

T.C
EGE ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi



**FARKLI ÖLÇÜ YÖNTEMLERİ KULLANILARAK ELDE
EDİLEN MODELLERİN DOĞRULUKLARININ *in-vitro*
KOŞULLARDA KARŞILAŞTIRILMASI**

Uzmanlık Tezi

Diş Hekimi

Tuğçe KIZILTUĞ

Danışman

Prof. Dr. Bülent GÖKÇE

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

İzmir

2021

T.C
EGE ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi

**FARKLI ÖLÇÜ YÖNTEMLERİ KULLANILARAK ELDE
EDİLEN MODELLERİN DOĞRULUKLARININ *in-vitro*
KOŞULLARDA KARŞILAŞTIRILMASI**

Uzmanlık Tezi

Diş Hekimi

Tuğçe KIZILTUĞ

Danışman

Prof. Dr. Bülent GÖKÇE

Bu araştırma Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinatörlüğü tarafından 22565 proje numarası ile desteklenmiştir.

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

İzmir-2021

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

Başkan (Danışman): Prof. Dr. Bülent GÖKÇE

Üye : Prof. Dr. Mine DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU

Üye : Doç. Dr. Ender AKAN

Uzmanlık Tezinin kabul edildiği tarih : 27.09.2021

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince tüm klinik deneyim ve bilgilerini benimle paylaşan, her fırsatta yeni bir şeyler öğretip yol gösteren, hatalarımda desteğini esirgemeyen, bütün imkanlarını bizlerle paylaşan, pratik çözümleri ve zekâsı ile klinik bakış açımı genişleten, tez çalışmamda büyük emek ve katkıları olan, hakkını ödeyemeyeceğim mesleki anlamda her zaman örnek alacağım saygıdeğer hocam Prof. Dr. Bülent GÖKÇE'ye,

Uzmanlık eğitimimde büyük katkıları olan, sorularımı sabırla cevaplayan, yardıma ihtiyacım olduğunda desteğini her zaman hissettiğim, tez çalışmamın oluşturulmasında büyük katkı sağlayan, değerli hocam Prof. Dr. Mine DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU'na,

Klinik tecrübe ve bilgileri ile uzmanlık eğitimimde büyük emekleri olan, birlikte çalışma şansına eriştiğim, her zaman yol gösteren sayın hocam Prof. Dr. Erhan ÇÖMLEKOĞLU'na,

Tez jürisinde yer alarak destek olan İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi öğretim üyesi Doç. Dr. Ender AKAN'a,

Tezimdeki katkılarından dolayı Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyesi ve asistanlarına,

Eğitimim süresince hepsi ile ayrı ayrı çalışarak tecrübelerinden yararlandığım, mesleki bakış açımı genişleten başta anabilim dalı başkanı Prof. Dr. T. Övül KÜMBÜLOĞLU, öğretim üyesi Pro. Dr. Mehmet SONUGELLEN, öğretim üyesi Prof. Dr. Ebru ÇAL, öğretim üyesi Prof. Dr. Gülcan ÇOŞKUN AKAR ve diğer öğretim üyelerine,

Bu süreçte beraber çalıştığım desteklerini esirgemeyen başta Dt. Elif AYGÜN ÇİMENTEPE, Dt. Buse KARATAY ŞİBAL, Dt. Beril KOYUNCU, Dt. Ayşegül KOŞDAŞ ve diğer tüm asistan arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemi sağlayan, maddi manevi tüm imkanları ile en az benim kadar emek veren en büyük destekçilerim sevgili aileme en içten teşekkürlerimle...

ÖZET

Farklı ölçü yöntemleri kullanılarak elde edilen modellerin doğruluklarının *in-vitro* koşullarda karşılaştırılması

Amaç: İmplant destekli protez yapımında kullanılan ölçü yöntemleri model doğruluklarını etkilemektedir. Geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında dijital olarak üretilen çalışma modellerinin doğruluğu hakkında yeterli bilgi yoktur. Bu *in-vitro* çalışmanın amacı dijital ve geleneksel yöntemlerle üretilen çalışma modellerinin boyutsal doğruluğunu karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: 4 ve 6 adet doku seviyesi (tissue-level) implant (Implantswiss, Yverdon-les-Bains, İSVİÇRE) yerleştirilmiş iki adet tam dişsiz fotopolimer rezin (FormLabs, Massachusetts, ABD) referans model elde edildi. Konvansiyonel ölçü grubu için her fotopolimer rezin referans modelden açık ölçü tekniği ve polieter ölçü maddesi (Impregum Soft, 3MEspe, Minnesota, ABD) kullanılarak alınan 7 adet ölçüye tip 4 alçı döküldü ve 14 adet çalışma modeli elde edildi. (n=7/grup)

Dijital ölçü grupları için her referans model laboratuvar tarayıcısı CAMcube D15 Scanner (Camcube/ Montreal/KANADA) ile 7 defa taranarak ve elde edilen 14 STL (Standart Mozaikleme Dili) dosyası SLA tip Form 2 (Formlabs/Somerville/Massachusetts/ABD) yazıcıya aktarıldı. Her tarama için 7 adet fotopolimer rezin model elde edildi (Toplam:98 n=49/ grup)

2 adet referans (kontrol), 14 adet alçı ve 98 adet rezin (çalışma) model laboratuvar tarayıcısı ile taranarak elde edilen STL formatındaki verilerin doğruluklarının kıyaslanabilmesi için kontrol yazılımı (Geomagic Control 2015) kullanılarak üç boyutlu karşılaştırılması yapıldı. Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

Nümerik değişkenlerin Normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk ($n < 50$) testiyle incelendi. Nümerik değişkenler ortalama ve standart sapma ve medyan (min-max) olarak verildi. X, Y, Z düzlemlerindeki ölçümlerinin mutlak değerleri alınarak ortalaması hesaplanmıştır. 2x2 Faktöriyel ANOVA (Varyans Analizi) ile x, y, z düzlemlerindeki ölçümler için grup (rezin model-alçı model) etkisi, implant analog (4 adet-6 adet) etkisi ve Grup X Analog etkileşimi incelenmiştir. Tüm hipotezler için anlamlılık düzeyi 0.05 kabul edildi.

Bulgular: Dört adet implant analogu içeren rezin referans model (Referans 1) ile aynı sayıda implant analogu içeren alçı çalışma modellerinin (A4 Grup) tüm düzlemlerde kıyaslamaları yapıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p<0.05$) Altı adet implant analogu içeren rezin referans model (Referans 2) ile aynı sayıda implant analogu içeren alçı çalışma modellerinin (A6 Grup) tüm düzlemlerde yapılan karşıştırmalar sonucunda anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p<0.05$)

Rezin referans (1) model ile aynı sayıda analog içeren rezin çalışma modellerinin (R41-R42-R43-R44-R45-R46-R47) alt gruplarının ortalama yer değiştirme miktarları kıyaslandığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p<0.05$) Benzer şekilde Rezin referans (2) model ile aynı sayıda analog içeren rezin çalışma modellerinin (R61-R62-R63-R64-R65-R66-R67) alt gruplarının ortalama yer değiştirme miktarları kıyaslandığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p<0.05$)

Aynı sayıda implant analogu içeren çalışma modellerinin (A4 Grup- R4 Grup) alt gruplarının tüm düzlemlerdeki karşıştırmalarının yer değiştirme miktarlarının ortalamaları alınarak yapılan kıyaslamalarda sayısal farklılıklar gözlense de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. ($p<0.05$) Benzer şekilde aynı sayıda implant analogu içeren çalışma modellerinin (A6 Grup- R6 Grup) alt gruplarının tüm düzlemlerdeki karşıştırmalarının yer değiştirme miktarlarının ortalamaları alınarak yapılan doğruluk kıyaslamalarında sayısal farklılıklar gözlense de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. ($p<0.05$)

