmaktadır (78-80).

Dijital modeller için fiziksel depolama alanına ihtiyaç duyulmamaktadır. Hasta kayıtlarının tek bir yerde saklanması için dijital depolama alanı veya yüksek kapasiteli harici bir sabit disk kullanılabilir. Uygun yedeklemeler ve veri yönetimi ile dijital kayıtları kaybetme olasılığı oldukça düşüktür. Dijital çalışma modelleri ile daha

öngörülebilir protez tasarımları yapılabilir. Hastanın beklentileri ve hekimin sunacağı tedavi seçenekleri birlikte değerlendirilerek, hastaya görsel bilgilendirilme yapılabilir. Dijital ölçülerle elde edilen modeller ve modeller ile gerçekleştirilen protez tasarımları, internet bağlantısı aracılığıyla diğer diş hekimleri ve laboratuvarlarla paylaşılabilir (81).

2.4.3. Diş Hekimliğinde İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonların Üretim Yöntemleri

2.4.3.1. Konvansiyonel Yöntem

Metal seramik restorasyonlar, kuronların ve sabit bölümlü protezlerin üretiminde hala en yaygın kullanılan restorasyonlardır (82). Metal alt yapı üretiminde kullanılan konvansiyonel teknik, kayıp mum tekniği ve döküm için çeşitli metal alaşımlarının kullanımını içerir (83). Kayıp mum tekniğinde, bir restorasyonun mum modelasyonu, döküm için bir kalıp oluşturmak amacıyla fosfat bağlı bir revetman malzemesiyle revetmana alınır. Döküm, genellikle, santrifüj döküm veya vakumlu basınçlı döküm tekniği ile kombinasyon halinde indüksiyonlu ısıtma ile gerçekleştirilir (84). Daylı model oluşturulmasını takiben altyapı için uygun form modelasyon mumu ile hazırlanır. Bu mum modelaj, bir tij mumu yardımıyla en kalın bölgesinden bağlanarak revetmana alınır ve uygun ısıda mum atımı yapıldıktan sonra oluşan boşluğa istenen altyapı materyali iletilerek altyapı elde edilir (85).

2.4.3.2. Dijital Yöntemler

Duret ve ark., 1970'lerin başında dental CAD/ CAM sistemine öncülük ettiler. Ağız içinde yer alan bir dayanak, optik bir ölçü elde etmek için bir ağız içi 'sayısallaştırıcı' tarafından taranır. Sayısallaştırılmış veriler, monitörde 3 boyutlu bir grafik olarak yeniden oluşturulur ve ardından restorasyonun optimal morfolojisi monitörde sanal olarak tasarlanabilir. Nihai restorasyon, sayısal olarak kontrol edilen bir makine kullanılarak bir bloğun frezelenmesiyle üretilir (86). Duret ve ark., daha sonra ticari 'Sopha' sistemini geliştirmişlerdir (87). Dental restorasyonlar için CAD/CAM teknolojisinin kullanımı, geleneksel tekniklere kıyasla bazı avantajlara sahiptir. Bu avantajlar hız, kullanım kolaylığı ve kalite olarak belirtilebilir (88).

CAD/CAM teknolojisi ile implant destekli sabit restorasyonların üretimi, eklemeli ve eksiltmeli tekniklerle gerçekleştirilebilir (89).

2.4.4. Eklemeli ve Eksiltmeli İmalat Teknolojileri

CAM teknolojisi eksiltmeli ve eklemeli imalat olarak iki bölüme ayrılır. Eksiltmeli imalat frezeleme yönteminin temel alırken, eklemeli imalat katmanlama tekniğini temel alır. Frezeleme olarak bilinen eksiltmeli imalat diş hekimliğinde, uzun yıllardır kullanılmaktadır. Bilgisayar destekli üretim teknolojisi 1980'lerden beri diş hekimliğinde mevcuttur ve o yıllardan bu yana daha verimli frezeleme yapılabilmesi için çeşitli gelişmeler kaydedilmiştir (90).

İlk zamanlar CAD/CAM sistemleri, frezler, elmaslar veya elmas diskler kullanılarak prefabrike bir bloktan bir restorasyonun kesilmesine dayanıyordu (91). Bu genellikle frezeleme gibi geleneksel numerik kontrol işleme ile gerçekleştirilir (92). Eksiltme işlemleri, malzemeyi kesmek için dikkatlice planlanmış birtakım hareketleri kullanır. Numerik kontrol işleme, diş hekimliğinde metal ve/veya seramik kronları imal etmek için kullanılan küçük model yapım makinelerinde kullanılır (93). Eksiltmeli imalat, malzeme israfı pahasına olsa da, etkili bir şekilde eksiksiz bir restorasyon oluşturmaktadır (89).

Diş hekimliğinde tipik bir eksiltme yönteminde, tipik bir diş restorasyonu oluşturmak için bloğun yaklaşık yüzde 90'ı çıkarılır (63). Torabi ve ark. çalışmalarında CAD/CAM sisteminin klinik uyum ve kırılma direnci açısından geleneksel sistemlerle iyi rekabet edebileceği ve in vitro olarak kabul edilebilir sonuçlar elde edebileceği sonucuna varmışlardır (94, 95) Vojdani ve ark. bir CAD/CAM sistemi ve geleneksel yöntemle üretilmiş mum modellerinden dökülen metal kopinglerin marjinal ve internal uyumunu karşılaştırmıştır. Bulguları, yalnızca geleneksel yöntemin, 120 µm'den daha az klinik olarak kabul edilebilir sınırlarla sonuçlanabileceğini göstermiştir (96).

Eklemeli üretim, elde edilecek nesnenin üç boyutlu geometrik datalarına göre oluşturulan katmanlarının, metal, plastik, kompozit veya organik malzemeler kullanılarak üst üste eklenmesi prensibine dayanan bir üretim yöntemidir. Eklemeli üretim için hızlı prototipleme adı da kullanılmaktadır (97). Hızlı prototipleme sayesinde, ürün tasarlama ve geliştirme süreçlerinde problem yaşandığında hızlı çözüm üretilmesi sağlanır. Bilgisayarda, üretilmek istenen objenin tasarımı oluşturulduktan sonra, seri üretime geçmeden önce bu obje hızlı prototipleme teknolojisi ile üretilerek birtakım testlere maruz bırakılabilmektedir. Test aşaması, geleneksel yöntemler ile yapıldığında haftalarca sürebilirken, hızlı prototipleme sayesinde bu süreç birkaç saat

gibi bir sürede gerçekleştirilmektedir. Tasarım üzerinde değişiklik yapılabilir ve bu değişiklik kısa sürede hayata geçirilebilir. Bu üretim 5 aşamada gerçekleşir (98);

- Bilgisayar tasarım programında üç boyutlu modelleme
- Veri transferi ve verinin çevrimi
- Kontrol etme ve hazırlama
- Üretim
- Son işlem uygulama.

2.4.4.1. 3B Baskı Cihazlarının Çalışma Sistemleri

3B baskı terimi genellikle, bir nesneyi oluşturmak için birden çok katman ekleyerek nesneleri bir katmanda oluşturan bir üretim şeklini tanımlamak için kullanılır. (2). 3B baskı, çeşitli diş hekimliği alanlarında çoklu uygulamalarla verimli, erişilebilir ve hızlı bir çoğaltma yöntemi olarak karşımıza çıkar. Örneğin modellerin ve cerrahi kılavuzların imalatı, implantoloji, sabit protezler, restoratif diş hekimliği, ortodonti, gibi. 3B baskı teknolojisi hızla gelişen ve bilimsel literatürde önemli bir yer tutan bir konu haline gelmiştir. Yine de baskı teknolojisi ile üretilen dental modellerin doğruluğu ve aslına uygunluğunun yanı sıra detayların tekrarlanabilirliğinin daha fazla araştırılması gerekmektedir (99).

2.4.4.1.1. Stereolitografi (SLA)

Bu tip bir hızlı prototiplemenin ilk işlemi, fotopolimer reçinelerinden 3B modellerin üretimi için Hull (1984) tarafından patentlenmiştir (100). Bu sistem, ışığa duyarlı sıvı reçine banyosu, model oluşturma platformu ve reçineyi sertleştirmek için bir UV lazerden oluşur. Katmanlar sırayla kürlenir ve modelin altından başlayarak katı bir nesne oluşturmak için birbirine bağlanır ve oluşur. Reçine UV ışığına maruz kaldığında, iyi tanımlanmış ince bir tabaka kalınlığı sertleşir. Bir reçine tabakası kürlendikten sonra, reçine platformu, banyo içinde bilinen küçük bir mesafe kadar alçalır. Bir silecek kullanılarak önceki katmanın yüzeyi boyunca yeni bir reçine katmanı silinir ve bu ikinci katman daha sonra açığa çıkarılır ve sertleştirilir. Kürlenme ve platformun reçine banyosuna indirilmesi işlemi, tam model tamamlanana kadar tekrarlanır. Malzemenin kendiliğinden yapışkan özelliği, katmanların birbirine bağlanmasına ve sonunda eksiksiz, blok halinde bir 3B bir nesne oluşturmaya neden

olur. Model daha sonra banyodan çıkarılır ve bir UV kabinde bir süre daha kürlenir (93).

2.4.4.1.2. Dijital Işık İşleme (DLP)

DLP, ışık kaynağı dışında SLA ile aynıdır; kürlemek için tüm katmanı çekmesi gereken SLA lazerin aksine, bir seferde tüm katmanı kürlemek için bir projektör kullanılır. Bir nesneyi damgalamak ve çizmek arasındaki farka benzer şekilde, bu, önemli ölçüde daha hızlı baskı süresi oluşmasını sağlar. DLP projektörün ana elemanı, Texas Instruments tarafından geliştirilen bir çiptir. Dijital mikro ayna cihazı olarak bilinen çip, saniyede binlerce kez iki yönde hareket edebilen yüz binlerce minik ayna içermektedir. Bir DLP baskı cihazı, bir modeli katmanlar yerine vokseller halinde oluşturduğundan, görünür bir adım yoktur ve bu da sonlandırma kalitesini tüm 3B baskı teknolojilerinin içinde en iyisi haline getirir. DLP baskı cihazlarında üretmek için akrilonitril bütadien stiren (ABS) plastikten döküm için tasarlanmış malzemelere kadar birçok malzeme mevcuttur (101).

2.4.4.1.3. Kaynaştırılmış Birikim Modellemesi (FDM) / Kaynaştırılmış Filament Modellemesi (FFM)

FDM, sıcaklık kontrollü bir başlığın, termoplastik malzemeyi katman katman ekstrüde ettiği bir hızlı prototipleme sistemidir. Bu teknolojiye, termoplastik polimer malzemeden bir filament, yarı sıvı bir durumda, ısıtıldığı sıcaklık kontrollü FDM ekstrüzyon hortum başlığına verilir. Hortum başlığının hareketi bilgisayar kontrollüdür ve malzemeyi tespit etmek ve fikstürsüz bir taban üzerinde ultra ince katmanlar halinde üst üste koymak için kullanılır. Başlık, malzemeyi hassas bir şekilde yerine yönlendirir. Ürün, katman katman oluşturulur ve malzeme başlıktan atıldıktan sonra 0.1 sn içinde katılaşır ve alttaki katmana bağlanır. Tüm sistem, önerilen malzemenin erime noktasının hemen altında bir sıcaklıkta tutulan bir oda içinde bulunur. FDM işleminde, tıbbi sınıf ABS, polikarbonatlar ve hassas döküm mumu gibi çeşitli modelleme malzemeleri kullanılabilir (102). FDM, gama sterilize edilebilir ve yarı saydam tıbbi sınıf ABS'den cerrahi kılavuzlar ve şablonların yanı sıra modeller de üretebilir. ABS iyi bir mukavemet sunar ve daha yakın zamanlarda, mukavemet ve sıcaklık aralığı açısından yöntemin yeteneklerini daha da genişleten polikarbonat ve poli (fenil) sülfon malzemeleri piyasaya sürülmüştür (93).

2.4.4.1.4. Polijet Fotopolimer Baskı (PPP)

Bu sistemin çalışma prensibi, temelde geleneksel mürekkep püskürtmeli baskı cihazlarına benzer. Başlangıçta, bir piston kademeli olarak yukarı doğru hareket ettirilerek bir besleme odasından ölçülen miktarda toz dağıtılır. Bir silindir, daha sonra tozu fabrikasyon odasının tepesinde dağıtır ve sıkıştırır. Çok kanallı püskürtme kafası, daha sonra, nesnenin bir katmanını oluşturmak için, yapışkanın biriktiği alanlarda yapışan toz tabakasının üzerine 2 boyutlu bir desende sıvı bir yapıştırıcı bırakır. Bir katman bittiğinde, toz yatağını ve parçayı destekleyen piston, bir sonraki toz katmanının yayılabilmesi ve seçici olarak birleştirilebilmesi için alçalır. Katman katman ilerleyen bu teknikte, prototip tamamen oluşturulana kadar kademeli olarak devam ettirilir. Bir ısıtma işlem sürecinin ardından, bağlanmamış toz süpürülür ve üretilen parça bozulmadan bırakılır (103). Elde edilen modelin toleransı (0.127 mm), döküm modelleri gibi hassas dental modeller için bir sorundur, ancak eğitim modelleri oluşturmak için idealdir. Ayrıca, bu yüksek tolerans nedeniyle bu teknolojinin, SLA kadar kullanışlı olmadığı görülmektedir (104).

2.4.4.1.5. Seçici Lazer Sinterleme (SLS)

SLS, bilgisayar tarafından yönlendirilen bir lazerle belirtilen toz malzeme katmanlarını bir 3B modelde birleştirme işlemidir. Bu sistemde, toz halindeki malzeme, bir tekerlek ile bir yapı silindirin yüzeyi üzerine yayılır. Toz, her katlanmış tabakanın üzerine kademeli olarak biriktirilir ve tekrar sinterlenir. Silindirdeki piston, yeni toz tabakasına uyum sağlamak için bir nesne tabakası kalınlığında aşağı doğru hareket eder. Daha sonra bu sıkıca sıkıştırılmış tozun yüzeyi üzerinde bir lazer ışını izlenir. İşlem kendini destekler ve bu nedenle parçalar iç içe yerleştirilebilir. Lazerlerin seçici doğası, işlevsellikten ödün vermeden karmaşık geometrilerin elde edilmesini sağlar (103). SLS makinesinde kullanılabilen naylon kompozit, hassas döküm mumu, metalik malzemeler, seramikler ve termoplastik kompozitler gibi termoplastik malzemelerin çeşitliliği özellikle diş hekimliği alanında büyük bir avantajdır. Bu teknolojinin hareketli bölümlü protez altyapılarını oluşturma yeteneği yakın zamanda gösterilmiştir (105, 106). Kullanılan malzeme, maksimum parçacık boyutu 0.045 mm (parçacık boyutu aralığı 0.005-0.045 mm) ve ortalama parçacık boyutu yaklaşık 0.030 mm olan kobalt-krom küresel toz olduğu görüldü. Parçanın başarılı olduğu kanıtlandı ve eksiksiz bir kobalt-krom hareketli bölümlü protez altyapısını üretti (106). SLS makinelerini lazerlerle metal

tozu sinterleme (ergitme) için gereken sıcaklığın hemen altında ön ısıtma imkanı, bu sistemi çok hızlı hale getirdi. Bu, termal bozulmayı en aza indirir ve önceki katmana füzyonu kolaylaştırır (107).

2.4.4.1.6. Likit Kristal Ekran (LCD)

LCD ile çalışan 3B baskı cihazları, diğer baskı cihazlarına nazaran daha güncel cihazlardır. Çalışma prensibi DLP ile benzerdir. DLP tekniği, ultraviyole ışınlarına (UV) tepki veren akrilik veya epoksi bazlı ışıkla sertleşen reçine içeren bir tanka UV ışığını ışınlarak fotopolimerizasyon yoluyla bir obje üretme yöntemidir. DLP tekniği yüksek hassasiyetle ve hızlı üretim sağlar. Bu nedenle karmaşık veya hassas üretimi gerektiren şekillere sahip tıbbi cihazların imalatında kullanılmaktadır. Dezavantajı pahalı olması ve küçük boyutlu modellerle sınırlı olmasıdır. Öte yandan, LCD tekniği de fotopolimerizasyona dayalıdır ancak görüntülemeye DLP'de bir ışık projektörü yerine likit kristalleri kullanır. Diğer 3B baskı teknikleri ile karşılaştırıldığında, LCD tekniği ucuzdur ve iyi çözünürlüğe sahiptir ancak dezavantaj olarak hizmet ömrünün kısa olması gösterilmektedir (6). LCD 3B baskı cihazlarında, x-y çözünürlüğü piksel boyutundan etkilenir ve obje katman katman yazdırıldığından, daha yüksek kalınlık parametreleri, basılan objenin gerçekliğinin azalmasına sebep olan yüzey ayrıntılarının kaybına neden olabilir (108). LCD cihazlar ekonomik olarak uygun fiyatlıdır ve iyi çözünürlüğe sahiptir (109).

2.4.4.2. Eklemeli İmalat Yöntemlerinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

3B baskının cerrahideki en eski uygulamalarından biri olan tıbbi modelleme, anatomik bir 'çalışma modelinin' üretimi olarak düşünülebilir (110).

Benzer veriler sağlayan CBCT (Cone beam computed tomography) ya da CT (Computed tomography) üzerinde, hastane ortamında, ameliyattan önce bir 3B baskı cihazlarına hacimsel görüntü verisi sağlamak ve 3B baskı cihazı ile hastanın çenelerinin detaylı kopyalarını oluşturmak mümkün hale gelmiştir. Bu, anatominin, özellikle karmaşık, olağandışı veya bilinmeyen anatominin dikkatli bir şekilde gözden geçirilmesine ve cerrahi bir yaklaşımın ameliyattan önce planlanmasına veya uygulanmasına olanak tanır (111, 112).

Bu, cerrahiye yönelik yeni prosedürlerin ve yaklaşımların (113) geliştirilmesine yol açmıştır ve 3B baskı teknolojisi veya geleneksel laboratuvar teknolojisi kullanılarak

delme veya kesme kılavuzlarının üretilmesiyle birlikte, hızlandırılmış, daha az invaziv ve daha öngörülebilir cerrahi yapılabilmesine olanak sağlar (114, 115).

Tıbbi modellemede doğruluk, restorasyonlar veya implantlar gibi metal yapıların neden olduğu artefakt (116) varlığı ile sınırlandırılır; hata düzeyinin pek çok cerrahi uygulama için klinik olarak anlamlı derece yüksek olması pek mümkün değildir. Medikal modelleri basmak için çok çeşitli 3B baskı cihazları ve 3B baskı malzemeleri kullanılabilir, ancak bu tür modellerin ameliyathanede bulunması yararlı olduğundan, naylon gibi sterilize edilebilen malzemeler özellikle tercih sebebidir (117) .

İmplant diş hekimliğinde cerrahi kılavuzların kullanımı yaygın hale gelmektedir (117) ve bu teknoloji örneğin total diz replasmanlarında olduğu gibi ortopedide benimsenmiştir (118). Cerrahi kılavuzlarının kullanımı, yazılımda ekran üzerinde oluşturulan sanal bir 3B planın ameliyat bölgesine aktarılmasına olanak tanır ve bu nedenle sanal plan ile hasta arasında bir arayüz olarak düşünülebilir (119, 120).

Tarama yönteminden, yazılımdan veya artefakt varlığından kaynaklanan yanlışlıklar, dental implant prosedürleri veya protezlerin önceden planlanmış bir ameliyat sonrası sonuca tam olarak uyacak şekilde hazırlandığı durumlarla klinik olarak alakalı olabilir (121). Hassas 3B baskı cihazları ve yüksek çözünürlüklü baskı malzemeleri, implant cerrahi kılavuzları için kullanılabilir; ne yazık ki, bu amaç için kullanılabilecek en iyi malzemelerden bazıları otoklavla sterilize edilememektedir (2).

2.4.4.3. 3B Baskı Cihazlarında Baskı Doğruluğunu Etkileyen Faktörler

2.4.4.3.1. Yapı Oryantasyonu

Yapı oryantasyonu, nesnenin katmanlanma şeklini ve basılacak katman sayısını etkiler (122). Yapı oryantasyonu ilk, olarak baskı yönünü belirler. Yapı oryantasyonunun seçimi manuel, yarı otomatik veya tam otomatik modlarında yapılabilir. Manuel modda, kullanıcı yapı platformu içinde yapı oryantasyonunu seçme özgürlüğüne sahiptir. Yarı otomatik modda seçim, yapım süresine ve destek iletişim alanına dayalı olarak sistemden sağlanan geri bildirimle dayanır. Tam otomatik modda, yapı açısı, bir veya daha fazla hedefe (inşa süresi, destek hacmi, destek alanı) göre optimize edilmiş belirli algoritmalara dayalı olarak hesaplanır. Bu modlar arasındaki seçim, kullanıcı müdahalesinin miktarına bağlı olarak değişir (123).

2.4.4.3.2. Katman Kalınlığı

3B baskı cihazlarında dikkate alınması gereken faktörlerden biri de katman kalınlığıdır. Bir katman polimerize edildikten sonra 3B baskı cihazlarının yapı platformunun yükselme miktarı katman kalınlığı olarak tanımlanabilir. Katman kalınlığı, üretilecek objenin morfolojik özelliklerine ve kullanım amacına uygun olarak belirlenmelidir (9).

SLA ve inkjet 3B baskı cihazları, genellikle yazdırılan bir nesnenin katman kalınlığını modüle ederek çözünürlüğü kontrol etmeye izin verir. Katman yüksekliğinin bu ayarı, baskı cihazlarının bir baskıyı bitirmesi için geçen süreyi etkiler ve ayrıca baskının doğruluğunu da etkileyebilir. Belirli bir yazdırma katmanı yüksekliğinde bile, aynı yazdırılan parçanın doğruluğu SLA baskı cihazları arasında farklılık gösterebilir. Daha ince katmanlar daha fazla tekrar gerektirir ve bu durum, daha fazla artefakt ve hata olasılığına neden olabilir (9).

2.4.4.3.3. 3B Baskı Çözünürlüğü

3B baskı cihazlarında bir objenin geometrisi X, Y ve Z eksenlerinde oluşturulur. X ve Y düzlemi yatay düzlem olarak, Z düzlemi ise dikey düzlem olarak adlandırılır. Çözünürlükle ilgili yapılan çoğu çalışmada, katman yüksekliğine atıfta bulunulduğundan, Z düzlemi temel alınır. Z düzlemindeki çözünürlük, genellikle baskı cihazlarının çözünürlüğü olarak ifade edilir. Katman kalınlığı azaldıkça baskı cihazlarının çözünürlüğü artar. Ancak, daha ince katmanlar daha fazla tekrar gerektirir ve bu da daha fazla artefakt ve hata olasılığı anlamına gelir (124).

2.4.4.3.4. 3B Baskı Cihazlarında Kullanılan Materyal

SLA tipi baskı cihazlarında katyonik ve hibrit fotopolimerizasyon prensiplerine uygun rezinler kullanılır. Katyonik fotopolimerizasyon SLA tipi baskı cihazlarında kullanılan lazerin dalga boyuna uyumludur. Işıkla polimerize olan rezinlerin en büyük dezavantajı polimerizasyon büzülmesine uğramalarıdır. Büzülme sonucunda oluşan güçlü iç stresler materyalde gerilmelere ve kırılmaya neden olabilir. Katyonik fotopolimerizasyonda, polimerizasyon büzülmesi daha düşüktür, fakat katyonik polimerize olan rezinlerin fiyatları yüksektir ve indüksiyon süreleri uzundur (125).

DLP tipi baskı cihazlarında ise, serbest radikal fotopolimerizasyon prensibiyle çalışan rezinler kullanılır. Bunun nedeni, katyonik fotopolimerizasyonu indükleyecek

dalga boyu, DLP baskı cihazlarında kullanılan ışık projeksiyonuna uyumlu değildir. Bazı DLP tipi cihazlarda kullanılan katyonik fotopolimerize olan reçineler vardır ancak fiyatları oldukça yüksektir (109).

2.4.4.3.5. Baskı Sonrası İşlemler

3B baskı cihazlarıyla üretilen objelere, baskı sonrası işlemler uygulanır. Bunlar yıkama ve kütleme işlemleridir. Kütleme süresinin, objenin gerilme ve eğilme mukavemetini güçlü bir şekilde etkilediği ve yüzey kalitesini iyileştirdiği bulunmuştur. Yıkamanın objelerin mukavemeti üzerinde belirsiz bir etkisi vardır, ancak sonunda, uzun süreli yıkamanın, mukavemeti biraz azalttığı bulunmuştur. Yıkama, objenin yüzeyinin kalitesini önemli ölçüde etkiler. Çok kısa yıkama süresi, baskı işlemine çok benzeyen ve yüksek pürüzlü bir yüzeyle sonuçlanır. Yıkama süresinin 10 dk'ya (dakika) çıkarılması, pürüzlülüğü bir derece düşürür. Final kütleminin, koruyucu su uygulamasıyla kürlenmiş numune için faydalı olduğu da gösterilmiştir. Bu yaklaşım, nesnelerin bükülme mukavemetinde bir gelişme ile sonuçlanır. Genel olarak, elde edilen araştırma sonuçları, kesit boyutları birkaç mm olan çıktılar için optimal yıkama süresinin 10 dk'dan fazla olmadığını ve son sertleştirme süresinin en az 30 dk olduğunu göstermektedir (126).

2.5. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Doğruluk ve Pasif Uyum Kavramları

Uluslararası Standardizasyon Örgütü'ne (ISO) göre, (ISO 5725-1) doğruluk, yapılan ölçümlerle referans değerlerin yakınlığını ifade eder. Hassasiyet ise tekrarlanan ölçümler arasındaki benzerliği ifade eder (17). Doğruluk, implant destekli protezler için önemli bir kavramdır. Doğal dişlerin aksine implantların etrafında periodontal ligament bulunmadığından kemik ile implant bağlantısı normalden daha rijittir. Bu nedenle, implant destekli protezler diş destekli protezlere nazaran altyapıdaki uyumsuzluğa daha az tolerans göstermektedir (18). Doğruluğun tespiti için, objenin gerçek uzaysal geometrisinin 3B olarak saptanması gerekir (19). Geçmişte doğruluk ölçümü için 3B fotogrametri, bilgisayarlı tomografi ve mikroskop gibi farklı yöntem ve cihazlar kullanılmıştır ancak bu yöntemlerle yeterince doğru veri elde edilemediği tespit edilmiştir (20). Günümüzde nesnelerin doğrulukları, hassasiyetleri yüksek olan referans tarayıcılar ile taranarak tespit edilmektedir. Çalışma modelindeki analogların gerçek implant konumları ile karşılaştırılabilmesi için modelin yüksek netlikte tarama yapabilen optik tarayıcılarda taranması veya koordinat ölçüm cihazında (CMM) implant

koordinatlarının tespit edilmesi gerekmektedir. CMM'lerin hassasiyetleri 1 µm olsa da; tarama hızları yavaştır ve geometrik konfigürasyonlara bağlı olarak özellikle interproksimal bölgelerde tarama netliği bozulmaktadır (21). Optik tarayıcılarda da modeli tarama sonucu az miktarda da olsa boyutsal farklılıklar ortaya çıkar. Ancak bu farklılıklar mikron düzeyindedir ve klinik olarak anlamlı değerler değildir. Bu nedenle güncel doğruluk karşılaştırmalarında optik tarayıcılar diğer yöntemlerden daha başarılı kabul edilmektedir (127).

Birçok yazar, implant destekli altyapıların pasif uyumu veya kabul edilebilir uyumu için kriterler sağlamaya çalışmıştır. Brånemark, altyapı ile dayanak arasındaki boşluk 10 µm veya daha az ise, altyapıyı pasif olarak uygun olacak şekilde tanımladı (128). Jemt, 150 µm'den daha az altyapı uyumsuzluğunun kabul edilebilir olduğunu öne sürdü. Bununla birlikte, biyomekanik açıdan pasif uyumun tanımı eksiktir. Bir implant destekli restorasyonun pasif uyumu, tüm bağlantı yüzeylerinin eş zamanlı ve eşit teması ve yük uygulamalarından önce gerilmelerin olmaması olarak tanımlanır. (22).

İmplant destekli protezlerin doğruluğunu ve pasif uyumunu etkileyen faktörler, üç ana başlık altında toplanabilir (24, 25);

- İmplant ölçüsü ile ilgili faktörler
- Çalışma modeli ile ilgili faktörler
- Protez altyapısı ile ilgili faktörler

İmplant destekli sabit protezlerde altyapının pasif uyumu protezin uzun dönem klinik başarısı için oldukça önemli bir faktördür. İmplant ve protez bileşenlerinin karşılıklı eşleşen yüzeyleri arasındaki herhangi bir uyumsuzluk, çeşitli biyolojik ve mekanik problemlere neden olabilir. Bu problemlerden bazıları: Kemik rezorpsiyonu, vida gevşemesi ve kırılması, altyapıda kırılmalar, porselende kırılmalar, implant veya protezin kaybıdır (23).

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma, İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Laboratuvarı ve İnönü Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışma, in-vitro koşullarda gerçekleştirildiğinden, Etik Kurul onayına gerek görülmemiştir. Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1'de, cihazlar ile yazılımlar ise Tablo 3.3'te sunulmuştur.

Çalışmada, All-on-4 tedavi konseptiyle 34,32,42 ve 44 numaralı dişlere tekabül eden bölgelere kemik seviyesi implantlar (Multifix®; MIS Implant Teknolojileri, C1®; MIS Implant Teknolojileri, Bar Lev, İsrail) yerleştirilmiş dişsiz, yapay bir mandibular çene referans olarak kullanılmıştır. İmplantların üzerlerine vida tutuculu dayanakları firma talimatları doğrultusunda torklanmıştır. Referans model üzerinden konvansiyonel ölçü tekniğiyle 20 adet dental alçı model, dijital ölçü ve baskı yöntemleri kullanılarak 20 adet 3B baskı modeller elde edilmiştir. Tüm modeller, bir laboratuvar tarayıcısında taranarak dijitalleştirilmiş, STL verileri elde edilmiştir. Her iki grup modelin STL verileri, referans modelin 20 kez taranması sonucu elde edilen STL verileriyle, implantlar arasındaki mesafelerin ölçümleri bakımından karşılaştırılmıştır. Tüm modellere ait implantlar arası mesafelerinin referans modelin değerleri ile anlamlı bir ilişkisi olup olmadığını belirlemek amacı ile varyans analizi (ANOVA) yapılmıştır. Bu karşılaştırmaların sonucunda, alçı modellere kıyasla baskı modellerin üç boyutlu doğruluğunun değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

3.1. Referans Modelin Oluşturulması

Referans olarak, MIS İmplant Teknolojileri'ne ait, All-on-4 tedavi konseptiyle 34,32,42 ve 44 numaralı dişlere tekabül eden bölgelere kemik seviyesi implantlar yerleştirilmiş dişsiz, yapay bir mandibular çene referans olarak kullanılmıştır. Yerleştirilen 32 ve 42 numaralı implantlara düz, 34 ve 44 numaralı implantlara ise 30° açılı vida retansiyonlu dayanaklar, üretici firmanın raşeti yardımıyla, 30 Nanometre (Nm) kuvvetiyle torklanmıştır.

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

3.2.1. Konvansiyonel Yöntemle Modellerin Hazırlanması

3.2.1.1. İmplantların Splintlenmesi

Ana modelde yer alan tüm dayanaklara açık kaşık ölçü postları vidalandı. Klinikte uygulanan işlemleri simüle edebilmek amacıyla, ölçü postları birbirlerine diş ipleri ile (Colgate Arayüz Diş İpi, 300 Park Avenue, New York, ABD) bağlandı. Tüm iplerin üzeri, fırça yardımıyla splint materyali (Pattern Resin™, GC America Inc; Illinois, ABD) kullanılarak kaplandı (Şekil 3.1). Böylece tüm ölçü postları birbirine bağlanmış oldu. Splint materyalinin rezin esaslı olması sebebiyle, gerçekleşecek polimerizasyon büzülmesini ekarte edebilmek amacıyla, postların arasındaki splint materyalleri tam ortasından kesilerek arada 0.5 mm'lik boşluklar yaratıldı (Şekil 3.2). Daha sonra tüm bu boşluklar splint materyalleri ile doldurularak, yeniden ölçü postlarının birbirine bağlanması sağlandı (Şekil 3.3).

3.2.1.2. Bireysel Kaşıkların Hazırlanması

Isıtılan tabaka halindeki modelaj mumu (Duradent Durawax Modelasyon Mumu, 18 Dunns Close, Nuneaton CV11 4NF, Warwickshire, Birleşik Krallık), splintlenmiş model üzerine adapte edilerek, tüm yüzey mum ile kaplandı. Mum üzerinden belirli noktalar kaldırılarak kaşık stopperları için boşluk oluşturuldu. Mum ile kaplanmış modelin üzerine ışıkla polimerize olan bireysel kaşık materyali (G-Plates LC Işıkla Polimerize Akrilik Resin, Atlas-Enta Dişçilik, Sanayi ve Ticaret A.Ş., İzmir,Türkiye) uygulandı. Model kenarlarına uyumlu olacak şekilde fazlalık materyal spatül kullanılarak uzaklaştırıldı, kaşığa sap kısmı eklendi. Model, firmanın önerdiği dalga boyundaki ışık kaynağı (300-500 nm UV) altında 4 dk bekletildi ve materyalin polimerize olması beklendi.

Polimerizasyon tamamlandıktan sonra kaşık modelden ayrıldı. Ölçü maddesine kaçış yolu oluşturmak amacıyla kaşık üzerinde frez kullanılarak delikler açıldı. Kaşık referans model üzerine yerleştirildi ve implantlara vidalanan açık kaşık ölçü postlarına denk gelen kısımlar frezle dairesel olarak uzaklaştırıldı. Kaşığın kenarları frezler ve lastikler kullanılarak düzeltildi. Tüm kaşıklar aynı yol takip edilerek üretildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.1. Splint materyali ile referans modelde açık ölçü parçalarının birbirine bağlanması



Şekil 3.2. Splint materyallerinin arasında boşluk oluşturulması



Şekil 3.3. Splint materyallerinde oluşturulan boşlukların yeniden aynı materyal ile doldurulması



Şekil 3.4. Referans modelden ölçü alımı için hazırlanan bireysel ölçü kaşığı

3.2.1.3. Referans Modelden Konvansiyonel Ölçülerin Alınması

Kaşıkların uyumu referans model üzerine yerleştirilerek kontrol edildi. Bu işlemin ardından, PVS materyalinin heavy body (Hydrorise Implant Heavy Body, Zhermack SpA; Badia Polesine, İtalya) ölçü maddesi kaşığa yüklendi. Aynı anda light body ölçü maddesi (Hydrorise Implant Light Body; Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya) de açık kaşık ölçü postlarının çevresine uygulandı.

Ölçü maddesi yüklenen kaşık modelin üzerine yerleştirildi, basınç uygulanarak kaçış deliklerinden ölçü maddesinin çıkışı izlendi. İmplant tepelerine denk gelen boşluklardan taşan ölçü maddesi bir el aleti yardımıyla uzaklaştırıldı. Ölçü postlarının vida başları kolaylıkla ulaşılabilir duruma getirildi. Ölçü maddesi polimerize olduktan sonra ölçü postlarının vidaları açıldı ve ölçü kaşığı modelden ayrıldı.