Dört adet implant analogu içeren rezin referans modelin her bir taramasından elde edilen toplam 49 model 7'şerli olarak gruplandırıldı (R41-R42-R43-R44-R45-R46-R47) ve kendi içlerinde yapılan üç boyutlu karşıştırmalar sonucunda alt grupların yer değiştirme miktarlarının ortalamaları alınarak yapılan doğruluk kıyaslamalarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p<0.05$) Benzer şekilde aynı işlemler altı adet implant analogu içeren rezin çalışma modellerinin birbirlerine göre yapılan kıyaslamalarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p<0.05$)

Sonuç: Tam dişsizlik vakalarında farklı ölçü yöntemleri kullanılarak elde edilen modellerin doğrulukları kıyaslandığında altın standart olan splintli açık kaşık ölçü tekniğine alternatif laboratuvar tarayıcıları kullanılarak alınan dijital ölçülerde benzer sonuçlar elde edilmiştir. Üç boyutlu yazıcılar kullanılarak elde edilen rezin esaslı modeller alçı modellerle benzer doğruluk göstermiştir. Rezin modeller klinik kullanım

için gelişmeye açık değerlendirilebilir. Üç boyutlu üretim teknolojisini kullanan cihazların üretim hassasiyeti uygun şartlarda klinik kullanım için uygundur.

Anahtar kelimeler: Dişsiz ene, Dijital ölü, Konvansiyonel ölü, Ü boyutlu üretim, Ölü doğruluğu

ABSTRACT

Accuracy comprasion of casts made from digital or conventional implant impression (*in-vitro* study)

Aim: Impression technique may affect the accuracy of the definitive cast and information regarding the accuracy of digitally fabricated casts compared to conventional method is lacking. The purpose of this in vitro study was to compare the dimensional accuracy of casts obtained by digital and conventional methods. The hypothesis was that printed casts obtained by digital impressions would be more accurate than the plaster casts generated from conventional impression technique.

Material and methods: Two edentulous photopolymer resin (FormLabs, Massachusetts, USA) reference models with 4 and 6 tissue-level implants analogs (Implantswiss, Yverdon-les-Bains, SWITZERLAND) were obtained. For conventional impression group, 7 impressions were made via a 1-step single viscosity technique with polyether material (Impregum Soft, 3MESPE, Minnesota, USA) of each photopolymer reference model, and impressions were poured with type IV dental stone (Total: 14, n=7/group)

For digital impression groups, each of two reference models was scanned 7 times by a laboratory scanner CAMcube D15 Scanner (Camcube/ Montreal/CANADA) and 14 STL (Stereolithography) files obtained from the scanning process were transferred into a 3-Dimensional (3D) printer Form 2 (Formlabs/Somerville/Massachusetts/USA) and then seven casts for each scan were printed with photopolymer resin (FormLabs, Massachusetts, USA) (Total:98, n=49/group, n=7/subgroup).

Two reference models, 14 plaster and 98 resin casts were digitized with the laboratory scanner. Test groups STL datasets were superimposed to reference models STL in inspection software (Geomagic control 2015) to calculate accuracy of models. The data was evaluated statistically. Data was analyzed using 2X2 ANOVA followed by Shapiro-Wilk ($n < 50$) tests to detect significance between groups.

Result: There was no significant difference between the reference model with 4 tissue-level implant analogs and conventional impression group A4 (n=7) in terms of cast accuracy with the 3D superimposition method. ($p<0.05$) There was no significant difference between the reference model with 6 tissue-level implant analogs and conventional impression group A6 (n=7) in terms of cast accuracy with the 3D superimposition method. ($p<0.05$)

There was no significant difference between the reference model with 4 tissue-level implant analogs and digital impression group/subgroup R41, R42, R43, R44, R45, R46 and R47 (n=49) in terms of cast accuracy with the 3D superimposition method. ($p<0.05$) There was no significant difference between the reference model with 6 tissue-level implant analogs and digital impression group/subgroup R61, R62, R63, R64, R65, R66 and R67 (n=49) in terms of cast accuracy with the 3D superimposition method. ($p<0.05$)

There was no significant difference between the conventional impression group A4 (n=7) and digital impression group/subgroup R41, R42, R43, R44, R45, R46 and R47 (n=49) in terms of cast accuracy with the 3D superimposition method. ($p<0.05$) There was no significant difference between the conventional impression group A6 (n=7) and digital impression group/subgroup R61, R62, R63, R64, R65, R66 and R67 (n=49) in terms of cast accuracy with the 3D superimposition method. ($p<0.05$)

There was no significant difference between the digital impression groups R41, R42, R43, R44, R45, R46 and R47 (n=49) in terms of cast accuracy with the 3D superimposition method. ($p<0.05$) There was no significant difference between the digital impression groups R61, R62, R63, R64, R65, R66 and R67 (n=49) in terms of cast accuracy with the 3D superimposition method. ($p<0.05$)

Conclusion:

Accuracy comparison of the casts obtained using different impression technique in case of complete edentulism, similar results were obtained digital impression by laboratory scanner and conventional impression by splinted open tray technique. 3D printed casts showed similar accuracy with plaster casts. 3D printed casts acceptable clinically. The precision of 3D printed cast suitable for complete edentulism.

Key Words: Edentulous cast, Digital impression, Conventional impression, 3d Printing, Cast accuracy



İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	IV
ABSTRACT.....	VI
RESİM LİSTESİ.....	XI
TABLO LİSTESİ.....	XII
GRAFİK LİSTESİ.....	XIV
KISALTMALAR LİSTESİ.....	XV
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi.....	5
2.2. Osseointegrasyon Kavramı.....	6
2.3 Dental İmplantolojide Ölçü.....	7
2.3.1 İmplant veya Abutment Seviyesinde Ölçü.....	8
2.3.2 Konvansiyonel Ölçü Yöntemleri.....	9
2.3.2.1 İndirekt Ölçü Tekniği.....	9
2.3.2.2 Direk Ölçü Tekniği.....	9
2.3.2.3 Snap-on Ölçü Tekniği.....	11
2.3.3 Konvansiyonel Yöntemlerde Kullanılan Ölçü Materyalleri.....	12
2.3.4 Dijital Ölçü Yöntemleri.....	13
2.3.4.1 Ağız İçi Tarayıcılar.....	14
2.3.4.2 Laboratuvar Tarayıcıları.....	17
2.4 Üç Boyutlu Üretim Teknolojisi.....	19
2.4.1 SLA(Stereolitography)- Lazer Stereolitografi.....	20

2.4.2 SLS (Selective Laser Sintering)- Seçici Lazer Sinterleme.....	20
2.4.3 DLP (Digital-Light Processing)- Dijital Işık Yönetimi.....	21
2.4.4 FDM (Fused deposition modeling) / FFF (Fused Filament Fabrication)- Ergitilmiş Katmanla Üretim.....	22
2.4.5 MJF (MultiJet Fusion)-Multi Jet Füzyon/PP (PolyJet Printing)-Polijet Baskı.....	22
2.5 Amaç ve Hipotez.....	23
3. MATERYAL VE METOT.....	24
3.1. Doku seviyesi implant analogları yerleştirilmiş rezin esaslı referans modellerin elde edilmesi.....	25
3.2. Referans modeller kullanılarak konvansiyonel implant ölçülerinin alınması ve alçı modellerin üretilmesi.....	30
3.3. Referans modeller kullanılarak dijital implant ölçülerinin alınması ve üç boyutlu yazıcı tarafından rezin çalışma modellerinin üretilmesi.....	35
3.4. Referans ve çalışma modellerin dijital ortama aktarılması ve sanal modellerin oluşturulması	38
3.5. Referans ve çalışma modellerinin üç boyutlu karşılaştırma yöntemi ile kıyaslanması.....	42
4.BULGULAR.....	49
5.TARTIŞMA.....	63
6.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	70
KAYNAKLAR	71
ÖZGEÇMİŞ.....	84

RESİM LİSTESİ

Resim 3.1. Tez çalışmasının iş akışı.....	25
Resim 3.2. Doku seviyesi implant analogu.....	25
Resim 3.3. Dijital tarama parçası (scan body)	26
Resim 3.4. Laboratuvar Tarayıcısı	26
Resim 3.5. Yazılım kütüphanesinden seçilen doku seviyesi dijital analog.....	27
Resim 3.6. Form 2 SLA tip 3D Printer.....	28
Resim 3.7. Formlabs Draft Resin.....	28
Resim 3.8. Referans Modeller.....	30
Resim 3.9. Tissue level açık kaşık ölçü parçası.....	30
Resim 3.10. Açık kaşık ölçü postlarının referans modellere vidalanması.....	30
Resim 3.11. Hazırlanan akrilik kaşıklar.....	31
Resim 3.12. Splintleme materyali (patern rezin)	32
Resim 3.13. Açık kaşık ölçü parçalarının metal çubuk ve patern rezin ile splintlenmesi.....	32
Resim 3.14. Polieter ölçü maddesi.....	33
Resim 3.15. Ölçü maddesinin kaşığa yerleştirilmesi.....	33
Resim 3.16. Ölçünün modele yerleştirilmesi ve açık kaşık ölçü parçalarının vidalarının gevşetilmesi.....	34
Resim 3.17. Tissue level implant analoglarının ölçü içindeki postlara vidalanması..	34
Resim 3.18. 4 ve 6 adet analog yerleştirilmiş alçı modeller.....	35
Resim 3.19. Formlabs Model Resin	36
Resim 3.20. Resin esaslı 4 ve 6 analog içeren çalışma modelleri.....	38
Resim 3.21. Resin referans modellerin ilk taramasından üretilen resin çalışma modelleri (R41-R61)	38

Resim 3.22. ve 3.23. Dört ve altı analog içeren rezin referans modellerin tarama parçalarının yerleştirilmesi.....	39
Resim 3.24. Dört adet analog içeren referans modelin üç boyutlu dijital görüntüsü..	40
Resim 3.25. Altı adet analog içeren referans modelin üç boyutlu dijital görüntüsü.....	40
Resim 3.26. Dört adet analog içeren rezin çalışma modelinin (R41-a) üç boyutlu dijital görüntüsü	40
Resim 3.27. Altı adet analog içeren rezin çalışma modelinin (R61-a) üç boyutlu dijital görüntüsü.....	41
Resim 3.28. Resin esaslı referans ve çalışma modellerinin dijital görüntülerinin Çakıştırılması.....	43

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1. Ağız içi tarayıcıların temel özellikleri.....	17
Tablo 3.1. Konvansiyonel ve dijital yöntemlerle üretilen modellerin sınıflandırılması.....	42
Tablo 3.2 Dört analog içeren rezin referans model (Referans 1) ile alçı çalışma modellerinin tüm düzlemlerde kıyaslanması.....	44
Tablo 3.3 Altı analog içeren rezin referans model (Referans 2) ile alçı çalışma modellerinin tüm düzlemlerde kıyaslanması.....	44
Tablo 3.4 Dört analog içeren rezin referans model (Referans 1) ile rezin çalışma modellerinin tüm düzlemlerde kıyaslanması.....	45
Tablo 3.5 Altı analog içeren rezin referans model (Referans 2) ile rezin çalışma modellerinin tüm düzlemlerde kıyaslanması.....	45
Tablo 3.6 Dört analog içeren alçı çalışma modelleri ile rezin çalışma modellerinin tüm düzlemlerde kıyaslanması.....	46

Tablo 3.7 Altı analog içeren alçı çalışma modelleri ile rezin çalışma modellerinin tüm düzlemlerde kıyaslanması.....	46
Tablo 3.8 Dört analog içeren rezin çalışma modellerinin alt gruplarının tüm düzlemlerde kıyaslanması.....	47
Tablo 3.9 Altı analog içeren rezin çalışma modellerinin alt gruplarının tüm düzlemlerde kıyaslanması.....	48
Tablo 4.1. Dört adet analog içeren alçı çalışma modellerinin (A4 Grup) rezin referans modele (1) göre X, Y, Z ve tüm düzlemlerde yer değiştirme miktarlarının (mm) istatikselsel olarak değerlendirilmesi.....	50
Tablo 4.2. Altı adet analog içeren alçı çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre X, Y ve Z tüm düzlemlerindeki yer değiştirme miktarlarının (mm) istatikselsel olarak değerlendirilmesi.....	51
Tablo 4.3. Dört adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre X düzlemindeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatikselsel olarak değerlendirilmesi.....	52
Tablo 4.4. Dört adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre Y düzlemindeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatikselsel olarak değerlendirilmesi.....	53
Tablo 4.5. Dört adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre Z düzlemindeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatikselsel olarak değerlendirilmesi.....	54
Tablo 4.6. Dört adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre tüm düzlemlerdeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatikselsel olarak değerlendirilmesi.....	54
Tablo 4.7. Altı adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre X düzlemindeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatikselsel olarak değerlendirilmesi.....	55

Tablo 4.8. Altı adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre Y düzlemindeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....56

Tablo 4.9. Altı adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre Z düzlemindeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....57

Tablo 4.10. Altı adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre tüm düzlemlerdeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....57

Tablo 4.11. Dört analog içeren alçı (A4 Grup) ve rezin çalışma modellerinin (R41-R42-R43-R44-R45-R46-R47) birbirlerine göre tüm düzlemlerdeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi 58

Tablo 4.12. Altı analog içeren alçı (A6 Grup) ve rezin çalışma modellerinin (R61-R62-R63-R64-R65-R66-R67) birbirlerine göre tüm düzlemlerdeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....60

Tablo 4.13. Dört analog içeren rezin çalışma modellerinin (R41-R42-R43-R44-R45-R46-R47) tüm düzlemlerdeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) grup içi ve gruplar arası birbirlerine göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....61

Tablo 4.14. Altı analog içeren rezin çalışma modellerinin (R61-R62-R63-R64-R65-R66-R67) tüm düzlemlerdeki ortalama yer değiştirme miktarlarının grup içi ve gruplar arası birbirlerine göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi 62

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 4.1. Alçı modeller ile referans modellerin tüm düzlemlerde kıyaslanması.....52

Grafik 4.2. Dört adet analog içeren rezin modellerin referans modellerle kıyaslanması.....55

Grafik 4.3. Altı adet analog içeren rezin modellerin referans modellerle kıyaslanması.....	58
---	----

Grafik 4.4. Dört adet analog içeren alçı ve rezin çalışma modellerinin kıyaslanması.....	59
---	----

Grafik 4.5. Altı adet analog içeren alçı ve rezin çalışma modellerinin kıyaslanması.....	60
---	----