3.2.1.4. Konvansiyonel Ölçüden Model Üretilmesi

Konvansiyonel implant analogları ve ölçü postları dikkatlice vidalanarak birleştirildi. Ölçü postlarının çevresine diş etini taklit edecek materyal (Gingifast Rigid, Zhermack SpA; Badia Polesine, İtalya) uygulanarak 10 dk polimerize olması beklenildi.

Üretici firmanın talimatlarına uygun olarak firma tarafından önerilen su/toz oranında tip IV alçı karışımı hazırlandı. Alçı karışımı ölçüye döküldü, poröziteyi önlemek amacıyla vibrasyon cihazında uygulandı. Oda sıcaklığında 15 dk alçının polimerize olması beklenildi. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra ölçü postlarının vidaları açıldı ve alçı model kaşıktan ayrıldı. Modelin kenarları su soğutmalı alçı trimleme makinası ile düzeltildi.

Tüm alçı modeller aynı yol takip edilerek üretildi (Şekil 3.5). Tüm modeller polimerizasyon sonrası deformasyonu önlemek amacıyla oda sıcaklığında ve karanlık ortamda saklandı. Alçı modeller sertleşme genleşmesi tamamlanana kadar oda sıcaklığında muhafaza edildi.



Şekil 3.5. Konvansiyonel ölçü sonrasında elde edilen alçı model

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Materyal Tipi	Üretici Firma
4.8 mm Çapında, 2 mm Dişeti Yüksekliğine Sahip Vida Tutuculu Solid Multi-Unit Dayanak	Dayanak	MIS® İmplant Teknolojileri, Bar Lev, İsrail
4.8 mm Çapında, 2 mm Dişeti Yüksekliğine Sahip Vida Tutuculu 30° Multi-Unit Dayanak	Dayanak	MIS® İmplant Teknolojileri, Bar Lev, İsrail
Multi-Unit Dayanak İçin Açık Kaşık Ölçü Postu	Ölçü Postu	MIS® İmplant Teknolojileri, Bar Lev, İsrail
Multi-Unit Dayanak İçin Dijital Model analoğu	Dijital Model analoğu	MIS® İmplant Teknolojileri, Bar Lev, İsrail
Multi-Unit Dayanak İçin Alçı Model Analoğu	Konvansiyonel model analoğu	MIS® İmplant Teknolojileri, Bar Lev, İsrail
Multi-Unit Dayanak için Scan-Post	Tarama Postu	MIS® İmplant Teknolojileri, Bar Lev, İsrail
Hydrorise Implant Heavy Body	Polivinil Siloksan Ölçü Maddesi	Zhermack SpA; Badia Polesine, Italy
Hydrorise Implant Light Body	Polivinil Siloksan Ölçü Maddesi	Zhermack SpA; Badia Polesine, Italy
Gingifast Rigid	Diş Eti Materyali	Zhermack SpA; Badia Polesine, Italy
MACK 4D Model Rezin	3B Baskı Rezini	MACK 4D Neukieritzsch, Almanya
Wogens İPA %99.9 Saf İzopropil Alkol	Alkol	Wogens Kimya ve Mühendislik Konya, Türkiye

Pattern Resin™	Otopolimerize Akrilik Splint Materyali	GC America Inc; Illinois, ABD
Dr.MAT Dental White Scan Spray	Tarama Pudrası	MAT Kimya Endüstri Ürünleri Tic. Ltd. Şti; İstanbul, Türkiye
Heraeus Kulzer Moldano	Dental Alçı	Heraeus Kulzer, Wehrheim,Almanya
Durawax	Modelasyon Mumu	Duradent, Warwickshire,Birleşik Krallık
G-Plates LC	Işıklı Polimerize Akrilik Rezin	Atlas-Enta Dişçilik, Sanayi ve Ticaret A.Ş., İzmir,Türkiye
Colgate	Arayüz Diş İpi	Colgate-Palmolive Company, 300 Park Avenue, New York, ABD

3.2.2. Dijital yöntemle modellerin hazırlanması

3.2.2.1. Referans Modelin Dijitalize Edilmesi

Referans modeldeki 34,32,42 ve 44 numaralı implantlara dijital tarama gövdeleri yönleri belirlenen şablona uygun olacak şekilde vidalandı (Şekil 3.6). Yansımayı önlemek amacıyla modelin yüzeyine bir tarama pudrası (Dr.MAT Dental White Scan Spray, MAT Kimya Endüstri Ürünleri Gıda ve Kozmetik San. Tic. Ltd. Şti; İstanbul, Türkiye) uygulandı (Şekil 3.7). Model ISO standartlarına uygun oldukça hassas tarama yapabilen bir laboratuvar tarayıcısı (Dental Wings 7SERIES, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) kullanılarak dijitalize edildi. Tarama öncesinde laboratuvar tarayıcısı üreticinin talimatlarına uygun olarak kalibre edildi. Çalışmada kullanılacak olan tarayıcının güvenilir ve tekrarlanabilir sonuçlar elde ettiğini doğrulamak için referans model 20 kez tarandı.



Şekil 3.6. Tarama parçaları vidalanmış referans model



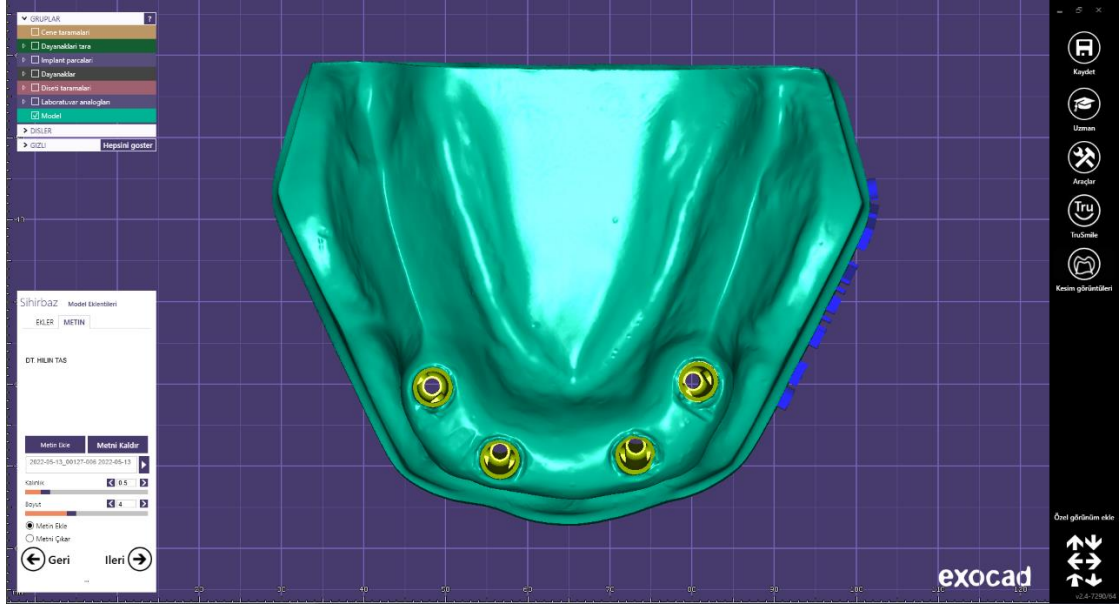
Şekil 3.7. Dijitalize edilmek üzere tarama parçaları vidalanmış ve tarama pudrası ile kaplanmış referans model

3.2.2.2. Dijital Grup Modellerin Üretilmesi

Referans model taramasından elde edilen STL formatındaki veri, 3B model tasarlama yazılımına (Exocad, Exocad GmbH, Darmstadt, Almanya) aktarıldı (Şekil 3.8). 44,42,32 ve 34 numaralı implantlar işaretlenerek yazılımın ‘Model Yaratıcı’ modülü seçildi. Yazılım kütüphanesinden kullanılan implant markasının ‘Multi-Unit Abutment’ sekmesi seçildi. Dijital ölçüden elde edilen modeldeki implant tarama gövdeleri, yazılım kütüphanesindeki implant firmasının verileri ile eşleştirildi. İmplantların diş etinden çıkış profilleri belirlendi. Dijital implant analoglarının yerleşeceği yuvalar yazılım kullanılarak modele yerleştirildi. Ardından elde edilen dosya bir taşınabilir bellek yardımıyla 3B cihazına (Ackuretta Freeshape 120, Ackuretta,Taiperi,Tayvan) (Şekil 3.9) yerleştirilerek üretime geçildi.

Tüm modellerin katman kalınlığı 70 mikrometre (μm), katman sayısı ise 369 olarak belirlendi (Şekil 3.10). Tüm modeller, baskı cihazlarının kendi yazılımlarında yapı platformuna paralel yapı oryantasyonunda yerleşecek şekilde tasarlandı. 3B baskı cihazlarında, firmaların model için özel olarak ürettikleri 3B baskı cihazı rezinleri kullanıldı (MACK 4D Model Rezin,Neukieritzsch, Almanya).

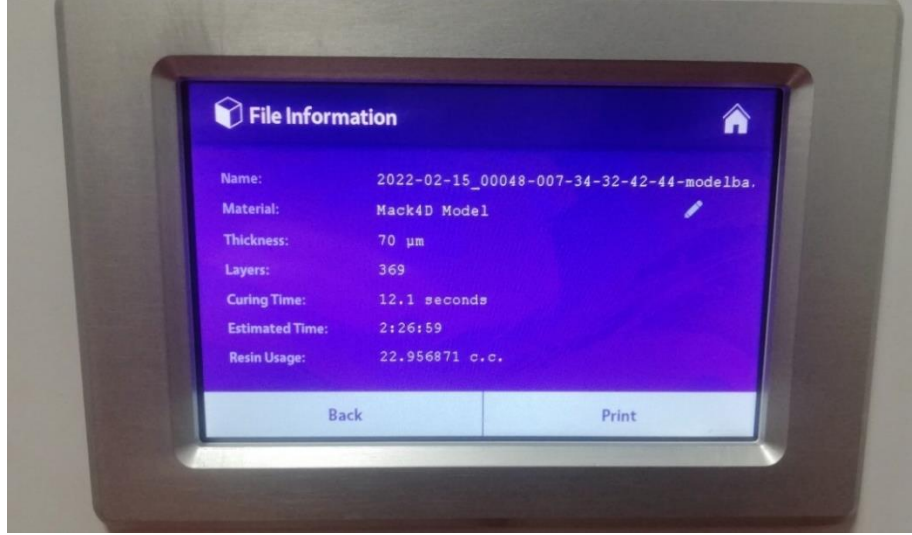
Baskı sonrasında modellere, 10 dk alkol (Wogens İPA %99.9 Saf İzopropil Alkol, Wogens Kimya ve Mühendislik, Konya, Türkiye) banyosu ile 30 dk UV ışınlama cihazı (Anycubic Wash & Cure 2.0 Yıkama ve Kürleme Cihazı, Anycubic, Shenzhen, Çin) kullanılarak kürleme işlemi yapılmıştır (Şekil 3.11). UV ışınlama cihazı 405 nanometre dalga boyunda lazer ışını kullanmaktadır. Sonuç olarak modellerin polimerizasyonunun tamamlanması sağlanarak, tüm baskı modellerin üretimi tamamlanmıştır (Şekil 3.12) (n=20).



Şekil 3.8. Basılmak üzere tasarlanan modelin 3B yazılım programındaki görünümü



Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan 3B Baskı cihazı ile yıkama ve kürleme cihazı



Şekil 3.10. Baskı cihazının üretim öncesi kontrol aşamasını gösteren ekran görüntüsü



Şekil 3.11. a,b Bir baskı modeline, izopropil alkol ile yıkama işlemi yapılması, yıkama işlemi sonrasında kürlleme işlemi uygulanması



Şekil 3.12. Baskı tekniğiyle üretilen bir model

3.2.2.3. Laboratuvar Tarayıcısının Teknik Özellikleri

Dental Wings 7SERIES laboratuvar tarayıcısı, DWOS yazılımı ile entegre bir tarama ve tasarım iş akışına dayanan bir tarama sistemine sahiptir. Cihazın teknik özellikleri Tablo 3.2’de belirtilmiştir.

Tablo 3.2. Dental Wings 7SERIES’in teknik özellikleri

Teknik özellikler

Tarama hacmi	140 x 140 x 140 mm (5,51 x 5,51 x 5,51°)
Optik teknoloji	Sınıf 1 lazer ürünü, 2 yüksek hızlı ölçüm kamerası, 1 renkli video kamera
Eksen sayısı	5 (3 döner, 2 lineer)
Bilgisayar	Core i7, 32 GB bellek, 4 GB ayrılmış RAM grafik kartı, Windows 10, 64 bit
Doğruluk	15 Mikron
Çıktı formatı	STL ve desteklenen ortak formatları
Taranabilir malzemeler	Alçı, wax-up ve ölçü

3.2.2.4. Laboratuvar Tarayıcısıyla Direkt Dijital Ölçülerin Alınması

Taramalar yapılmadan önce firmanın talimatlarına uygun olarak boyut ve renk kalibrasyonları yapıldı. DWOS yazılımında 2 tarama grubu oluşturuldu ve tarama gruplarından birine baskı modeli, diğerine ise alçı modeli ismi verildi. Tüm modellerin 44,42,32 ve 34 numaralı implantlara dijital tarama gövdeleri yönleri belirlenen şablona uygun olacak şekilde vidalandı. Modellerin her birine tarama pudrası uygulandı (Şekil 3.12.). Her bir model vida yardımıyla tutucu parçalara vidalanarak tarayıcı içine yerleştirildi. Ekranda tarama uygulaması kısmına geçilerek ‘Gingiva Data Needed’ sekmesi işaretlendi. Daha sonra tarama başlatıldı ve ekrandaki talimatlar izlenerek taramalar gerçekleştirildi.

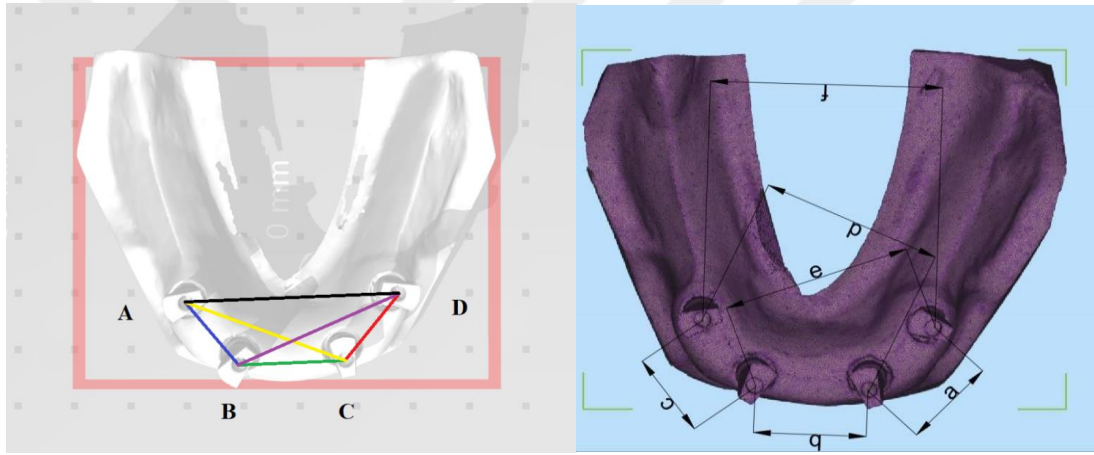
Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan cihazlar ve yazılımlar

Cihaz	Cihazın Tipi	Üretici Firma
Ackuretta Freeshape 120	LCD 3B Baskı Cihazı	Ackuretta,Taiperi,Tayvan
Dental Wings 7SERIES	Laboratuvar Tarayıcısı	Dental Wings Inc, Montreal, Kanada
Anycubic Wash & Cure 2.0	Yıkama ve Kürleme Cihazı	Anycubic,Shenzhen, Çin
Exocad Model Creator	3B Model Tasarımı	Exocad GmbH, Darmstadt, Almanya
Geomagic Control X	3B Model Analiz/Ölçüm	3D Systems; Rockhill, ABD
SOLIDWORKS 2020	3B CAD Yazılımı	Dassault Systemes, Vélizy- Villacoublay, Fransa
Minitab 17	İstatistiksel Analiz	Minitab, Pennsylvania, ABD

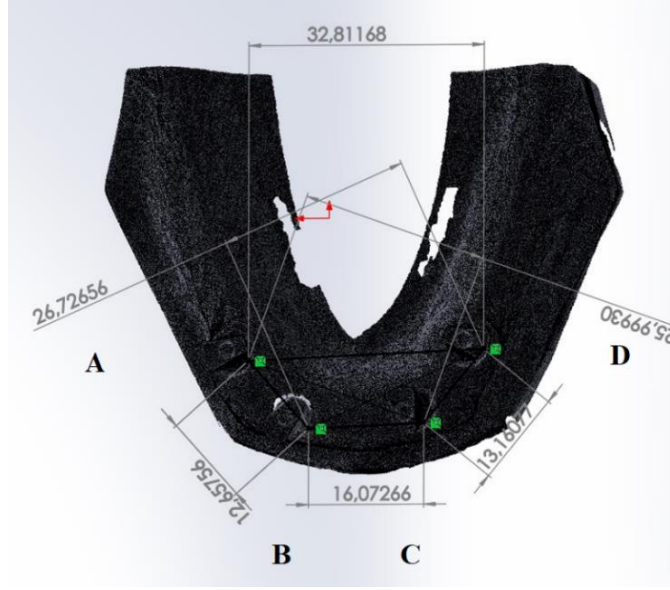
3.3. Modellerin 3B Dijital Analizi

Tüm implantlar birer harf ile temsil edildi (A,B,C ve D) (Şekil 3.13). Ardından, başta referans model olmak üzere tüm modellerin STL verileri, 3B CAD analiz programına (SOLIDWORKS 2020, Dassault Systemes, Vélizy-Villacoublay, Fransa) alındı. Her bir model, ölçümlerinin standart bir konumda gerçekleştirilmesi amacıyla, belirlenen bir referans düzlemde, düz bir zemine yerleştirildi. Daha sonra tüm bu veriler,ölçümleri yapılmak üzere 3B analiz programına (Geomagic Control X, 3D Systems; Rockhill, ABD) alındı.

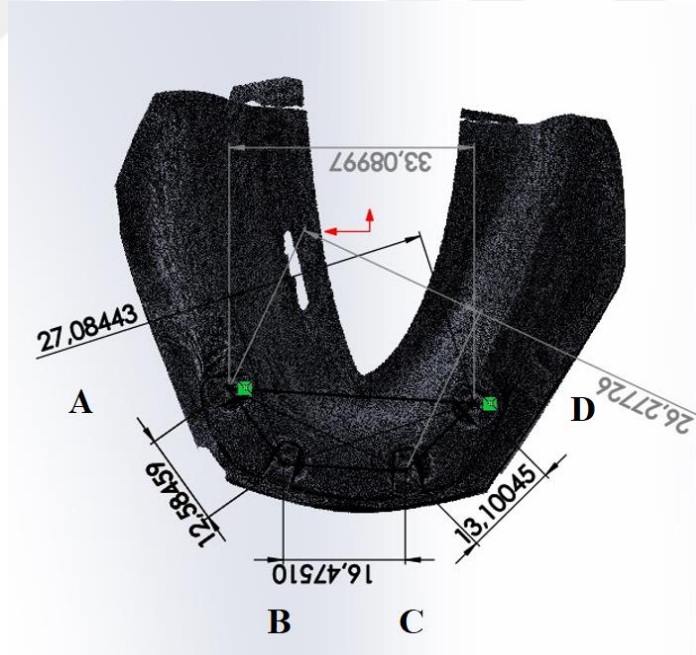
Tüm modellerde, vida retansiyonlu dayanaklara sabitlenmiş tarama postlarının arasındaki mesafelerin ölçümü, $\pm 0,01 \mu\text{m}$ oranında hassasiyetle gerçekleştirildi. Ölçümler, tarama postlarının vida girişinin orta noktası referans alınarak gerçekleştirildi. Mesafe ölçümleri; A-B arası, B-C arası, C-D arası, A-C arası, B-D arası, A-D arası olacak şekilde gruplandırıldı. Şekil 3.13'te, harflerle simgelendirilen implantlar, ve her tarama parçası arasındaki mesafelerin ölçümü, referans modelin STL verisi üzerinde gösterilmiştir. Alçı ve baskı grubundaki tüm modellerin ölçüm verileri, referans modelin 20 kez taranmasıyla elde edilen verilerin ortalama değeriyle karşılaştırıldı. Ölçümler mm cinsinden gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen ölçümlerden referans, alçı ve baskı modellerden birer örnek, şekil 3.14, 3.15 ve 3.16'da gösterilmiştir.



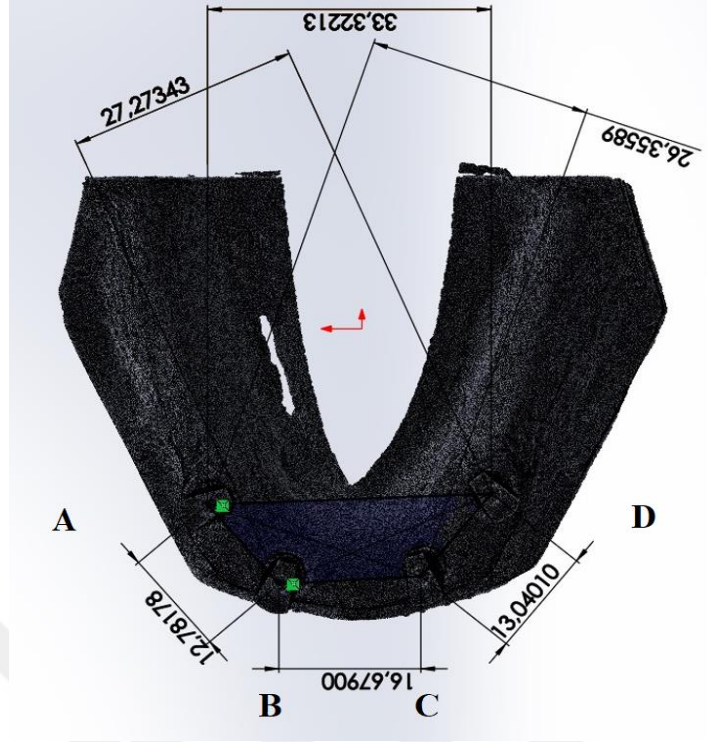
Şekil 3.13. a,b Referans modelin STL verisi üzerinde harflerle simgelendirilen implantlar ve üzerlerine vidalanan tarama parçalarının aralarındaki mesafelerin farklı renklerle gösterimi, 3B analiz programında referans modelin üzerinde implantlararası mesafenin gösterimi



Şekil 3.14. Referans modelin STL verisi üzerinde yapılan ölçüm



Şekil 3.15. Alçı bir modelin STL verisi üzerinde yapılan ölçüm



Şekil 3.16. Baskı grubundaki modellerden birinin STL verisi üzerinde yapılan ölçüm

3.4. İstatistiksel Analiz

Analizler Minitab 17 (Minitab, Pennsylvania, ABD) istatistiksel analiz programı kullanılarak yapılmıştır. İkinci olarak, alçı ve baskı numunelerine ait implantların ara mesafelerinin referans değerler ile anlamlı bir ilişkisi olup olmadığını belirlemek amacı ile varyans analizi (ANOVA) yapılmıştır. Her bir mesafe aralığı için referans model değerleri karşılama oranına göre alçı ve baskı numunelerinin durumunu daha net değerlendirebilmek için Tukey ikili karşılaştırma testi yapılmıştır. İstatistiksel olarak anlamlılık düzeyi 0.05 olarak belirlenmiştir.

4. BULGULAR

3B analiz programında yapılan ölçümler sonucunda ortaya çıkan veriler, sırasıyla referans, alçı ve baskı modeller için olmak üzere tablo haline getirilip sınıflandırıldı.

Tablo 4.1. Referans modelin 20 kez taranması sonucu elde edilen implantlar arası mesafelerin ölçüm verileri, bu verilerin ortalama değerleri ve istatistiksel olarak elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri

	A-B ARASI MESAFE	B-C ARASI MESAFE	C-D ARASI MESAFE	A-C ARASI MESAFE	B-D ARASI MESAFE	A-D ARASI MESAFE
REFERANS MODEL 1	12.80534	16.47836	13.15874	26.28654	26,54674	33,25436
REFERANS MODEL 2	12.75234	16.37845	13.24536	26.32946	27,43509	33,39545
REFERANS MODEL 3	12.56398	16.55367	13.22945	26.56216	26,63935	33,21276
REFERANS MODEL 4	12.23543	16.35637	13.25763	26.10575	27,00427	33,16985
REFERANS MODEL 5	12.89765	16.43647	13.15736	26.43275	26,75398	33,43925
REFERANS MODEL 6	12.36584	16.56473	13.17935	26,32654	26,98287	32,43657
REFERANS MODEL 7	12.65439	15.99654	13.20537	26,28476	26,83925	33,26534
REFERANS MODEL 8	12.87354	16.54321	13.36826	25,31815	27,11531	33,02524
REFERANS MODEL 9	12.56385	16.12635	13.29745	26.27345	26.95765	32.43657
REFERANS MODEL 10	12.54654	16.36735	13.03367	26.52932	26.88543	33.49543
REFERANS MODEL 11	12.45334	16.21435	13.23764	26.42734	27.00023	33.38546
REFERANS MODEL 12	12.83648	16.00363	13.14673	26.35734	26.88325	33.54934
REFERANS MODEL 13	12.45483	16.03453	13.53576	26.29647	26.91536	33.14643
REFERANS MODEL 14	12.74837	16.63857	13.12876	26.30215	27.09379	33.53987
REFERANS MODEL 15	12.97869	16.26483	13.65372	26.26786	27.03647	33.02176
REFERANS MODEL 16	12.76463	16.46383	13.27652	26.75399	26.99352	33.18537
REFERANS MODEL 17	12.6583	16.28446	12.99453	27.00214	26.83578	33.27694
REFERANS MODEL 18	12.46836	16.65836	13.05383	26.48354	26.73465	33.15365
REFERANS MODEL 19	12.87566	16.81636	12.52763	25.31815	27.17354	33.14763
REFERANS MODEL 20	12.97104	15.75138	12.52764	26.34734	28.08727	32.75373

ORTALAMA DEĞERLERİ	12.67343	16.34659	13.16077	26.30026	26.99569	33.16455
ORTALAMA/STANDART DEVIASYON	12,67/ 0.0845	16.35/ 0.0934	13.16/ 0.0934	26.30/ 0.2098	27.00/ 0.1892	33.16/ 0.1782

Tablo 4.2. Alçı modellerde yapılan implantlar arası mesafelerin ölçüm verileri, bu verilerin ortalama değerleri ve istatistiksel olarak elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri

	A-B	B-C	C-D	A-C	B-D	A-D
	ARASI	ARASI	ARASI	ARASI	ARASI	ARASI
	MESAFE	MESAFE	MESAFE	MESAFE	MESAFE	MESAFE
ALÇI 1	12.53219	16.40597	13.05455	26.20069	26.99085	33.03518
ALÇI 2	12.52109	16.59829	13.00603	26.33986	27.04054	33.02076
ALÇI 3	12.49394	16.35553	13.10498	25.86704	27.11792	32.86394
ALÇI 4	12.74522	16.41867	13.21321	26.29808	27.13461	33.17472
ALÇI 5	12.58459	16.47510	13.10045	26.27726	27.08443	33.08497
ALÇI 6	12.53443	16.36391	13.09380	25.89927	27.04412	32.98679
ALÇI 7	12.48012	16.54330	13.21343	26.08780	27.05913	32.99688
ALÇI 8	12.74158	16.40963	13.06665	26.08815	27.13619	32.89235
ALÇI 9	12.25851	16.53042	13.08849	25.84075	27.11373	33.19679
ALÇI 10	12.62006	16.43059	13.15078	26.16429	27.12293	33.08620
ALÇI 11	12.44587	16.48208	13.12270	26.25882	27.02340	33.14038
ALÇI 12	12.45379	16.42745	13.06007	26.21607	27.09120	32.95686
ALÇI 13	12.45511	16.46394	13.04894	26.43400	27.08844	33.09102
ALÇI 14	12.66153	16.39383	12.96313	26.13374	27.09666	32.95175
ALÇI 15	12.55288	16.52818	12.96518	26.12660	27.05462	33.01802
ALÇI 16	12.61106	16.50768	13.14102	26.40808	27.07291	32.94928
ALÇI 17	12.57192	16.58743	12.87876	25.84734	27.12000	32.88090
ALÇI 18	12.48985	16.44917	12.95793	26.28915	27.14149	32.99554
ALÇI 19	12.54751	16.58625	12.96582	26.23122	27,13542	32,92013
ALÇI 20	12.48137	16.33699	13.00845	26.30774	27,20419	32,84263
ORTALAMA DEĞER	12.53913	16.46472	13.06022	26.16580	27.09364	33.00425
ORTALAMA/STANDART DEVIASYON	12.5391/ 0.1093	16.4647/ 0.0792	13.0602/ 0.0882	26.1658/ 0.1814	27.0936/ 0.0494	33.0043/ 0.1015

Tablo 4.3. Baskı modellerde yapılan implantlar arası mesafelerin ölçüm verileri, bu verilerin ortalama değerleri ve istatistiksel olarak elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri

	A-B	B-C	C-D	A-C	B-D	A-D
	ARASI	ARASI	ARASI	ARASI	ARASI	ARASI
	MESAFE	MESAFE	MESAFE	MESAFE	MESAFE	MESAFE
BASKI 1	12.66891	16.71883	13.09241	26.45455	27.37448	33.34649
BASKI 2	12.78178	16.67900	13.04010	26.35589	27.27343	33.32213
BASKI 3	12.69014	16.68258	13.19604	26.47609	27.54444	33.52881
BASKI 4	12.82673	16.50042	12.79437	26.39500	26.90316	33.04954
BASKI 5	12.58464	16.44380	12.93900	26.00684	27.00529	32.74938
BASKI 6	12.63722	16.39991	13.22515	26.38090	27.16297	33.10899
BASKI 7	12.93128	16.42432	12.95028	26.48414	27.49502	33.49101
BASKI 8	12.91231	16.56277	13.23137	26.23930	26.80412	33.20194
BASKI 9	12.84467	16.35577	13.29449	26.14431	27.91488	33.77748
BASKI 10	12.68605	16.62930	12.97098	26.48125	27.67563	33.94528
BASKI 11	12.72169	16.49021	12.90252	25.96254	27.12899	33.23708
BASKI 12	12.70401	16.51250	13.27334	26.42084	27.48765	33.56392
BASKI 13	12.76780	16.58615	13.22992	25.93905	26.87357	33.35219
BASKI 14	12.69247	16.50798	13.08607	26.77370	27.47464	33.20966
BASKI 15	12.62345	16.52285	13.11183	26.57135	27.60803	33.37412
BASKI 16	12.76159	16.40791	13.15372	26.29890	26.87817	33.26687
BASKI 17	12.67927	16.56305	12.76684	26.44561	26.98913	33.56992
BASKI 18	12.67101	16.72051	12.96136	26.32696	27.21582	32.84171
BASKI 19	12.78216	16.51252	13.04885	26.63233	27.40396	32.95697
BASKI 20	12.64444	16.67202	13.06584	26.56369	26.86773	33.41989
ORTALAMA DEĞER	12.73058	16.54462	13.06672	26.36766	27.25406	33.31567
ORTALAMA/STANDART DEVIASYON	12.7306/ 0.0940	16.5446/ 0.1107	13.0667/ 0.1527	26.3677/ 0.2202	27.2541/ 0.3196	33.3157/ 0.2946

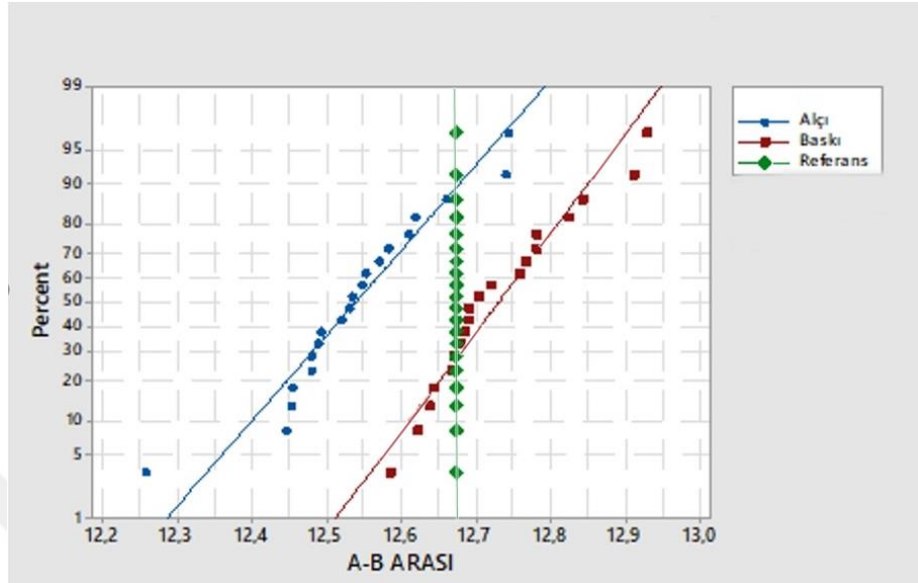
20 adet alçı ve baskı model numunesi üretilerek implantlara vidalanmış dijital tarama parçaları arasındaki mesafeler elde edilmiş ve referans değerlerle istatistiksel olarak kıyaslanarak aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

Öncelikle alçı ve baskı model numunelerine ait 6 implantlar arası mesafelerinin istatistiksel olarak normal dağılıma uygun olup olmadığı test edilmiştir.

Tüm model gruplarındaki A-B arası ölçümlerin değerlendirilmesi

Şekil 4.1’de alçı ve baskı yöntemleri ile üretilen 20 numune için her biri için sonuçların normallik testi sunulmuştur. Test sonucuna göre hesaplanan p değeri, 0.05’in

altında bulunmuştur. Bu değer, alçı ve baskı verilerinin istatistiksel olarak normal dağılıma uyduğunu göstermektedir.



Şekil 4.1. Tüm grupların A-B arası mesafe için normallik testi sonucu

Tablo 4.4. Tüm model gruplarındaki A-B arası mesafenin, numune sayısı, ortalama, standart sapma ve p değerleri

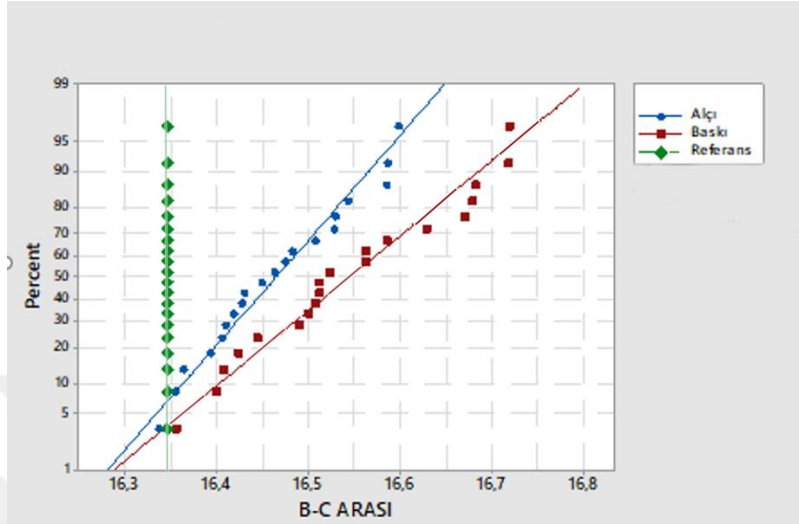
	N	M	SD	p
REFERANS				
MODEL	20	12.67	0.0845	0.001
ALÇI				
MODEL	20	12.5391	0.1093	0.001
BASKI				
MODEL	20	12.7306	0.0940	0.001

*N=Numune sayısı, M=Ortalama değer, SD=Standart Deviasyon, p=p değeri

Tek yönlü ANOVA testi ile tüm gruplarda, ortalama ve standart sapma değerleri belirlenmiştir. Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak belirlenmiş olup; tüm gruplarda ölçüm değerlerinin anlamlı bir ilişkiye sahip olduğu görülmüştür.