KISALTMALAR LİSTESİ

CAD/CAM: Computer Aided Design and Computer Aided Manufacturing

CMM: Coordinate Measuring Machine

PE: Polieter

PVS: Polivinil Siloksan

STL: Standard Triangle Language

PLY: Polygon File Format

POI: Points of Interest

SLA: Stereolitography

DLP: Digital Light Processing

SLS: Selective Laser Sintering

FDM: Fused Deposition Modelling

FFF: Fused Filament Fabrication

MJF: Multi Jet Fusion

PP: PolyJet Printing



1.Giriş

Günümüzde diş kayıpları değişen beslenme alışkanlıkları, sosyoekonomik koşullar, sistemik hastalıklar, genetik yatkınlıklar, ağız bakım hijyen eksiklikleri gibi faktörlere bağlı olarak gerçekleşebilmektedir (Aslı Acar ve Özgür İnan, 2001). İnsanların tüm doğal dişlerini ve periodontal desteklerini kaybederek total protez kullanmaya başlaması stomagnatik sistemde büyük değişiklikler yaratmaktadır (Çalikkocaoğlu, 2013). Diş kayıpları sebebiyle kemik dokusunda, sinirler, reseptörler, kaslar gibi orofasiyal dokularda bazı değişiklikler meydana gelmektedir. Aynı zamanda çiğneme etkinliğinde kayıplar yaşanmaktadır. Diş kaybı ve dişsizliğin fizyolojik (konuşma ve çiğneme), sosyal (estetik / görünüm ile ilgili), beslenme ve psikolojik etkileri nedeniyle ağız sağlığı ile ilgili yaşam kalitesinin ilişkili olduğu bulunmuştur (Gupta, Felton, Jemt ve Koka, 2019).

Dişsizlik estetik ve fonksiyonel rehabilitasyon için negatif bir etkidir. Tam dişsizlik olguları implant veya doku destekli sabit veya çıkarılabilir protezlerle rehabilite edilebilmektedir. Kişiler genellikle sabit protez kullanımını daha fazla tolere etmektedir. Ancak yaşamın ilerleyen aşamalarında fonksiyonel ve duyuşsal kayıpların eşlik ettiğı vakalarda tedavi seçeneğı hareketli protezlerle sınırlıdır. Yapılacak protezler bireysel gereksinimleri karşılayacak ve kayıp dokuların yerini alacak şekilde tasarlanmalıdır. Hareketli protezlerle doğal dentisyona benzer özellikleri sağlayabilmek belli ölçülerde mümkündür. Alveolar kretde gerçekleşen dejeneratif değişiklikler, periodontal doku kaybı, çiğneme fonksiyonlarında azalma gibi olumsuz koşullar yapılacak tedavinin başarısını doğrudan etkilemektedir (Müller ve Schimmel, 2010).

Modern diş hekimliğinin hedefi hastanın estetik, fonksiyon, sağlık kayıplarını normale döndürmektir. İmplant diş hekimliğini özel kılan ise stomagnatik sistemde oluşan hasarlar ve atrofilerden bağımsız olarak bu hedefe ulaşabilmesidir. Günümüz diş hekimliği uygulamalarında teşhis cihazlarının, tedavi planlamalarının, implant tasarımlarının ve materyallerinin geliştirilmesi ile birçok klinik durumda başarıyı elde etmek mümkündür (Misch, 2005).

1969'da Branemark tarafından dental implant tedavisi ve osseointegrasyon kavramlarının ortaya atılmasıyla birlikte implantoloji alanında oldukça fazla çalışma

yapılmıştır (Branemark, 1997). Oral implantlar 30 yılı aşkın süredir eksik dişleri olan hastalar için önerilen tedavi seçeneklerinden biri olarak kabul görmüştür. İmplant diş hekimliği uygulamalarının başarılı sonuçları gerek üretici firmaların gerek klinisyenlerin dikkatini çekmiş ve daha kapsamlı tedaviler yapabilmek için çalışmaları arttırmıştır (Turkyilmaz & Hariri, 2018). Dental implantlar kısmen veya tamamen dişsiz hastaların rehabilitasyonu konusunda son dönemlerde oldukça popülerdir. Restoratif ve endodontik başarısızlıklar sonucunda dişlerini kaybeden hastalar için geleneksel protezlere alternatif bir tedavidir. Uzun süreli stabilite ve konfor sağlayabilmektedir (Arcuri ve diğerleri, 2020). Yapılan çalışmalarda tam dişsiz rezorbe kretleri olan hastaların tedavilerinde geleneksel hareketli protezlere nazaran implant destekli overdenture protezlerin optimal estetiği ve hijyeni sağladığı gösterilmiştir (Sadowsky, 2007).

İmplant üstü protezler sabit ve hareketli olmak üzere iki kategoride sınıflandırılır. Total dişsiz hastalarda tedavi planlaması yaparken tercih edilecek protez tiplerine hâkim olmak gerekir. Protez yönlendirmeli cerrahi operasyonlar için hasta değerlendirmesinde doğru protokollere bağlı incelemeler ile uygulanabilirliği olan endikasyonlar konulmalıdır. Sabit ve hareketli implant üstü protezlerin birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları vardır. Hastada hangi tedavi seçeneğinin kullanılacağına karar verirken hastanın isteği, klinik durumu, çene kemiklerinin yapısı, yumuşak doku desteği gerektirmesi ve maddi durumu değerlendirilmelidir (İnan, 2011).

Çoklu implant uygulamalarında protez altyapılarının pasif uyumu mekanik ve biyolojik komplikasyonların önlenmesi için kritiktir. Uyumsuz protezler uzun vadeli başarı oranlarını olumsuz etkilemektedir. Laboratuvar aşamalarında ölçü deformasyonları ve hataları uyumsuz protezlerin yapılmasına neden olabilir (Menini, Setti, Pera, Pera ve Pesce, 2018a).

Geleneksel ya da dijital implant ölçülerinin amacı dental implantların ağız içindeki konumlarını çalışma modeline aktarmaktır. Dijital yöntemlerde implant konumlarını elde etmek ve bunları sanal modelde görüntülemek için optik sistemler kullanır. Geleneksel yöntemlerde ise implant analogları, ölçü parçaları ve ölçü malzemesi kullanılmaktadır. Her implant konumunun komşu implantlara veya dişlere göre doğru aktarımı, implant destekli protez tasarımı ve uyumu ve dolayısıyla mekanik ve

biyolojik komplikasyonlardan kaçınarak implant tedavisinin uzun vadeli başarısı için çok önemlidir. Dijital sistemler implant üstü protezlerin ölçü işlemlerinde yeni bir yöntemdir ve zamanla geleneksel ölçülerin yerini alacaktır (Flügge ve diğerleri, 2018).

CAD/CAM teknolojisi 1950'lerde geliştirilmeye başlansa da diş hekimliğinde 1980'lerden itibaren inley, onlay, kron-köprü protezleri, implant ve hareketli protezler üretebilmek için kullanılmaktadır (Ahlholm, Sipilä, Vallittu, Jakonen ve Kotiranta, 2018).

Dijital ölçü sistemleri ile iş akışı basitleştirilebilmektedir. Ölçü kaşıkları ve ölçü maddesinin seçimi, dezenfeksiyonu ve laboratuvara aktarımı gibi birçok aşamaya gerek kalmadan hızlıca çözülebilmektedir. Malzemelere bağlı faktörleri ortadan kaldırılarak yüksek doğruluk sağlanır. Hekimler dijital sistemler ile protez tasarımını, gerekli alanı, kesim miktarını görselleştirebilir ve hasta ile iletişime geçebilir (Menini ve diğerleri, 2018a).