Tüm model gruplarındaki B-C arası ölçümlerin değerlendirilmesi

Şekil 4.2’de alçı ve baskı yöntemleri ile üretilen 20 numune için her biri için sonuçların istatistiksel olarak normallik testi sunulmuştur. Test sonucuna göre hesaplanan p değeri, 0.05’in altında bulunmuştur. Bu değer alçı ve baskı verilerinin istatistiksel olarak normal dağılıma uyduğunu göstermektedir.



Şekil 4.2. Tüm grupların B-C arası mesafe için normallik testi sonucu

Tablo 4.5. Tüm model gruplarındaki B-C arası mesafenin, numune sayısı, ortalama, standart sapma ve p değerleri

	N	M	SD	p
REFERANS				
MODEL	20	16.35	0.0934	0.001
ALÇI				
MODEL	20	16.4647	0.0792	0.001
BASKI				
MODEL	20	16.5446	0.1107	0.001

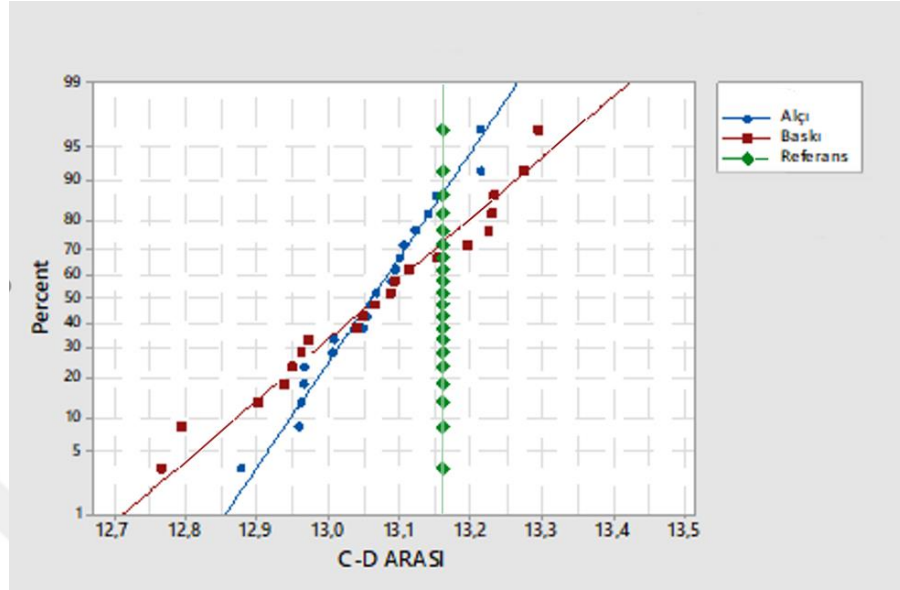
*N=Numune sayısı, M=Ortalama değer, SD=Standart Deviasyon, p=p değeri

Tablo 4.5’e göre, hesaplanan p değeri, 0.05’in altında bulunmuştur. Bu değer alçı ve baskı verilerinin istatistiksel olarak normal dağılıma uyduğunu göstermektedir.

Tüm model gruplarındaki C-D arası ölçümlerin değerlendirilmesi

Şekil 4.3’de alçı ve baskı yöntemleri ile üretilen 20 numune için her biri için sonuçların istatistiksel olarak normallik testi sunulmuştur. Test sonucuna göre

hesaplanan p değeri, 0,05'in altında bulunmuştur. Bu değer alçı ve baskı verilerinin istatistiksel olarak normal dağılıma uyduğunu göstermektedir.



Şekil 4.3. Tüm grupların C-D arası mesafe için normallik testi sonucu

Tablo 4.6. Tüm model gruplarındaki C-D arası mesafenin, numune sayısı, ortalama, standart sapma ve p değerleri

	N	M	SD	p
REFERANS				
MODEL	20	13.16	0.1254	0.004
ALÇI				
MODEL	20	13.0602	0.0882	0.004
BASKI				
MODEL	20	13.0667	0.1527	0.004

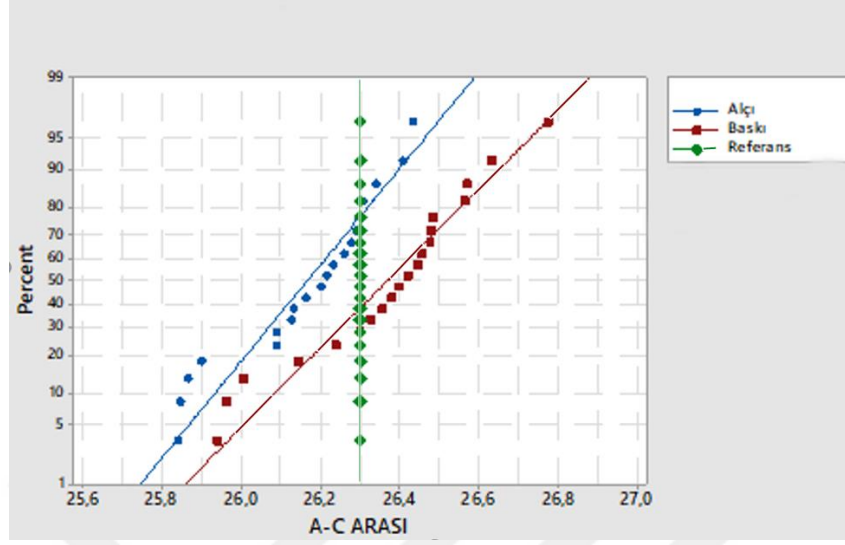
*N=Numune sayısı, M=Ortalama değer, SD=Standart Deviasyon, p=p değeri

Tablo 4.6'ya göre, hesaplanan p değeri, 0.05'in altında bulunmuştur. Bu değer alçı ve baskı verilerinin istatistiksel olarak normal dağılıma uyduğunu göstermektedir.

Tüm model gruplarındaki A-C arası ölçümlerin değerlendirilmesi

Şekil 4.4'te alçı ve baskı yöntemleri ile üretilen 20 numune için her biri için sonuçların normallik testi sunulmuştur. Test sonucuna göre hesaplanan p değeri, 0,05'in

altında bulunmuştur. Bu değer alçı ve baskı verilerinin istatistiksel olarak normal dağılıma uyduğunu göstermektedir.



Şekil 4.4. Tüm grupların A-C arası mesafe için normallik testi sonucu

Tablo 4.7. Tüm model gruplarındaki A-C arası mesafenin, numune sayısı, ortalama, standart sapma ve p değerleri

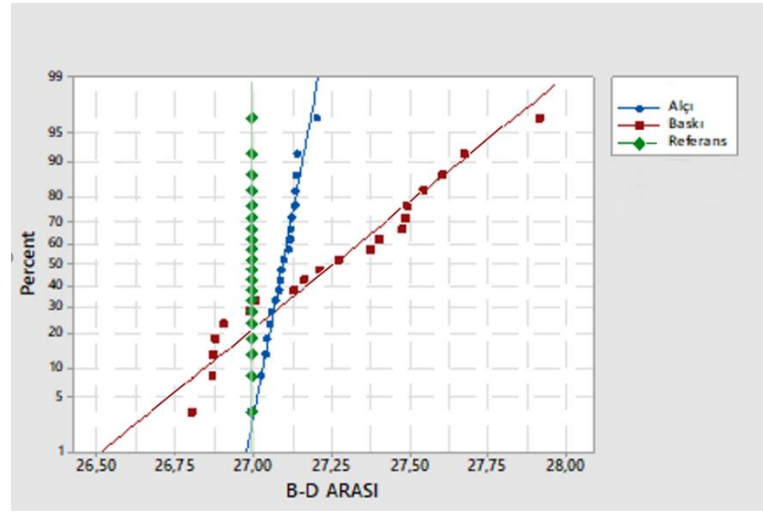
	N	M	SD	p
REFERANS				
MODEL	20	26.30	0.2098	0.001
ALÇI				
MODEL	20	26.1658	0.1814	0.001
BASKI				
MODEL	20	26.3677	0.2202	0.001

*N=Numune sayısı, M=Ortalama değer, SD=Standart Deviasyon, p=p değeri

Tablo 4.7'e göre, hesaplanan p değeri, 0.05'in altında bulunmuştur. Bu değer alçı ve baskı verilerinin istatistiksel olarak normal dağılıma uyduğunu göstermektedir.

Tüm model gruplarındaki B-D arası ölçümlerin değerlendirilmesi

Şekil 4.5'te alçı ve baskı yöntemleri ile üretilen 20 numune için her biri için sonuçların istatistiksel olarak normallik testi sunulmuştur. Test sonucuna göre hesaplanan p değeri, 0,05'in altında bulunmuştur. Bu değer alçı ve baskı verilerinin istatistiksel olarak normal dağılıma uyduğunu göstermektedir.



Şekil 4.5. Tüm grupların B-D arası mesafe için normallik testi sonucu

Tablo 4.8. Tüm model gruplarındaki B-D arası mesafenin, numune sayısı, ortalama, standart sapma ve p değerleri

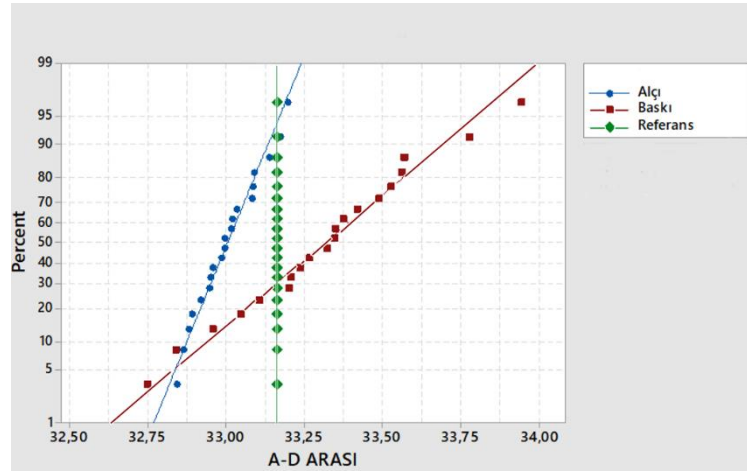
	N	M	SD	p
REFERANS				
MODEL	20	27.00	0.1892	0.001
ALÇI				
MODEL	20	27.0936	0.0494	0.001
BASKI				
MODEL	20	27.2541	0.3196	0.001

*N=Numune sayısı, M=Ortalama değer, SD=Standart Deviasyon, p=p değeri

Tablo 4.8'e göre p değeri 0,05'in altında bulunduğundan tüm gruplarda ölçüm değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı bir ilişkiye sahip olduğu görülmüştür.

Tüm model gruplarındaki A-D arası ölçümlerin değerlendirilmesi

Şekil 4.6'da alçı ve baskı yöntemleri ile üretilen 20 numune için her biri için sonuçların istatistiksel olarak normallik testi sunulmuştur. Test sonucuna göre hesaplanan p değeri, 0,05'in altında bulunmuştur. Bu değer alçı ve baskı verilerinin istatistiksel olarak normal dağılıma uyduğunu göstermektedir.



Şekil 4.6. Tüm grupların A-D arası mesafe için normallik testi sonucu

Tablo 4.9. Tüm model gruplarındaki A-D arası mesafenin, numune sayısı, ortalama, standart sapma ve p değerleri

	N	M	SD	p
REFERANS				
MODEL	20	33.16	0.1782	0.001
ALÇI				
MODEL	20	33.0043	0.1015	0.001
BASKI				
MODEL	20	33.3157	0.2946	0.001

*N=Numune sayısı, M=Ortalama değer, SD=Standart Deviasyon, p=p değeri

Tablo 4.9'ye göre p değeri 0,05'in altında bulunduğundan tüm gruplarda ölçüm değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı bir ilişkiye sahip olduğu görülmüştür.

Her bir implantlar arası mesafe aralığı için referans model değerleri karşılama oranına göre alçı ve baskı numunelerinin durumunu daha net değerlendirebilmek için Tukey ikili karşılaştırma testi yapılmıştır (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. Tukey ikili karşılaştırma testi özet tablosu

	MODEL GRUPLARI	N	M	SD	p
A-B ARASI MESAFE	REFERANS MODEL	20	12.6700	0.0845	p<0.05
	ALÇI MODEL	20	12.5391	0,1093	
	BASKI MODEL	20	12.7306	0,0940	
B-C ARASI MESAFE	REFERANS MODEL	20	16.35	0.0934	
	ALÇI MODEL	20	16.4647	0.0792	
	BASKI MODEL	20	16.5446	0.1107	
C-D ARASI MESAFE	REFERANS MODEL	20	13.16	0.1254	
	ALÇI MODEL	20	13.0602	0.0882	
	BASKI MODEL	20	13.0667	0.1527	
A-C ARASI MESAFE	REFERANS MODEL	20	26.3	0.2098	
	ALÇI MODEL	20	26.1658	0.1814	
	BASKI MODEL	20	26.3677	0.2202	
B-D ARASI MESAFE	REFERANS MODEL	20	27	0.1892	
	ALÇI MODEL	20	27.0936	0.0494	
	BASKI MODEL	20	27.2541	0.3196	
A-D ARASI MESAFE	REFERANS MODEL	20	33.16	0.1782	
	ALÇI MODEL	20	33.0043	0.1015	
	BASKI MODEL	20	33.3157	0.2946	

*N=Numune sayısı, M=Ortalama değer, SD=Standart Deviasyon, p=p değeri

A-B ve A-C mesafe aralıkları için baskı ve referans model değerleri arasındaki ortalamanın daha yakın olduğu görülmektedir. A-B arası mesafe için, modeller arasındaki farkın, alçı model grubunun değerlerinde daha fazla ortaya çıktığı görülmektedir. Baskı model grubunun değerleri, referans model grubunun değerlerine daha yakındır. A-C arası mesafe için ise, baskı ve referans model grupları değerlerinin birbirine yakın ortalamalara sahip olduğu görülmektedir. Alçı model grubunun değerleri, diğer iki gruptan farklıdır. B-D mesafe aralığında, alçı ve referans model

gruplarının birbirine yakın ortalamalara sahip olduğu görülmektedir. Baskı model grubunun değerleri diğer iki gruptan farklıdır. Baskı model grubunun değerleri, referans modelin değerlerine daha yakındır.

C-D mesafe aralığında ise baskı ve alçı model gruplarının değerlerinin birbirine yakın ortalamalara sahip olduğu, fakat iki grubun da referans modelin değerinden farklı olduğu görülmektedir. Baskı model grubu referans modelin değerlerine daha yakındır.

B-C mesafe aralığında, farkın tüm gruplar için geçerli olduğu görülmektedir. Baskı model grubu değerleri, referans modelin değerlerine daha yakındır. A-D mesafe aralığında, tüm grupların değerleri birbirinden farklıdır. Alçı ve baskı model gruplarının değerlerinin, referans modelin değerine olan uzaklığı eşittir.

Tablo 4.11. Tüm model gruplarıyla birlikte tek yönlü ANOVA testi sonuçları

	MESAFE ARALIĞI	N	M	SD	p
REFERANS MODEL	A-B	20	12.67	0.0845	p<0.05
	B-C	20	16.35	0.0934	
	C-D	20	13.16	0.1254	
	A-C	20	26.30	0.2098	
	B-D	20	27.00	0.1892	
	A-D	20	33.16	0.1782	
ALÇI MODEL	A-B	20	12.5391	0.1093	
	B-C	20	16.4647	0.0792	
	C-D	20	33.0043	0.0882	
	A-C	20	26.1658	0.1814	
	B-D	20	27.0936	0.0494	
	A-D	20	33.0043	0.1015	
BASKI MODEL	A-B	20	12.7306	0.0940	
	B-C	20	16.5446	0.1107	
	C-D	20	13.0667	0.1527	
	A-C	20	26.3677	0.2202	
	B-D	20	27.2541	0.3196	
	A-D	20	33.3157	0.2946	

*N=Numune sayısı, M=Ortalama değer, SD=Standart Deviasyon, p=p değeri

5. TARTIŞMA

Günümüzde dijital iş akışı ile yapılan restorasyon üretiminin en az hata ile gerçekleştirilebilmesi için, dijital ölçülerin en az konvansiyonel muadilleri kadar doğru ve güvenilir olması gerekmektedir. Bu çalışmada, implant destekli protezlerin üretiminde kullanılan konvansiyonel modellerin ve 3B baskı cihazlarından üretilen modellerin doğruluğu karşılaştırıldı. Bu çalışmanın sıfır hipotezi; 3B baskı cihazlarıyla üretilen reçine modellerin, konvansiyonel alçı modellerden, doğruluk açısından önemli farklılığının olmamasıdır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre sıfır hipotezi reddedilmiştir.

All-on-4 tedavi konseptiyle, tam dişsiz çenelerde yaygın olarak uygulanan tedavi prosedürlerine nazaran daha efektif bir tedavi uygulanmaktadır. Geniş çapta uygulanan cerrahi prosedürler veya hareketli protez kullanımına karşın, tedavi süresinin azalması, hastaların memnuniyetinin ve hayat kalitesinin yükselmesi gibi önemli avantajlar yaratmaktadır. Bu tedavi konseptinin temel prensibi dikkatli hasta seçimi ile, uzman cerrahi ve protetik ekipler tarafından gerçekleştirilmesidir (129).