Bu gelişmeler doğrultusunda implant üstü protezlerde dijital sistemlerin kullanılması oldukça popülerlik kazanmıştır. İntraoral ve ekstraoral tarayıcılar sayesinde dijital modeller üretilerek daha doğru protezler yapılabilir. Günümüze kadar yapılan çalışmalarda implant üstü protezlerin ölçü aşamasında çeşitli faktörlerin etkinliği araştırılmıştır. Bunlar sırasıyla ölçü materyali, tekniği, ölçü parçalarının tasarımı ve splintlenmesi, implant açılanması, mesafesi ve derinliğidir (Menini, Setti, Pera, Pera ve Pesce, 2018b).

Eklemeli üretim teknolojisi (Additive Manufacturing) genellikle katman katman malzeme ekleyerek üç boyutlu nesneler oluşturma işlemi olarak tanımlanmaktadır. Üretim sürecinde üç boyutlu sanal model kesitler halinde dilimlenerek her bir dilim malzeme israfı olmadan üretilerek nesne elde edilmektedir. Bu teknoloji sayesinde daha kısa sürede daha üretken ve nispeten düşük maliyetli üretimler yapılabilir. Diş hekimliği alanında bu teknoloji implant cerrahisi kılavuzları, çene-yüz protezleri, dental model, kron-köprü protezleri ve hareketli protezlerin üretiminde kullanılabilir.

Birçok parametre üzerine çalışmalar yapılsa da dijital ve konvansiyonel yöntemlerle elde edilen modellerin kıyaslandığı çalışmalarda hangi yöntemin en tutarlı, ayrıntılı ve doğru sonuçları olduğu konusunda ortak bir görüş birliği sağlanmamıştır.

Bu uzmanlık tezinin amacı tam dişsizlik vakasında dijital ölçü ve üretim teknikleri kullanılarak elde edilen modellerle açık kaşık tekniği kullanılarak elde edilen modellerin doğruluklarının kıyaslanması, implant sayılarında yapılan değişikliklerin ölçülerde oluşturabilecek değişikliklerin değerlendirilmesi, popülerliğini arttıran dijital tekniklerin total dişsiz vakalarda konvansiyonel tekniklere alternatif olup olmayacağını tespit edilmesi ve dijital tekniklerin tarama-üretim hassasiyetlerinin karşılaştırılmasıdır.



2.Genel Bilgiler

2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

Diş eksiklikleri olan hastaların oral rehabilitasyonunda tercih edilecek tedavi seçeneği güvenli, yararlı, etkili ve klinik çalışmalarda kanıtlanmış olmalıdır. Hasta memnuniyeti protezin işlevi, rahatlığı, estetiği, tat alma duyusu ve konuşma fonksiyonu gibi faktörlere bağlıdır. Yapılacak protez hastanın bütün fonksiyon ve doku eksikliklerini geri kazandırabilir olmalıdır (Zitzmann ve Marinello, 2000).

İmplant kelime anlamı olarak latince kökenli ekmek anlamına gelen implante kelimesinden türemiş canlı dokulara tedavi etmek amacıyla yerleştirilmiş materyaldir. Dental implantlar sabit veya hareketli protezler için endosteal, periosteal ve transosteal olarak çene kemiği içine ve üzerine cerrahi olarak yerleştirilen alloplastik malzemelerdir (Misch, 2005).

İmplantoloji dental implantların uygulanması, implant destekli restorasyonların teşhis ve tedavi planlaması, restorasyonlar yapımı ve sonrasındaki idame prosedürleri ile ilgilenen bilim dalı olarak tanımlanmaktadır (Laney, 2017).

Uzayan yaşam süresi, insanların bilinçlenmesi, yaşlanmaya bağlı diş kayıpları, dişsizliğin psikolojik ve anatomik sonuçları, eski sabit protezlerin başarısızlığı, hareketli protezlerin yetersizliği, implant destekli protezlerin avantajları ve öngörülebilir uzun vadeli sonuçları gibi etmenlerin ileriki dönemlerde implant destekli tedavilere ihtiyacı arttıracak tahmin edilmektedir. Brånemark, ilk olarak 1952'de kemik dokusunun iyileşmesinin mikroskopik boyutu üzerine kapsamlı deneysel çalışmalara başladı. Bu çalışmalar, 1960'lı yıllarda köpek dişleri kullanılarak 10 yıllık implant entegrasyonu sonucunda sert ve yumuşak dokularda herhangi bir reaksiyona rastlanmadan başarılı olmuştur. Bu çalışmaları takiben Brånemark felsefesiyle insanlarda uygulanan klinik implant çalışmaları 1965'te başladı. Modern implantolojiye dair ilk kanıtlar 19.yy'da ortaya çıkmıştır ancak günümüzdeki dental implantolojinin temelleri 1965 yılında Brånemark ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalar ile atılmıştır. Çalışmacılar titanyum implant materyali etrafında kemik hücrelerinin biriktiği ve yapıştığını gözlemlemişlerdir. Titanyum ile kemik arasında

gerçekleşen bu bağlantı şekli araştırmacıların dikkatini çekmiş ve implantların uzun dönem başarısı için gerekli olduğu kanıtlanmıştır (Misch, 2005).

2.2. Osseointegrasyon Kavramı

Osseointegrasyon terimi latince “os” kemik ve “integre” kelimelerinin birleşimi ile oluşmuştur. Osseointegrasyon kavramı kemik kaynaşması ankiloz gibi terimlerle açıklansa da en güncel olarak 1977 yılında Branemark tarafından ışık mikroskobu düzeyinde bir implant yüzeyi ile canlı kemiğin doğrudan teması olarak tanımlanmıştır. Birçok araştırmacı osseointegrasyon kavramı üzerine çalışmalar yapmış farklı tanımlamalarda bulunmuştur. Kemik kaynaşması, ankiloz, rijit fiksasyon ve osseointegrasyon kavramları birbirinin yerine kullanılmıştır. Rijit fiksasyon yatay ve dikey yönlerden 1-500 gram arasında kuvvetler uygulandığında implantın hareket etmeme durumu olarak tanımlanmıştır. Günümüz implant tedavilerinde osseointegrasyon kavramı sadece mikroskobik bir durumu değil klinik olarak rijit fiksasyon tablosunu tanımlamaktadır (Adell, 1981).

Osseointegrasyon implant tedavilerinin uzun dönem başarısında en önemli faktördür. Osseointegrasyon başarısını etkileyen faktörler implant materyali, implant tasarımı, implant yüzey özellikleri, kemiğin durumu, cerrahi teknik ve implanta etkileyen 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 (Eckert ve Koka, 2006).

Dental implantlar doğal diş köklerinden farklı olarak periodontal ligamentten yoksundur ve kemikle direk temas halinde olup doğal bir ankiloz durumundadırlar. İmplantlar doğal dişleri çevreleyen periodontal ligament sayesinde var olan elastikiyet ve mobiliteden yoksundur. Yapılan çalışmalara göre doğal dişlerin kemik içerisindeki hareketi 100 um iken bu miktar implantlarda yaklaşık 10 um kadardır. Bu durumda implantların protetik üst yapıdaki uyumsuzlukları tolere edebilme kabiliyetleri oldukça düşüktür (Sorrentino, Gherlone, Calesini ve Zarone, 2010). İmplant destekli protez tedavilerinde başarılı bir sonuç elde etmek ancak pasif olarak uyumlu olan protezlerle mümkündür. İmplantların intraoral durumlarını üç boyutlu olarak kaydetmek uyumlu bir protezin ilk şartıdır (Prithviraj et al., 2011).