Çalışmamızda da, günümüzde sıklıkla başvurulmuş ve yapılan çalışmalar ve sistematik derlemelerle başarısı kanıtlanan bir teknik olan ‘All-on-4’ tedavi konsepti ile hazırlanan bir referans model kullanılmıştır.

İmplant destekli yapılan restorasyonlarda alınan konvansiyonel ölçüler, günümüzde hala geçerliliğini devam ettirmektedir. Literatür incelendiğinde, geleneksel implant ölçülerinde, çeşitli ölçü tekniklerinden bağımsız olarak, açılı implantların, paralel implantlara kıyasla doğruluğu araştırılmıştır. Bu çalışmaların bazılarında, ölçülerin doğruluğu bakımından, açılı implantların, paralel implantlarla karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha az doğru olduğu tespit edilmiştir (38, 42, 130-135). Bazı çalışmalar da, farklı implant açılarının ölçü doğruluğunda önemli bir farklılık göstermediğini bildirmiştir (131-135).

Papaspyridakos ve ark. (136) yaptığı sistematik derleme çalışmasında, splintli ölçü tekniğinin hem kısmi hem de tamamen dişsiz hastalarda daha doğru sonuç verdiğini belirtmiştir. Bunun yanında, açık ölçü tekniği, tam dişsiz hastalar için kapalı ölçü tekniğinden daha doğrudur, ancak kısmi dişsiz hastalar için hiçbir farkın olmadığı söylenebilir. Bu yüzden çalışmamızda implantlar, klinik prosedür simüle edilerek,

birbirlerine splintlenmiştir. Shankar ve ark. (137) yaptıkları in-vitro çalışmasında, All-on-4 tedavi konseptinde implant seviyesi ölçüleri için farklı splintleme teknikleri ile elde edilen ana modellerin doğruluğunu değerlendirmiş ve bu çalışmada, bir grup modeller splintlenmezken, diğer grupta ölçü parçaları, diş ipi ile bağlanmış ve otopolimerize akrilik rezin ile splintlenmiştir. Polimerizasyon büzülmesinin etkilerini azaltmak için, splintlemeden sonra splintler ortadan kesilerek, yeniden aynı rezin ile birbirlerine bağlanmışlardır. Doğruluk analizi sonucunda, splintlenen grup, splintlenmeyen gruba göre daha doğru sonuçlar vermiştir. Bir başka çalışmada ise, 5 farklı teknik kullanılarak ölçü parçaları splintlendikten sonra implant seviyesinde ölçüler alınmıştır. 1. teknikte, otopolimerize reçine ile splintlenmiş ve kesitlere ayrılmış, ölçü prosedüründen önce polimerizasyon büzülmesini telafi etmek için yeniden birleştirilmiştir. 2. teknikte, ölçü prosedüründen hemen önce otopolimerize reçine ile splintlenmiştir. 3. teknikte, ilk olarak ölçü alçısı ile, ikincil olarak ise, polieter ölçü malzemesi ile splintlenmiştir. 4. teknikte, ölçü alçısı ile splintlenmiştir. Son olarak 5. teknikte, PVS ısıırma kayıt materyali ile splintlenmiştir. Çalışmanın sonucunda, 1. teknik en doğru sonucu veren teknik olarak gösterilmiştir (138). Çalışmamızda da, pratik uygulanması ve kolay ulaşılabilirliği açısından yaygın kullanılan diş ipi yardımıyla açık kaşık ölçü postları birbirlerine bağlanmış, ardından polimerizasyon büzülmesinin etkilerini azaltmak için, splintlemeden sonra splintler ortadan kesilerek, yeniden aynı rezin ile birbirlerine bağlanmışlardır.

Açık ölçü parçalarıyla birbirlerine bağlanan implantların ölçüsü, metal kaşıklar, bireysel olarak hazırlanan akrilik rezin kaşıklar veya plastik kaşıklar ile alınabilmektedir. Gupta ve ark. (139) yaptığı çalışmada, 2 çeşit prefabrik; metal ve plastik, 2 çeşit bireysel; ışıkla polimerize ve otopolimerize akrilik rezin ölçü kaşıkları kullanılarak bir ana modelden implant seviyesi ölçüler alınmıştır. Plastik ve metal kaşıklara, akrilik rezin kaşıklara benzer şekilde 4 pencere açılarak ölçü parçalarına erişim sağlanmıştır. Çalışma sonucunda, prefabrik ve bireysel kaşıklar arasında önemli bir fark gözlenmemiştir. Çalışmamızda, klinik ortamında pratik olduğu gerekçesiyle sık tercih edilen, ışıkla polimerize olan akrilik rezin yardımıyla bireysel ölçü kaşığı hazırlanmıştır.

İmplant destekli restorasyonların hazırlanması için pek çok ölçü maddesi kullanılmaktadır. Bunlar, polieter, polivinil siloksanlar (PVS), C-silikonlar, polisülfid malzemeler, hidrokolloidler ve ölçü alçısı olarak sayılabilir (40). Fakat konu ile ilgili

yapılan sistematik derleme çalışmalarına bakıldığında, PVS ve polieter malzemelerinin ne çıktığı söylenebilir. Bu derleme çalışmalarına göre, bu iki ölçü malzemesi karşılaştırıldığında, ölçünün doğruluğu açısından aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır (136, 140). PVS l malzemesi, uygun elastisite modülü sayesinde ayarlanan ölçünün kolayca çıkarılmasına yardımcı olur; bu nedenle direkt implant ölçü tekniği için tercih edilen bir malzeme olarak önerilmiştir (141). Çalışmamızda da implant seviyesi ölçülerde doğruluğu kabul ve tavsiye edilen PVS l maddesi kullanılmıştır.

Son yıllarda, diş hekimliği ve tıp alanında 3B baskı cihazlarının popülaritesi artmıştır. Baskı tekniğiyle diş hekimliğinde dental modeller, geçici restorasyonlar, cerrahi rehber apareyler, splintler gibi pek çok malzeme retilabilmektedir. Dental modellerin doğruluğu, üretiminin teknolojik süreçlerinde yer alan çeşitli malzemelere, makinelere ve protokollere bağlıdır. Dental arkın, ağız içi tarayıcı ile doğrudan taranmasından sonra, bir laboratuvar tarayıcısı ile bir ölçüsü tarandıktan sonra veya gerekirse bir alçı model tarandıktan sonra basılı bir model elde edilebilir (2, 6). Çalışmamızda, 3B baskı cihazından dental modeller elde edilerek, bu modellerin doğruluğu araştırılmıştır.

Literatür incelendiğinde LCD ile çalışan baskı cihazlarıyla yapılan çalışmalar sınırlıdır. Lo Giudice ve ark. yaptığı çalışmada, 2 adet LCD baskı cihazı ile üretilen maksiller tam ark dişli modellerinin doğruluğunu, SLA baskı cihazı ile üretilen aynı tip modellerle karşılaştırmıştır. İki giriş seviyesi LCD olan cihazların doğruluğunda, orijinal dijital modelle st üste akıştırmada elde edilen karşılaştırmalı verileri doğrulayan istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır (108). Moon ve ark. yaptığı çalışmada ise DLP ve LCD ile üretilen 3B baskılı geçici restorasyonların doğruluğunu analiz etmiştir. 2,3,5,6 üyeli ve tam ark geçici restorasyonlar, bir DLP ve bir LCD cihazında basıldı. Sonuç olarak, yüksek üyeli restorasyonlarda DLP ve LCD baskının her ikisinin de hata oranının yüksek olduğu bulunmuştur. Az üyeli restorasyonlar için DLP ve LCD baskı kullanılabilir, ancak DLP ile üretilenler LCD ile üretilenlere karşın daha doğru sonuç vermiştir (6). Çalışmamızda, DLP'nin çalışma sistemine benzer olmakla beraber, daha güncel bir teknolojiye sahip olan LCD 3B baskı cihazı ile üretim yapılmıştır. Ayrıca, bu cihazların, DLP teknolojisinin avantajlarını taşımakla beraber, DLP 3B baskı cihazlarından daha ekonomik olmasının da, hekimlerin ulaşılabilirliği açısından önemli olduğu düşünülmektedir.

Etemad-Shahidi ve ark.'nın yayımladığı sistematik derlemeye göre, değerlendirmeye alınan bazı çalışmalarda, numune boyutu hesaplaması, reçine malzemeleri ve/veya kür sonrası protokoller hakkında ayrıntılı bilgi verilmediği bildirilmiştir. Dolayısıyla, bu parametrelerle ilgili bir değerlendirme veya tavsiye yapılamamıştır. Araştırmacı tarafından, aynı baskı cihazıyla farklı reçineler kullanmanın etkisini değerlendiren herhangi bir çalışma literatürde bulunamamıştır. Bununla beraber, üreticinin önerdiği reçinenin kullanılması tavsiye edilmiştir (1). Çalışmamızda da 3B cihazın temin edildiği firmanın tavsiye ettiği, biyouyumlu bir dental model reçinesi kullanılmıştır.

3B baskı ile bir protez üretirken post-kürleme süreci de çok önemlidir. Bu işlem, objenin fiziksel mukavemeti ve biyolojik özellikleri gibi genel kalitesini etkileyebilir (142). Daha önce yapılan çalışmalarda, artan post-kürleme süresinin ve yüksek sıcaklıkta post-kürlemenin, kırılma mukavemeti ve yüzey sertliği gibi mekanik özellikleri (143) ve sitotoksite ve hücre canlılığı gibi biyolojik olarak stabil sonuçları büyük ölçüde iyileştirdiğini bildirmiştir (144).

Post-kürleme işlemi, baskı sonrası objede hala reaksiyona girmemiş olan monomerlerin çapraz bağlanması için gerekli bir işlemdir. Shin ve ark. bir çalışmada, LCD ile çalışan bir baskı cihazı kullanarak, 3B baskılı protez kaidesinin post-kürleme süresinin, yaşlanma periyoduna göre boyutsal stabilitesi üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. 3B baskılar, maksiller ve mandibular protez kaideleri tasarlandıktan sonra işlenmiş ve bir grup kürleme yapılmaksızın bırakılmış; diğer gruplara ise farklı sürelerde post-kürleme uygulanmıştır. Sonuç olarak, hem maksilla hem de mandibula için, daha kısa kürleme süreleri, yaşlanma sürecinde daha büyük boyutsal stabilite değişikliklerine neden olmuştur. Daha kısa kürleme süreleri, yaşlanma süreci sırasında daha büyük boyutsal stabilite değişikliklerine neden olmuştur. En az 30 dk'lık kürleme sürelerinin uzun vadeli boyutsal kararlılığı arttırdığı bulunmuştur (145). Çalışmamızda, baskı sonrasında 30 dk kürleme gerçekleştirilmiştir. Benzer bir çalışmanın, model reçinesi ile yapılarak, konu ile ilgili daha kesin verilere ulaşılması gereklidir.

Kürlenmemiş monomerlerin, sitotoksik ve genotoksik etkiler gösterdikleri bilinmektedir (146, 147). Sitotoksitenin azaltılması için en az 5 dk yıkama yapılmasının gerekliliği ortaya konulmuştur (148). Xu ve ark., 5 ila 60 dk'lık yıkama süreleri için eğilme mukavemetinde hiçbir fark bulamamışlardır (149). Bu nedenle,

basılan modeller %99 oranında izopropil alkol ile 10 dk boyunca yıkama cihazında yıkanmıştır.

3B baskı modellerinde katman kalınlığı, elde edilen modelin doğruluğunu değiştirmektedir. Dental modellerde, 100 µm'den az farklılık, kabul edilebilir bir değer olarak önerilmiştir (145). Katman kalınlığı, 3B baskı cihazlarının z eksenini çözünürlüğünü etkileyen ana parametredir. Daha ayrıntılı bir baskı yöntemiyle elde edilmiş bir objenin ve daha iyi yüzey bitirme ve pürüzsüzlük sağlayan daha küçük katman yüksekliğinin oluşumunda baş rolü oynar. Lo Giudice ve ark. yaptığı çalışmada, aynı 3B LCD baskı cihazını kullanılarak katman kalınlığı 50 µm ve 100 µm'de basılan modellerin doğruluk ve kesinlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamıştır. Sonuç olarak, katman kalınlığının, 3B yazdırılan modellerin gerçekliğini veya kesinliğini etkilemediğini bildirmiştir (108). Bizim çalışmamızda katman kalınlığı, klinik olarak kabul edilebilir seviyede, 70 µm olarak belirlenmiştir.

Zhang ve ark. bir sistematik derlemede, ağız içi tarayıcılar kullanılarak alınan tam ark dijital implant ölçülerinin doğruluğu değerlendirmiş ve ilgili değişkenler analiz etmiştir. Yapılan incelemelere göre, taranan arkın, tarama sırasının, tarama aralığının, implant pozisyonunun, implant açısının, implant derinliğinin, implant bağlantısının, operatör deneyiminin, tarama parçalarının, intraoral tarayıcı tipinin, tarama stratejisi ve modifikasyon tekniğinin, ölçünün doğruluğuna etkileri olduğu görülmüştür. Dahil edilen çalışmaların sonuçlarına göre, ağız içi tarayıcılar kullanılarak alınan tam ark dijital implant ölçülerin klinik uygulama için yeterince doğru olmadığı tespit edilmiştir (150). Bu nedenle günümüzde hala tam ark implant destekli restorasyonların üretiminde tam dijital iş akışı tavsiye edilmemektedir. Revilla-León ve ark. çalışmasında baskı numunelerinin üretiminde yapay çeneyi dijitalleştirmek için bir laboratuvar dental tarayıcısı kullanmıştır. Gerekçe olarak laboratuvar tarayıcılarının, intraoral tarayıcılara göre, tarama protokolü, ortam ışığı tarama koşulları ve kullanım ve öğrenme dahil olmak üzere oluşabilecek hataları elimine ettiği ve daha yüksek bir tarama doğruluğuna sahip olduğu bildirilmiştir (151). Çalışmamızda, All-on-4 tedavi konsepti ile implant uygulanmış mandibular modellerin, yarı dijital iş akışına uygun olarak, laboratuvar tarayıcısı kullanılarak dijitalize edilmesi sağlandı.

3B baskının doğruluğu ve mekanik özellikleri, ışık yoğunluğu, objenin konumu, yapı açısı, kalınlık ve katman sayısı ve baskı destek yapısının konfigürasyonu gibi 3B

baskı işlemi sırasında ayarlanan parametrelerden etkilenebilir. Bu kombinasyonların heterojenliği de rapor edilmiştir (145).

3B baskı cihazlarıyla ilgili yapılan çalışmalarda doğruluk analizi, genelde 3 farklı metotla gerçekleştirilmiştir. (a) Referans modeller ve test modelleri arasında sırasıyla doğrusal ve açısal sapmaların veya üç boyutlu yüzey sapmalarının ölçümü; (b) Dayanaklar ve implant destekli altyapılar arasındaki marjinal uyumsuzluğun ölçümü; (c) Test modellerinde implant destekli altyapıların vidalanmasından sonra gerilme ölçümü. İmplantlar arasındaki doğrusal ve açısal mesafelerin değerlendirilmesi için farklı yöntemler kullanılmıştır. Bunlardan biri, modellerin standartlaştırılmış fotoğraflarında doğrusal mesafe ölçümleri yapılmasıdır (133, 152, 153). Bazı çalışmalarda ise, referans modellerinde ve test modellerinde implantlara vidalanan tarama parçaları arasındaki üç boyutlu yüzey sapmalarının sanal ölçümü ile ölçü doğruluğu değerlendirilmiştir (130, 131, 154-156). Bizim çalışmamızda, referans ve test gruplarındaki tüm modellerin implantlarına vidalanan tarama parçalarının üzerinde sabit bir nokta belirlenerek, bu noktalar arasındaki mesafelerin ölçümü gerçekleştirildi. Noktalar, tarama parçasının vida giriş yolunun tam ortasından geçecek şekilde belirlendi. Tüm ölçümler tek bir araştırmacı tarafından 3B analiz programı olan Geomagic Control X kullanılarak gerçekleştirildi.

Alçı modellerle karşılaştırıldığında baskı modellerin doğruluğu konusunda yayınlanmış sadece birkaç çalışma vardır (10, 157-159). Bu çalışmalar, basılı modellerin alçı modellerin yerine kullanılabileceği sonucuna varmıştır. Ancak bu çalışmalarda kullanılan örneklerin kesin sonuçlara varmak için yeterli olup olmadığı hakkında kesin bir veri bulunmamıştır (160). Bizim çalışmamızın sonucunda, All-on-4 tedavi konsepti uygulanan vakalarda da baskı modellerin konvansiyonel alçı modellerin alternatifi olabileceği sonucuna varıldı.

Kasparova ve ark. alçı modeller ve 3B baskı cihazıyla üretilen modellerin doğruluğunu karşılaştırmıştır. Çalışmada, tam dişli ortodontik bir tanı modeli referans olarak kullanılmıştır. Ölçümler, belirlenen referans noktalarından kumpas kullanılarak yapılmıştır. Sonuç olarak, 3B baskı ile üretilen modellerin doğruluğunun konvansiyonel modeller ile benzerlik gösterdiği ve klinik kullanımının uygun olduğu görülmüştür (161). Diş yüzeylerinde, referans noktası bulmak zor olduğundan ve ölçümlerin hassasiyeti operatöre bağlı olduğundan kumpasla ölçüm yöntemi çok güvenilir değildir. Bizim çalışmamızda doğal diş yerine implant kullanıldığından ve daha güvenilir

ölçümler yapabilmek amacıyla mekanik ölçüm yerine, bir dijital 3B analiz yazılımı kullanılmıştır. Tüm ölçümler, STL datalar üzerinde gerçekleştirilmiştir.

Bazı çalışmalar açılı ve paralel yerleştirilen implantların, dijital yöntemle elde edilen ölçülerinin doğruluğunu karşılaştırmıştır. Bu çalışmaların sonucunda açılı implantların dijital ölçüleri, paralel implantlara kıyasla önemli ölçüde farklılık göstermemiştir (132, 141-145). Bizim çalışmamızda da, açılı ve paralel yerleştirilen implantlar arasında doğruluk açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Jin ve ark. çalışmasında, Polyjet ve Kaynaştırılmış Birikim Modellemesi (FDM) ile ürettiği baskı modeller ile geleneksel alçı modellerin doğruluğunu karşılaştırmıştır. Çalışma sonucunda, tüm baskı modellerin hassasiyeti, alçı modellerden önemli ölçüde daha yüksek bulunmuştur (162). Bir başka çalışmada ise, benzer şekilde Stereolitografi (SLA) ve Polyjet baskı modelleri alçı modelleri ile doğruluk açısından karşılaştırılmış ve baskı modellerin daha hassas olduğunu bulmuşlardır (163). Bizim çalışmamızda da, baskı modellerin değerleri, referans modelin değerlerine daha yakın bulunmuştur. Bu sonuçtan yola çıkarak, baskı modellerin daha hassas üretilebildiği sonucuna varılabilir.

LCD baskı cihazlarıyla yapılan model doğruluk analiz çalışması literatürde oldukça azdır. Daha önce de belirtildiği gibi, Lo Giudice ve ark. yaptığı çalışmada, 2 adet LCD baskı cihazı ile üretilen maksiller tam ark dişli modellerinin doğruluğunu, SLA baskı cihazı ile üretilen aynı tip modellerle karşılaştırmıştır. İki giriş seviyesi LCD olan cihazların doğruluğunda, orijinal dijital modelle üst üste karşılaştırmada elde edilen karşılaştırmalı verileri doğrulayan istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır (100). Bizim çalışmamızın bu çalışmadan en büyük farkı, dişsiz bir çeneye implant uygulanmış bir model kullanılmış olmasıdır. Yüzey karşılaştırma işlemi, diş yüzeyleri, simante dayanaklar veya doku destekli protezlerin planlandığı vakalar için uygun bir doğruluk analizi iken, tam dişsiz bir çenede vida tutuculu bir restorasyon planlandığında, implantların pozisyonunun doğruluğu öne çıktığından, analiz yöntemi olarak lineer ölçümlerin kullanılması daha uygundur.

Bu cihazlarda, implant içeren çenelerin, veya tam dişsiz çenelerin doğruluğunun değerlendirilmesi için daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

Klinik olarak başarılı bir protez üretebilmek için implantların pozisyonlarının 3B olarak modele en doğru şekilde transfer edilmesi gerekmektedir. İmplantların konumları modele doğru aktarılamadığında, bu modelin üzerinde üretilecek protezin pasif uyuma

sahip olması mümkün olmayacaktır. Özellikle vida tutuculu restorasyonlarda bu durum oldukça elzemdir. Stabil olmayan protez vidaları, vida kırılması ve protezin gevşemesi gibi daha ciddi komplikasyonlara yol açabilir (160, 161). Bu durum, çalışmamızda doğruluk analizi yaparken implantlar arası mesafeyi ölçmemizdeki en önemli sebebi oluşturmaktadır.

Bazı çalışmalarda, doğruluk analizi oluşturulmasında 3B analiz programı yardımıyla yüzey çakıştırma işlemi uygulanmıştır (8, 163-168) Bazı çalışmalarda ise dijital kumpas yardımıyla, hem diş hem de ark üzerinde lineer ölçümler gerçekleştirilmiştir(167, 169-171) ya da 3B analiz yazılımı kullanılarak modelin dijital görüntüsü üzerinde dolaylı olarak ölçümler gerçekleştirilmiştir (8, 160, 166, 172). İmplant-doku destekli protezlerde veya siman tutuculu restorasyonların üretiminde, restorasyonun temas ettiği yüzeyler oldukça geniştir. Bu durumda, bu tip protezlerin model uyumunun kontrolünde yüzey çakıştırması yapılması daha anlaşılır görülmüştür. Öte yandan, vida tutuculu restorasyonlarda, protetik vidanın pasif bir şekilde dayanağa vidalanması restorasyonun model uyumunun sağlandığını gösterir. Dolayısıyla, implantların pozisyonlarının modeldeki konumunu değerlendirmenin, doğruluk analizi için daha kritik öneme sahip olduğu düşünüldü. Bu amaç doğrultusunda, 3B analiz programı olan Geomagic Control X kullanılarak, implantlara vidalanan tarama parçalarının, vidasının giriş yolunun tam ortasından geçen çizgiler referans alınarak, bu çizgilerin arasındaki mesafelerin ölçümleri gerçekleştirildi. Bohner ve ark. konvansiyonel ve dijital alınan ölçülerde, implanta vidalanmış tarama parçaları ile karşıt arkta yer alan dişlerin oklüzal yüzeyleri arasında 3B analiz yazılımı kullanarak ölçümler gerçekleştirmişlerdir. Ölçüm noktaları olarak, tarama parçasının tepe noktası ve premolar ile molar dişlerin santral fossası seçilmiştir (166). Bir başka çalışmada ise tam dişli bir çenede, yine 3B analiz yazılım programı kullanılarak ölçümler gerçekleştirilmiştir. Diş ölçümleri için meziodistal genişlik, mezial ve distal temas noktalarından orta yatay düzleme dik olan noktalar arasındaki mesafe ile ölçülmüştür. Dikey kuron yüksekliği ise, bir dişin kesici kenarından veya servikal yatay düzlemine kadar olan mesafe olarak belirlenmiştir (8). Bizim çalışmamızda dişsiz bir çenede implant uygulaması yapıldığından, ölçümleri standardize edebilmek amacıyla implant firması tarafından temin edilen tarama parçaları kullanılarak referans noktalar belirlenmiştir. Ölçümler gerçekleştirilmeden önce tüm modeller, Solidworks 2020 yazılım programında, düz bir zemine yerleştirildi. Kullandığımız referans model dişsiz

bir çeneyi simüle ettiğinden, referans bir düzlem oluşturma zorunluluğu meydana gelmiştir. Bu yazılım programı yardımıyla, tüm ölçümler standart tek bir düzlemde gerçekleştirilmiştir. Sonrasında tüm STL modellerde Geomagic Control X yazılım programına alınarak, implantlar arası mesafe ölçümleri gerçekleştirildi.

3B baskı modelleri ile ilgili yapılan doğruluk analiz çalışmalarında, kullanılan modellerin büyük bir kısmında dişler bulunmaktadır (10, 157, 160, 167, 170, 173-175). Bazı çalışmalarda bu dişli modellerde farklı sayılarda diş kayıpları simüle edilmiş, diş kaybedilen alanlarda implant uygulandığı durumlar değerlendirilmiştir (160, 166, 176). Papaspyridakos ve ark. yaptığı bir çalışmada, dişsiz bir mandibular çenede 4 adet dayanak seviyesi implant analoğu yerleştirdikten sonra, ağız içi tarayıcı kullanılarak dijital tarama gerçekleştirmiştir. Oluşturulan (STL) veri setleri, 3B baskı teknolojisi aracılığıyla CAD yazılım programına aktarılıp, 25 baskı modeli ve mandibular ana modeli bir laboratuvar tarayıcısı kullanılarak daha da dijitalleştirilmiştir. Bu STL veri setleri, sanal analiz için yazılım programında sayısallaştırılmış ana model ile yüzeyleri karşılaştırılmıştır (176). Bu çalışmada, yüzey karşıştırmaları ortalama bir düzlem oluşturularak gerçekleştirilmiştir. Yüzey karşıştırma işlemi yalnızca tarama parçaları üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise, CAD yazılım programı kullanarak, standart bir düzlem üzerinde modeller konumlandırılmış, ardından 3B analiz programında tarama parçaların giriş yolunun orta hattında saptanan noktalar referans alınarak hassas ölçümler gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamız in vitro olduğundan, dijital ve konvansiyonel ölçü aşamalarında intraoral ortam şartların simüle edilememesi, bu çalışmanın bir limitasyonudur.

Modellerin dijitalize edilmesi aşamasında hassas ve uygulayıcıya bağımlı olmaksızın tarama gerçekleştiren, bir laboratuvar tarayıcısı kullanıldı, bu aşamada hassasiyeti çok daha yüksek olan sanayi tipi bir referans tarayıcının kullanılmaması bu çalışmanın limitasyonlarından biridir. Fakat bu limitasyona rağmen yaptığımız çalışma, 3B baskı modellerin doğruluğu hakkında yeterli bilgi sunabilmektedir.

Konvansiyonel modellerin elde edilmesine kadar geçen sürede, uygulayıcıya bağlı olarak pek çok aşama geçirilmektedir. Kullanılan ölçü materyali, karıştırılan alçının toz likit oranı, tüm bu işlemi gerçekleştiren uygulayıcının el hassasiyeti gibi farklı aşamalarda hata yapılma olasılığı bulunmaktadır. Dijital diş hekimliğinde ise, tam dişsiz vakalar haricinde diğer tüm vakalarda tam dijital iş akışı ile protetik

restorasyonların üretilmesi mümkün hale geldi. Konvansiyonel sistemdeki ara aşamaların büyük çoğunluğu ortadan kaldırılarak, dijital ortamda modelleme yapılması ile doğruluğu kabul edilebilir seviyede modeller üretmek mümkün hale gelmiştir. Çalışmamızda baskı modellerin değerlerinin, referans modele daha yakın bulunmasının sebebinin, dijital sistemin getirdiği bu avantajlar olduğu düşünülmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

3B baskı tekniğiyle elde edilen modellerin doğruluk açısından elde edilen değerler, konvansiyonel alçı modellere kıyasla, referans modellere daha yakın bulunmuştur. Baskı modellerin değerleri, alçı modellerin değerleriyle, doğruluk açısından benzerdir. Bu sonuçların neticesinde, baskı modellerin kullanımı, alçı modeller gibi bir tercih sebebi olabilir.

Klinik anlamda elde edilen sonuç, baskı modellerin, hızlı elde edilebilmesi, deformasyon riskinin azlığı, kullanım kolaylığı ve de saklanabilirliğinin daha kolay olması sebebiyle alçı modellere kıyasla tercih edilebilir olmasıdır.

Çalışmamız in vitro olduğundan, konvansiyonel ve dijital ölçü aşamalarında ağız içindeki faktörlerin etkisi değerlendirilememiştir. İn vivo olarak yapılacak çalışmalarda bu faktörler de dahil edilerek model doğruluğunun, klinik etkisi daha iyi değerlendirilebilir.

Literatürde, tam dişsiz çenelerdeki modellerin implant varlığında veya implant yerleştirilmeksizin, 3B baskı cihazlarından üretilen modelleri üzerindeki boyutsal sapmaların değerlendirilmesi ile ilgili çalışma sayısı az olduğundan, bu konu ile ilgili çalışmalar yapılabilir. Ayrıca, All-on-4 tedavi konseptiyle implant yerleştirilmiş baskı modeller, veya farklı implant sayıları uygulanmış diğer modeller üzerine tasarlanabilecek sabit protetik restorasyonlar, ve bu restorasyonların malzeme çeşitliliği ile ilgili çalışma literatürde yer almamaktadır. Bu bilgiler ışığında, çeşitli tekniklerle üretilebilecek sabit protetik restorasyonların, baskı modeller ile marjinal uyumu değerlendirilebilir.

3B baskı cihazıyla yapılan çalışmalarda, numune boyutu hesaplaması, reçine malzemeleri ve/veya kür sonrası protokoller hakkında doğruluğunu değerlendiren sınırlı çalışmalar nedeniyle, bu baskı cihazların uygulanabilirliğini doğrulamak için bu tekniklerin daha fazla araştırılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Etemad-Shahidi Y, Qallandar OB, Evenden J, Alifui-Segbaya F, Ahmed KE. Accuracy of 3-Dimensionally Printed Full-Arch Dental Models: A Systematic Review. *J Clin Med*. 2020;9(10), 3357.
2. Dawood A, Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *BDJ*. 2015;219:521-9.
3. Wesemann C, Muallah J, Mah J, Bumann A. Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. *Quintessence Int*. 2017;48(1):41-50.
4. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater*. 2016;32(1):54-64.
5. Moser N, Santander P, Quast A. From 3D imaging to 3D printing in dentistry - a practical guide. *Int J Comput Dent*. 2018;21(4):345-56.
6. Moon W, Kim S, Lim BS, Park YS, Kim RJ, Chung SH. Dimensional Accuracy Evaluation of Temporary Dental Restorations with Different 3D Printing Systems. *Materials (Basel)*. 2021;14(6), 1487.
7. Zhang ZC, Li PL, Chu FT, Shen G. Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *J Orofac Orthop*. 2019;80(4):194-204.
8. Kim SY, Shin YS, Jung HD, Hwang CJ, Baik HS, Cha JY. Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2018;153(1):144-53.
9. Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2017;152(4):557-65.

10. Hazeveld A, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(1):108-15.
11. American Academy of Implant Dentistry. Glossary of implant terms. *J Oral Implantol.* 1986;12(2):284-94.
12. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*: Elsevier Mosby; 2005.
13. Laney W. Oral and endorsing organizations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32:Gi-G200:75.
14. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
15. Sandallı P. *Oral İmplantoloji*. Erler Matbaacılık, İstanbul. 2000.
16. Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:2-9.
17. Eckert SE, Koka S. *Osseointegrated dental implants. The Bionic Human*: Springer; 2006. p. 603-18.
18. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(3):405–414.
19. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent.* 2011;105(1):5-13.
20. The glossary of prosthodontic terms: *J Prosthet Dent*; 2005;94(1):10-92.
21. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):592-9.
22. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent.* 1996;75(3):314-25.

23. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1999;12(2):167-78.
24. Şahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10(2):85-92.
25. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(5):660-6.
26. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3(1):9-16.
27. Augthun M, Conrads G. Microbial findings of deep peri-implant bone defects. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(1):106-12.
28. Leonhardt Å, Renvert S, Dahlén G. Microbial findings at failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(5):339-45.
29. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999;81(1):7-13.
30. Lee H, So JS, Hochstedler J, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2008;100(4):285-91.
31. Alikhasi M, Siadat H, Monzavi A, Momen-Heravi F. Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: Effect on marginal discrepancy. *J Oral Implantol.* 2011;37(6):649-57.
32. Martínez-Rus F, García C, Santamaría A, Özcan M, Pradíes G. Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels. *Implant Dent.* 2013;22(3):268-76.
33. Gökçen-Rohlig B, Öngül D, Sancakli E, Sermet B. Comparative evaluation of the effects of implant position, impression material, and tray type on implant impression accuracy. *Implant Dent.* 2014;23(3):283-8.
34. Zen BM, Soares EF, Rodrigues MA, Luthi LF, Consani RLX, Mesquita MF, et al. Comparison of the accuracy of different transfer impression techniques for osseointegrated implants. *J Oral Implantol.* 2015;41(6):662-7.

35. Al Quran FA, Rashdan BA, Abu Zomar AA, Weiner S. Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int.* 2012;43(2):119-25.
36. Engel SE, Kiely DK, Mitchell SL. Satisfaction with end-of-life care for nursing home residents with advanced dementia. *J Am Geriatr Soc.* 2006;54(10):1567-72.
37. Hariharan R, Shankar C, Rajan M, Baig MR, Azhagarasan N. Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(1):38-44.
38. Heidari B, Fallahi S, Izadi A. Effect of dental implant placement angulation and splinted and non-splinted impression techniques on the accuracy of impressions in two 3i and dio implant systems. *Int J Biol Pharm Allied Sci.* 2016;5:3296-319.
39. Nakhaei M, Madani AS, Moraditalab A, Haghi HR. Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants. *Dent Res J.* 2015;12(5):431-7.
40. Enkling N, Bayer S, Jöhren P, Mericske-Stern R. Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(1):144-51.
41. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12:63-76.
42. Akalin ZF, Ozkan YK, Ekerim A. Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(1):149-57.
43. Aguilar ML, Elias A, Vizcarrondo CET, Psoter WJ. Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *J Prosthet Dent.* 2010;103(4):202-9.
44. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental impression materials and techniques. *Dent Clin.* 2017;61(4):779-96.
45. Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions. *J Am Dent Assoc.* 2008;139(6):761-3.

46. Ribeiro P, Herrero-Climent M, Díaz-Castro C, Ríos-Santos JV, Padrós R, Mur JG, et al. Accuracy of implant casts generated with conventional and digital impressions—an in vitro study. *Int J Environ Res Public Health*. 2018;15(8):1599.
47. Galhano GÁP, Pellizzer EP, Mazaro JVQ. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg*. 2012;23(6):575-9.
48. Kurtzman GM, Dompkowski DE. Using digital impressions and CAD/CAM in implant Dent. *Dent Today*. 2014;33(3):114-7.
49. Palin W, Burke FT. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update*. 2005;32(10):566-72.
50. Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int*. 1998;29(5):285-96.
51. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*. 2015;46(1):9-17.
52. Mutwalli H, Braian M, Mahmood D, Larsson C. Trueness and precision of three-dimensional digitizing intraoral devices. *Int J Dent*. 2018;26;5189761.
53. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent*. 2015;18(2):101-29.
54. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng*. 2017;2017:8427595.
55. Pandita A, Jain T, Yadav NS, Feroz S, Diwedi A. Evaluation and comparison of dimensional accuracy of newly introduced elastomeric impression material using 3D laser scanners: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 2013;14(2):265-8.
56. Güth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*. 2013;17(4):1201-8.
57. Bakıç H, Kocacıklı M, Korkmaz T. Diş Hekimliğinde Güncel İntraoral Tarayıcılar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 31(2):289-304.