Pasif uyum implant destekli protezlerin okluzal kuvvetlerin etkisi altında olmadığında gerilme ve sıkışma olmadan dayanaklara tam adaptasyonudur. Restorasyonun uyumu protetik parçalarda ve çevre kemik dokuda statik bir yük oluşturmamalıdır. Pasif uyumun en önemli iki şartı ölçü doğruluğu ve alt yapının doğru üretilmesidir. Protezlerin uyumsuzluğu implant üstü tedavilerde komplikasyonlara neden olmaktadır. Bu nedenle hassas bir ölçü tekniği kullanılarak implant pozisyonlarının modele üç boyutlu olarak doğru transfer edilmesi implant destekli protezlerin üretilmesinde dikkat edilmesi gerekir. İmplantların kemik içerisindeki konumları ile elde edilen ölçü modeldeki konumları birbirlerine ne kadar benzer olursa protetik üst yapı o kadar uyumlu olur (Karl, Rosch, Graef, Taylor ve Heckmann, 2005). Pasif uyum elde edebilmek ve en az hata ile implant aç ve konumlarını modele aktarabilmek için en önemli aşama ölçü aşamasıdır (Carr, 1992). İyi bir protez yapabilmek için doğru ölçü şarttır. Yanlış alınan ölçüler, protezlerin yanlış oturmasına neden olabilir ve bu da mekanik veya biyolojik komplikasyonlara yol açabilir. Protez uyumsuzluğundan kaynaklanan mekanik komplikasyonlar olarak vida gevşemesi, vida kırığı, implant kırığı ve oklüzal hatalar bildirilmiştir. Biyolojik olarak, pasif uyumsuzluktan kaynaklanan marjinal açıklık artan plak birikimine bağlı olarak istenmeyen yumuşak ve/veya sert doku reaksiyonlarına neden olabilir (H. Lee, So, Hochstedler ve Ercoli, 2008). Mutlak pasif uyum elde etmek klinik olarak imkânsızdır (Papaspnyridakos, Lal, George ve White, 2012). Potansiyel komplikasyonlara neden olmayacak tolere edilebilir klinik uyumsuzluklar için “materyalin işleme toleransı” tanımını öneren çalışmalar mevcuttur (Abduo, Bennani, Waddell, Lyons ve Swain, 2010; Ma, Nicholls ve Rubenstein, 1997). Olası komplikasyonları önlemek için uyumsuzluğu en aza indirmek genel olarak kabul edilen implant destekli protez yapım prosedürünün hedefidir.

2.3 Dental İmplantolojide Ölçü

Pasif olarak uyumlu bir protez tasarımı osseointegrasyonun devamı için temel bir ön koşuldur. Bu durum dental implantların doğal dişlerden farklı olarak periodontal ligamentin tamponlama özelliğinden yoksun olması ve üst yapıyı yeterince destekleyememesinden kaynaklanır. İmplant üstü protezlerin uyumsuz olması bağlı olduğu parçalarda gerilimlere dolayısıyla mekanik ve biyolojik komplikasyonlara neden olacaktır. Doğru bir protez tasarımı pasif uyum, pasif uyum için ise doğru ölçü almak en önemli basamaktır. Dental ölçü, kalıcı bir kayıt olarak veya protezin

üretiminde kullanılmak üzere oral yapının pozitif kopyasını oluşturmak için kullanılan negatif bir baskısıdır (H. Lee ve diğerleri, 2008; Nakhaei, Madani, Moraditalab ve Haghi, 2015).

Ölçü doğruluğunu etkileyen faktörleri sıralamak istersek;

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

2-Ölçü materyali

3-Ölçü parçalarının tasarımı

4-İmplant açılanmaları

5-İmplant bağlantı seviyeleri (İmplant level-Abutment level)

6-Ölçü Kaşıkları

7-İmplant Derinlikleri

8-Model elde edilme süresidir (H. Lee ve diğerleri, 2008).

2.3.1 İmplant veya Abutment Seviyesinde Ölçü

İmplant seviyesinde ölçü tekniğinde kemik ya da doku düzeyinde yerleştirilmiş 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 (Laney, 2017). İmplant seviyesi ölçü tekniğinin bazı avantajları vardır; bunlar geçici restorasyon yapımının, laboratuvar aşamalarının, abutment seçiminin kolaylığı ve abutment çeşitlerinin fazlalığı olarak sıralanabilir. Abutment seviyesi ölçü tekniğinde ise uygun boy ve çapta seçilen abutment implanta torklanır. Daha sonra bu abutmentlere plastik parçalar takılarak ölçü işlemine geçilir. Abutment 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 abutment seviyesi ölçü tekniğinde bu transfer parçalara ihtiyaç duyulmamaktadır. Abutment seviyesi ölçü tekniğinde klinisyenin dokusal hassasiyeti ve bazı sistemlerde plastik parçaların kilitlenme mekanizması ölçü doğruluğunda etkilidir (Alikhasi, Siadat, Monzavi ve Momen-Heravi, 2011).

2.3.2 Konvansiyonel Ölçü Yöntemleri

İmplant ölçülerinde geleneksel olarak üç farklı teknik vardır:

1. İndirekt ölçü tekniği (Transfer tekniği/Kapalı kaşık)
2. Direk ölçü tekniği (Pick-up tekniği/Açık kaşık)
3. Snap-on (Press-fit) ölçü tekniği (H. Lee ve diğerleri, 2008).

2.3.2.1 İndirekt Ölçü Tekniği

Ölçü tekniklerinden ilki indirekt teknik, transfer tekniği veya kapalı kaşık olarak adlandırılır. Bu yöntemde transfer parçaları ve kapalı kaşık kullanır. Transfer parçaları implantlara bağlandıktan sonra ölçü işlemine geçilir. Ölçü ağızdan uzaklaştırıldığında kopingler ağızda kalır. Daha sonra ağızdan çıkarılarak analogları ile birleştirilip ölçü içine yerleştirilir (H. Lee ve diğerleri, 2008). İmplant sistemleri kapalı kaşık yönteminin doğruluğunu arttırmak için çeşitli bileşenler üretmişlerdir. Birçok firma ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra ağızda kalan kısmın dikkatlice ölçü içine yerleştirilmesi için iki parçalı transfer koping tasarımı kullanmıştır. Kullanımı basit olmasına rağmen bu parçaların ölçü içine doğru yerleştirilememesi riski oldukça yüksektir. Bu sorunu çözmek için ölçü içinde kalacak şekilde plastik kapakların kullanıldığı sistemler geliştirilmiştir (Nakhaei ve diğerleri, 2015).

2.3.2.2 Direkt Ölçü Tekniği

Diğer yöntem ise Pick-up Tekniği veya Açık Kaşık: Bu teknikte öncelikle kişisel bir kaşık hazırlanır. Kullanılan kare formulu ölçü parçaları uzun bir gövdeye ve vidaya sahiptir. Ölçü parçalarının kişisel kaşıktaki denk geleceği yerlere delikler açılmalıdır. Ölçü parçaları ağızda implantlara vidalanır. Ölçü işlemi esnasında parçaların vidalarının hazırlanan deliklerden açığa çıkması oldukça önemlidir. Ölçü transfer parçaları ağız içinde gevşetilerek ölçü ile ağızdan çıkarılır. Daha sonra analogları ile birleştirilir. Metal ölçü parçalarının şekli ve geometrisinin, açık kaşık ölçü tekniğinin doğruluğunu etkileyebileceği kanıtlanmıştır. Yapılan çalışmalarda açık kaşık yöntemi ile daha doğru ölçüler alınabilse de posterior bölgedeki implantlara erişimin zor olması, hastanın ağız açıklığının yetersiz olması ve öğürme refleksi varlığı gibi durumlarda kapalı kaşık tekniği de sıklıkla tercih edilmektedir (H. Lee ve diğerleri, 2008; Nakhaei ve diğerleri, 2015).

splintleme yapılmasının ölçü doğruluğuna olumlu etkisi olduğu gösterilmiştir (H. Lee ve diğerleri, 2008).