58. Silva SCR, Messias AM, Abi-Rached FdO, De Souza RF, Reis JMdSN. Accuracy of gypsum casts after different impression techniques and double pouring. *PloS one*. 2016;11(10):e0164825.
59. Ellakwa A, Al-Abidi K. The effect of adding a stone base on the accuracy of working casts using different types of dental stone. *J Contemp Dent Pract*. 2006;7(4):17-28.
60. Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(3):371-5.
61. Kim S, Nicholls JI, Han C-H, Lee K-W. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(5):747-55.
62. Rekow ED. Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *J Am Dent Assoc*. 2006;137:5-6.
63. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(9):1289-96.
64. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K-H, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res*. 1997;76(11):1799-807.
65. Hewlett E, Orro M, Clark G. Accuracy testing of three-dimensional digitizing systems. *Dent Mater*. 1992;8(1):49-53.
66. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent*. 1995;74(3):223-9.
67. Quick D, Holtan J. Use of a scanning laser three-dimensional digitizer for analysis of Dental Materials. *Biomed Instrum Technol*. 1991;25(1):60-7.
68. Rudolph H, Quaas S, Luthardt R. Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent*. 2002;5(2-3):155-64.
69. Luthardt RG, Kühmstedt P, Walter MH. A new method for the computer-aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. *Dent Mater*. 2003;19(1):19-24.
70. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after

- direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont*. 2004;17(6):680-5.
71. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent*. 2006;95(3):194-200.
72. Vlaar ST, van der Zel JM. Accuracy of dental digitizers. *Int Dent J*. 2006;56(5):301-9.
73. DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko C-C, Douglas W. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *J Dent Res*. 2003;82(6):438-42.
74. Brosky ME, Pesun IJ, Lowder PD, DeLong R, Hodges JS. Laser digitization of casts to determine the effect of tray selection and cast formation technique on accuracy. *J Prosthet Dent*. 2002;87(2):204-9.
75. Brick EM, Rudolph H, Arnold J, Luthardt RG. Analysis of three-dimensional sinter shrinkage of copings made from alumina in an innovative direct shaping process. *Comput Med Imaging Graph*. 2004;28(3):159-65.
76. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505-11.
77. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent*. 2007;35(12):903-8.
78. Lemos L, Rebello I, Vogel C, Barbosa M. Reliability of measurements made on scanned cast models using the 3Shape R700 scanner. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(6):20140337.
79. Kumar A, Ghafoor H. Rapid prototyping: a future in orthodontics. *J Orthod Res*. 2016;4(1):1.
80. Wiranto MG, Engelbrecht WP, Nolthenius HET, van der Meer WJ, Ren Y. Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;143(1):140-7.

81. Suese K. Progress in digital dentistry: The practical use of intraoral scanners. *Dent. Mater. J.* 2020;39(1):52-56.
82. Pettenò D, Schierano G, Bassi F, Bresciano ME, Carossa S. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2000;13(5):405-8.
83. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater.* 2008;24(10):1311-5.
84. Suleiman SH, von Steyern PV. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(5):1280-9.
85. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentals of fixed prosthodontics*: Quintessence Publishing Company Chicago, IL; 1997.
86. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1988;117(6):715-20.
87. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent.* 1991;1(2):150-4.
88. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin.* 2011;55(3):559-70.
89. Mühlemann S, Hjerpe J, Hämmerle CHF, Thoma DS. Production time, effectiveness and costs of additive and subtractive computer-aided manufacturing (CAM) of implant prostheses: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32 Suppl 21:289-302.
90. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *J Dent.* 2015;16(1):1.
91. Witkowski S. CAM in der Zahntechnik: Buyer's Guide 2003. *Zahntech Mag.* 2002;6:696-709.
92. Petzold R, Zeilhofer H-F, Kalender W. Rapid prototyping technology in medicine basics and applications. *Comput Med Imaging Graph.* 1999;23(5):277-84.
93. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyp J.* 2009;16(1): 1–9.

94. Torabi K, Ahangari A, Salehi S, Motamedi M. A comparison of fracture resistance of zirconia copings made with CAD/CAM technology and slip casting technique. J Dent. 2011;12(4):327-33.
95. Ardekani KT, Ahangari AH, Farahi L. Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2012;6(2):42-8.
96. Vojdani M, Torabi K, Farjood E, Khaledi A. Comparison the marginal and internal fit of metal copings cast from wax patterns fabricated by CAD/CAM and conventional wax up techniques. J Dent. 2013;14(3):118-29.
97. Sürmen HK. Eklemeli İmalat (3B Baskı): Teknolojiler ve Uygulamalar. Uludağ University Journal of The Faculty of Engineering. 2019;24(2):373-92.
98. Özkan DÇ. Hızlı Prototipleme Teknolojisinin Gelişimi, Çeşitleri ve İmalat Sektöründe Sağladığı Avantajlar. MMO. Mühendis ve Makine. Cilt 3, Sayı 1, Sayfa 34-41,2019.
99. Tancu A, Pantea M, Totan A, Tanase M, Imre M. 3D printed dental models. Mater. Plast. 2019;56:51-4.
100. Hull CW. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. United States Patent, Appl, No 638905, Filed. 1986;11:1-4.
101. Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Three-dimensional printing technology. J Clin Orthod. 2014;48(8):475-85.
102. Kai CC. Three-dimensional rapid prototyping technologies and key development areas. Comput. control eng. j. 1994;5(4):200-6.
103. Prinz FB, Atwood CL, Aubin RF, Beaman JJ, Brown RL, Fussell PS, et al. Rapid prototyping in Europe and Japan. Center for Advanced Technology. 1997;102:148.
104. Gibson I, Cheung L, Chow S, Cheung W, Beh S, Savalani M, et al. The use of rapid prototyping to assist medical applications. Rapid Prototyp J. 2006;12(1):53–58.
105. Jeng JY, Chen CY, Chen SK, Chen RS. Application of a micro-CT scan to tooth crown dimensions measurement and CAD model construction for rapid prototyping. J Chin Soc Mech Eng. 2000;21(3):321-4.

106. Bibb R, Eggbeer D, Williams R. Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. *Rapid Prototyp J*. 2006;12(2):95 –99.
107. Kai CC, Meng CS, Ching LS, Teik LS, Aung SC. Facial prosthetic model fabrication using rapid prototyping tools. *Integr Manuf Syst*. 2000;11(1):42-53.
108. Lo Giudice A, Ronsivalle V, Rustico L, Aboulazm K, Isola G, Palazzo G. Evaluation of the accuracy of orthodontic models prototyped with entry-level LCD-based 3D printers: a study using surface-based superimposition and deviation analysis. *Clin Oral Investig*. 2022;26(1):303-12.
109. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater*. 2020;5(1):110-5.
110. Kurenov SN, Ionita C, Sammons D, Demmy TL. Three-dimensional printing to facilitate anatomic study, device development, simulation, and planning in thoracic surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2015;149(4):973-9.
111. Sinn DP, Cillo Jr JE, Miles BA. Stereolithography for craniofacial surgery. *J Craniofac Surg*. 2006;17(5):869-75.
112. Van Assche N, Van Steenberghe D, Guerrero M, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, et al. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study *J Clin Periodontol*. 2007;34(9):816-21.
113. Dawood A, Tanner S, Hutchison I. Computer guided surgery for implant placement and dental rehabilitation in a patient undergoing sub-total mandibulectomy and microvascular free flap reconstruction. *J Oral Implantol*. 2013;39(4):497-502.
114. Sanna AM, Molly L, van Steenberghe D. Immediately loaded CAD-CAM manufactured fixed complete dentures using flapless implant placement procedures: a cohort study of consecutive patients. *J Prosthet Dent*. 2007;97(6):331-9.
115. Tardieu PB, Vrielinck L, Escolano E, Henne M, Tardieu A-L. Computer-assisted implant placement: scan template, simplant, surgiguide, and SAFE system. *Int J Periodontics Restor Dent*. 2007;27(2):141-9.

116. Salmi M, Paloheimo K-S, Tuomi J, Wolff J, Mäkitie A. Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). *J Craniomaxillofac Surg.* 2013;41(7):603-9.
117. Liang X, Lambrichts I, Sun Y, Denis K, Hassan B, Li L, et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *Eur J Radiol.* 2010;75(2):270-4.
118. Krishnan S, Dawood A, Richards R, Henckel J, Hart A. A review of rapid prototyped surgical guides for patient-specific total knee replacement. *J Bone Jt Surg Br Vol Orthop Proc.* 2012;94(11):1457-61.
119. Flügge TV, Nelson K, Schmelzeisen R, Metzger MC. Three-dimensional plotting and printing of an implant drilling guide: simplifying guided implant surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013;71(8):1340-6.
120. Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang C, Zhang G, Xu Z. Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1088-95.
121. Pinto JM, Arrieta C, Andia ME, Uribe S, Ramos-Grez J, Vargas A, et al. Sensitivity analysis of geometric errors in additive manufacturing medical models. *Med Eng Phys.* 2015;37(3):328-34.
122. Unkovskiy A, Bui PH-B, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater.* 2018;34(12):324-33.
123. Alharbi N, Wismeijer D, Osman RB. Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *Int J Prosthodont.* 2017;30(5):474–484.
124. Kluska E, Gruda P, Majca-Nowak N. The accuracy and the printing resolution comparison of different 3D printing technologies. *Trans Aerosp Electron Syst.* 2018;2018(3):69-86.
125. Crivello JV. UV and electron beam-induced cationic polymerization. *Nucl Instrum Methods Phys Res B.* 1999;151(1-4):8-21.

126. Nowacki B, Kowol P, Koziół M, Olesik P, Wieczorek J, Wacławiak K. Effect of Post-Process Curing and Washing Time on Mechanical Properties of mSLA Printouts. *Mater.* 2021;14(17):4856.
127. Mendricky R. Determination of measurement accuracy of optical 3D scanners. *MM Sci J.* 2016;183(12):1565-1572.
128. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J prosthet Dent.* 1983;50:399-410.
129. Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(6):836-55.
130. Kurtulmus-Yilmaz S, Ozan O, Ozcelik TB, Yagiz A. Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *J Dent.* 2014;42(12):1551-9.
131. Calesini G, Zarone F, Sorrentino R, Micarelli C, Fabianelli A, Papacchini F, et al. Effect of 2 impression techniques on the dimensional accuracy of working implant prosthesis models: an in vitro study. *J Craniofac Surg.* 2014;25(3):822-7.
132. Ehsani S, Siadat H, Alikhasi M. The effect of implant connection length on the dimensional impression accuracy of inclined implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(6):e315-20.
133. Hazboun GBA, Masri R, Romberg E, Kempler J, Driscoll CF. Effect of implant angulation and impression technique on impressions of NobelActive implants. *J Prosthet Dent.* 2015;113(5):425-31.
134. Howell KJ, McGlumphy EA, Drago C, Knapik G. Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(1):228-40.
135. Lin WS, Harris BT, Elathamna EN, Abdel-Azim T, Morton D. Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(1):102-9.
136. Papaspyridakos P, Chen CJ, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber HP, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely

- edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(4):836-45.
137. Shankar SD, Doddamani S. To evaluate and compare the accuracy of definitive casts using various splinting methods on implant level impressions in All-on-Four treatment: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2020;20(2):193-201.
 138. Lee SJ, Cho SB. Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *J Adv Prosthodont*. 2011;3(4):177-85.
 139. Gupta S, Narayan AI, Balakrishnan D. In Vitro Comparative Evaluation of Different Types of Impression Trays and Impression Materials on the Accuracy of Open Tray Implant Impressions: A Pilot Study. *Int J Dent*. 2017;2017:6306530.
 140. Baig MR. Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(4):869-80.
 141. Saini HS, Jain S, Kumar S, Aggarwal R, Choudhary S, Reddy NK. Evaluating the Effect of Different Impression Techniques and Splinting Methods on the Dimensional Accuracy of Multiple Implant Impressions: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract*. 2018;19(8):1005-12.
 142. Bonada J, Muguruza A, Fernández-Francos X, Ramis X. Influence of exposure time on mechanical properties and photocuring conversion ratios for photosensitive materials used in additive manufacturing. *Procedia Manuf*. 2017;13:762-9.
 143. Reymus M, Lümke mann N, Stawarczyk B. 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *Int J Comput Dent*. 2019;22(3):231-7.
 144. Kim D, Shim J-S, Lee D, Shin S-H, Nam N-E, Park K-H, et al. Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed crown and bridge materials. *Polym J*. 2020;12(11):2762.
 145. Shin SH, Doh RM, Lim JH, Kwon JS, Shim JS, Kim JE. Evaluation of Dimensional Changes According to Aging Period and Postcuring Time of 3D-Printed Denture Base Prostheses: An In Vitro Study. *Materials (Basel)*. 2021;14(20):6185.
 146. Leggat PA, Kedjarune U. Toxicity of methyl methacrylate in dentistry *Int Dent J*. 2003;53(3):126-31.

147. Bakopoulou A, Papadopoulos T, Garefis P. Molecular toxicology of substances released from resin-based dental restorative materials. *Int J Mol Sci.* 2009;10(9):3861-99.
148. Hwangbo NK, Nam NE, Choi JH, Kim JE. Effects of the Washing Time and Washing Solution on the Biocompatibility and Mechanical Properties of 3D Printed Dental Resin Materials. *Polym J. (Basel).* 2021;13(24):4410.
149. Xu Y, Xepapadeas AB, Koos B, Geis-Gerstorfer J, Li P, Spintzyk S. Effect of post-rinsing time on the mechanical strength and cytotoxicity of a 3D printed orthodontic splint material. *Dent Mater.* 2021;37(5):314-27.
150. Zhang Y-J, Shi J-Y, Qian S-J, Qiao S-C, Lai H-C. Accuracy of full-arch digital implant impressions taken using intraoral scanners and related variables: A systematic review. *Int J Oral Implantol.* 2021;14:157-79.
151. Revilla-León M, Fogarty R, Barrington JJ, Zandinejad A, Özcan M. Influence of scan body design and digital implant analogs on implant replica position in additively manufactured casts. *J Prosthet Dent.* 2020;124(2):202-10.
152. Ibrahim TO, Ghuneim WA. Composite resin versus two different splinting techniques on evaluation of impression accuracy for dental implants. *Life Sci J.* 2013;10(12s):1013-18.
153. Rutkunas V, Sveikata K, Savickas R. Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2012;25(5):512-5.
154. Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: A comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(11):1360-7.
155. Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(6):715-9.
156. Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(6):676-81.

157. Kasparova M, Grafova L, Dvorak P, Dostalova T, Prochazka A, Eliasova H, et al. Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models. *Biomed Eng Online*. 2013;12:49.
158. Saleh WK, Ariffin E, Sherriff M, Bister D. Accuracy and reproducibility of linear measurements of resin, plaster, digital and printed study-models. *J Orthod*. 2015;42(4):301-6.
159. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod*. 2008;35(3):191-201
160. Camardella LT, de Vasconcellos Vilella O, Breuning H. Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2017;151(6):1178-87.
161. Kasparova M, Grafova L, Dvorak P, Dostalova T, Prochazka A, Eliasova H, et al. Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models. *Biomed Eng Online*. 2013;12(1):1-11.
162. Jin SJ, Jeong ID, Kim JH, Kim WC. Accuracy (trueness and precision) of dental models fabricated using additive manufacturing methods. *Int J Comput Dent*. 2018;21(2):107-13.
163. Jin SJ, Kim DY, Kim JH, Kim WC. Accuracy of Dental Replica Models Using Photopolymer Materials in Additive Manufacturing: In Vitro Three-Dimensional Evaluation. *J Prosthodont*. 2019;28(2):557-62.
164. Choi JW, Ahn JJ, Son K, Huh JB. Three-dimensional evaluation on accuracy of conventional and milled gypsum models and 3D printed photopolymer models. *Materials*. 2019;12(21):3499.
165. Joda T, Matthisson L, Zitzmann NU. Impact of Aging on the Accuracy of 3D-Printed Dental Models: An In Vitro Investigation. *J Clin Med*. 2020;9(5):1436.
166. Bohner L, Hanisch M, De Luca Canto G, Mukai E, Sesma N, Neto PT. Accuracy of Casts Fabricated by Digital and Conventional Implant Impressions. *J Oral Implantol*. 2019;45(2):94-9.
167. Camardella LT, Vilella OV, van Hezel MM, Breuning KH. Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models. *J Orolfac Orthop*. 2017;78(5):394-402.

168. Cho SH, Schaefer O, Thompson GA, Guentsch A. Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. *J Prosthet Dent.* 2015;113(4):310-5.
169. Aly P, Mohsen C. Comparison of the accuracy of three-dimensional printed casts, digital, and conventional casts: an in vitro study. *Eur J Dent.* 2020;14(02):189-93.
170. Brown GB, Currier GF, Kadioglu O, Kierl JP. Accuracy of 3-dimensional printed dental models reconstructed from digital intraoral impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;154(5):733-9.
171. Cuperus AMR, Harms MC, Rangel FA, Bronkhorst EM, Schols JG, Breuning KH. Dental models made with an intraoral scanner: a validation study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142(3):308-13.
172. Nestler N, Wesemann C, Spies BC, Beuer F, Bumann A. Dimensional accuracy of extrusion-and photopolymerization-based 3D printers: In vitro study comparing printed casts. *J Prosthet Dent.* 2021;125(1):103-10.
173. Sherman SL, Kadioglu O, Currier GF, Kierl JP, Li J. Accuracy of digital light processing printing of 3-dimensional dental models *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020;157(3):422-8.
174. Dietrich CA, Ender A, Baumgartner S, Mehl A. A validation study of reconstructed rapid prototyping models produced by two technologies. *Angle Orthod.* 2017;87(5):782-7.
175. Burde AV, Gasparik C, Baciuc S, Manole M, Dudea D, Câmpian RS, editors. Three-dimensional accuracy evaluation of two additive manufacturing processes in the production of dental models. *Key Eng Mater.* 2017;752:119-125.
176. Papaspyridakos P, Chen YW, Alshawaf B, Kang K, Finkelman M, Chronopoulos V, et al. Digital workflow: In vitro accuracy of 3D printed casts generated from complete-arch digital implant scans. *J Prosthet Dent.* 2020;124(5):589-93.