Bu tekniğin en büyük dezavantajının yaygın kullanılan otopolimerizan akrilik rezinin polimerizasyon büzülmesidir. Bu durumu minimuma indirmek için yapılan araştırmalarda akrilik rezin blokların 24 saat önceden hazırlanması ve tam ölçü alınacağı anda son bağlantılarının gerçekleştirilmesi ile en aza indirileceği bildirilmiştir (Vigolo, Majzoub ve Cordioli, 2003).

B-Splintsiz Açık Kaşık Ölçü Tekniği

İmplant üstü protezler için ölçü alımında splint kullanılmalı mı kullanılmamalı mı hala tartışma konusudur. Birçok araştırmacı bu konu hakkında çalışmalar yapmıştır. Splint işleminin ölçü doğruluğuna bir katkısı olmadığını savunan araştırmalar azımsanamayacak düzeydedir. Splintleme işleminin vakit ve maliyet kaybına neden olabileceği ayrıca kütleli halde kullanılan rezin materyalinin polimerizasyon büzülmesinin göz ardı edilemeyeceği bildirilmiştir. Bazı araştırmacılar uygun ölçü maddesi ve koping tasarımı kullanıldığında rezin ile splintlemenin gerekli olmadığını böylelikle karmaşık prosedürlerden kurtulup daha kısa sürede işlemi gerçekleştirebileceklerini savunmuşlardır (Herbst D, Nel JC, Driessen CH, 2000).

Bu teknikte açık kaşık ölçü alırken splint işlemine gerek duyulmamaktadır. Yapılan çalışmalarda rijit olarak splintlenmiş ölçü parçalarının model doğruluğunu arttırdığı bildirilmiş olsa da farklı açılarda yerleştirilmiş implantların varlığında rijit splintleme nedeniyle ölçüyü ağızdan çıkarmak oldukça zordur. İmplant sayısının 2 ila 3 adetle sınırlı ve implant açılarının 45 derece kadar olduğu vakalarda splintleme yapılmaması tavsiye edilmiştir. İmplant sayısı ve açısının ölçü doğruluğunu etkilediği bilinmektedir. Bazı zorlayıcı vakalarda ölçü kaşığını ağızdan çıkarmak için gereken yüksek kuvvet ölçü içinde gerilimler oluşturur (Lin, Harris, Elathamna, Abdel-azim ve Morton, 2015).

2.3.2.3 Snap-on Ölçü Tekniği

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. Plastik parçaların ölçü ile gelmesi ve açık kaşık gerektirmemesi avantajları arasındadır. Bu ölçü tekniğinde plastik parçaların kitlenme mekanizmasına uygun yerleştirilmesi önem taşımaktadır. Birden fazla paralel olmayan implant varlığında bu parçaların pozisyonun değişebileceği unutulmamalıdır (H. Lee ve diğerleri, 2008; Nakhaei ve diğerleri, 2015).

2.3.3 Konvansiyonel Yöntemlerde Kullanılan Ölçü Materyalleri

Ölçü alma işleminin amacı intraoral verileri üç boyutlu olarak ekstraoral bir modele aktarmaktır. Kullanılacak olan ölçü maddesi yeterli çalışma ve sertleşme süresine sahip, hidrofilik, yırtılma direnci yüksek olmalı hem ıslak ağız içinde hem de kuru laboratuvar ortamında bozulmamalı, sert ve yumuşak dokuları doğru kopyalamalı ve elastik olmalıdır. Günümüzde implant üstü protezlerin yapımında genellikle elastomerik ölçü maddeleri tercih edilmektedir. Elastomerik ölçü maddelerinden biri olan polivinil ölçü maddeleri 1990'lı yıllardan itibaren kullanılmaya başlanmıştır (Misch, 2005).

Elastomerik ölçü maddelerinin hidrofilik özellikte olması ve materyalin dokulara yayılabilme özelliği ölçü doğruluğunu etkileyen en önemli kriterlerdir. Malzemelerin hidrofilik ya da hidrofobik olmaları kimyasal yapılarından kaynaklanır (Rupp, Axmann ve Geis-Gerstorfer, 2008).

Polieter (PE) ve vinil polisiloksan (PVS) ölçü maddeleri yüksek doğrulukları ve kararlı olmaları sayesinde son dönemlerde diş hekimliği uygulamalarında oldukça popülerdir (Christensen, 2008).

Polivinil siloksan ölçü materyali yapısında hidrofobik alifatik hidrokarbon grupları ihtiva eder. Polieter ölçü maddesi ise su moleküllerini çeken ve onlarla etkileşime giren fonksiyonel gruplar içerir bu da malzemeye hidrofilik özellik katmaktadır. Polivinil siloksanın ıslanabilirliğini arttırmak için üreticiler bazı yüzey özellikleri eklemişlerdir (Rupp ve diğerleri, 2008; Rupp ve Geis-Gerstorfer, 2010).

Polieter ölçü maddesinin yüksek yırtılma direnci, kusursuza yakın doğruluk göstermesi, mükemmel boyutsal stabilitesi, detayların tekrar kaydedilebilmesi gibi özellikleri implant üstü protezler için ideal ölçü maddesi olmasını sağlamıştır (Craig ve Powers, 2002).

Yapılan birçok çalışmada PVS ve PE ölçü materyallerinin doğruluk açısından bir farklarının olmadığı ve implant üstü protez ölçülerinde kullanılabileceği bildirilmiştir (Kurtulmus-Yilmaz, Ozan, Ozcelik ve Yagiz, 2014).

2.3.4 Dijital Ölçü Yöntemleri

Diş hekimliği uygulamalarında dijital ölçü kavramı teknolojiye yüksek gelişim sayesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Dijital ölçü tarayıcıları ile ölçü kaşıklarının kullanılması, ölçü malzemesinin ağza yerleştirilmesi, dezenfeksiyonu ve laboratuvara gönderilmesi gibi prosedürler ortadan kaldırılmıştır (Christensen, 2008; Papaspyridakos, Rajput, Kudara ve Weber, 2017; Ribeiro ve diğerleri, 2018). 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 (Ribeiro ve diğerleri, 2018).

İmplant üstü protezlerde son gelişmelerden biri bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisinin kullanılabilesidir (Turkyilmaz & Hariri, 2018).

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojilerinin (CAD/CAM) kullanılmasından sonra protetik protokoller ve materyaller önemli ölçüde gelişmiştir. İmplant diş hekimliğine dahil olan dijital teknoloji sayesinde uygulamaların birçoğu baside indirgenmiştir. Bu uygulamalar üç boyutlu görüntüleme, bilgisayar destekli cerrahi uygulamalar, dijital ölçü, CAD/CAM destekli protetik aşamalar olarak sıralanabilir (Papaspyridakos ve diğerleri, 2017).

Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli imalat (CAD / CAM) teknolojileri, bir protezin tasarım ve imalatının bilgisayarlar tarafından yönlendirildiği süreçleri içerir. CAD/CAM sistemi üç ardışık aşamadan oluşur: tarama, bilgisayar destekli tasarlama (CAD) ve üretim (CAM). Veri toplama işlemi intraoral ve ekstraoral tarama cihazları

ile ağız içi, ölçü ya da dental modeli tarayarak üç boyutlu geometrisini kaydedip gerçek modeli sanal model haline dönüştürme işlemidir. CAD aşamasında protezin son halinin tasarımı yapılır. CAD aşaması tamamlandıktan sonra standart bir mozaik döşeme dili (STL) dosyası elde edilir. CAM sistemi ile sanal tasarıma uygun protez üretimi yapılır (Revilla-León et al., 2019; Turkyilmaz & Hariri, 2018).

Çalışmalar dijital ölçülerde %0,3'lük bir düzeltme oranına karşılık geleneksel yöntemlerde bu oranın %4-5'lik olduğunu göstermiştir (Klim, J ; Fagd, Fadfe, Edward, 2012).

Dijital yöntemlerin dezavantajları; diş hekimleri arasında henüz yaygınlaşamaması, ekipmanlarının karmaşık olması, eğitim ve pratik gerektirmesi, ilk aşamada maliyetinin yüksek olması, subgingival alanlarda yetersiz kalması, oral ortamdan (nem, tükürük, kan varlığında) etkilenmesi, geleneksel yöntemlerle kıyaslanan çalışmalarda benzerliklerinin olması, uzun dönem klinik çalışmalarının gerekliliği olarak sıralanabilir. Dijital yöntemlerin avantajları; kullanım kolaylığı, hasta konforu, verileri saklama ve taşıma kolaylığı, ölçü kaşığı ve maddesine gereksinim olmaması, ölçü kaşığına kıyasla daha küçük olan intraoral tarayıcıların kullanılması, kontaminasyon riskinin azalması, uzun dönemde daha az maliyetli olması, hastanın koltukta geçirdiği zamanın azalması olarak sıralanabilir (Gabor ve diğerleri, 2017).

Dijital sistemler veri toplama açısından direk ve indirekt olarak ikiye ayrılmaktadır. İndirekt yöntemde bir laboratuvar tarayıcı ile ölçü ya da modelden elde edilen görüntüler dijitalleştirilirken, direk yöntemde ağız içi tarayıcılar yardımıyla elde edilen görüntüler kullanılır (Galhano, Pellizzer ve Mazaro, 2012).

2.3.4.1 Ağız içi tarayıcılar

Ağız içi tarayıcılar ağız boşluğundan elde edilen görüntüleri dijitalleştirip üç boyutlu sanal bir model oluşturmaktadır. Diş hekimliği pratiğinde ağız içi tarayıcılar ilk kez 1980'de ortaya çıkmıştır bunun akabinde 1987'de Sirona Dental Systems tarafından CEREC geliştirilmiştir. Bu sistem başlangıçta estetik seramik restorasyonların üretimi için tasarlanmıştır. Teknolojik gelişmelerle birlikte inley, onlay, kron, lamina, köprü protezleri ve hatta implantların üretimi mümkün kılınmıştır (Ahlholm ve diğerleri, 2018; Mörmann, 2006).

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 deneyimleri hata oluşturabilmektedir (Ender ve Mehl, 2015; Mutwalli, Braian, Mahmood ve Larsson, 2018).

Tarayıcı analiz edilecek yüzeye ışık gönderir ve yüzey görüntüleri iki veya daha fazla kamera tarafından yakalanmaktadır. 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 işler bu karelerin doğru bir şekilde birleştirilmesi oldukça önemlidir (Reich ve diğerleri, 2015).

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. Dijital diş hekimliğinde STL verilerin yanı sıra dental dokuların rengini, transparanlığını veya yapısı kaydetmek için PLY (*polygon file format*) uzantılı formatlar geliştirilmiştir. Ağız içi tarayıcıların görüntüleme teknolojilerinde ışık yansıması ile POI (*points of interest*) tanımlandıktan sonra yazılım tarafından kaydedilir. Her noktanın ilk iki koordinatı (x, y) görüntü üzerinde değerlendirilir ve kamera yardımıyla üçüncü koordinat (z) hesaplanarak kaydedilir. Üç boyutlu görüntülerin oluşturulmasında ışığın yansıması ve görüntü yakalama aşamalarında pasif ve aktif ışık teknikleri kullanılmaktadır. Pasif ışık yansıması tekniğinde ağız içi sadece ortam aydınlatması kullanılarak aydınlatılır ve objenin yüzey yapısı etkilidir. Aktif ışık yansıması tekniğinde kamera beyaz, kırmızı veya mavi ışık kullanarak dokulardan bağımsız olarak aydınlatma sağlanmaktadır (Richert ve diğerleri, 2017).

Ağız içi tarayıcı sistemleri en yaygın çalışma prensibi olarak;

1. Aktif triangulasyon (ışığın üçgenlenmesi),
2. Konfokal (paralel eş odaklı) mikroskopi,

3.Aktif wavefront örnekleme (aktif dalga örneklemesi) yöntemlerini kullanmaktadır.

Ağız içi tarayıcı sistemleri temel işleyişlerinde veri yakalama modu olarak görüntü ve video kaydetme tekniklerini kullanmaktadır. Bazı sistemlerde taranacak bölgenin bir toz püskürtmesi ile kaplanması gerekmektedir (R. J. Y. Kim, Park ve Shim, 2018).

Aktif Triangulasyon (Işığın Üçgenlenmesi)

Bu teknolojiye bir üçgenin (nesnenin) bir noktasının konumunun diğer iki noktanın konumları ve açıları bilinerek hesaplanabileceği ilkesine dayanır. Üçgenin iki noktası (*points of view*) tek dedektörün prizma kullanarak iki farklı noktadan görüntü elde edebilmesinin yanı sıra iki dedektör kullanılarak da belirlenebilmektedir. Bu yöntemi genellikle fotoğraf çeken ağız içi tarayıcıları kullanmaktadır (Richert ve diğerleri, 2017). Bu çalışma prensibini kullanan sistemlere örnek olarak CEREC Bluecam (Sirona Dental System GmbH) verilebilmektedir (Galhano ve diğerleri, 2012).

Konfokal (Paralel Eş Odaklı) Mikroskopi

Bu görüntüleme tekniği seçilen derinliklerde odaklanmış ve odaklanmamış görüntülerin elde edilmesine dayanmaktadır. Görüntünün netlik alanının saptanabilmesi merceğin odak uzaklığı objenin lense olan uzaklığına bağlıdır. Dış görüntüsü farklı odak ve derinlik değerlerinde, farklı açılardan alınan ardışık görüntülerle oluşturulabilmektedir. Bu teknikte görüntünün netliği klinisyenin el hareketlerinden etkilenmektedir. Klinik kullanımda zorluklara yol açabilecek boyutlarda optiklere gereksinim vardır (Richert ve diğerleri, 2017).

İTero (Invisalign; Cadent Inc, Or-Yehuda, İsrail) tarayıcı dijital görüntüleri yakalamak ve bunları üç boyutlu görüntü haline getirebilmek için paralel eş odaklı görüntüleme tekniğini kullanmaktadır (Andriessen, Rijkens, Van Der Meer ve Wismeijer, 2014). 3 Shape TRIOS 3(Kopenhag, Danimarka) tarayıcı da paralel eş odaklı mikroskopi yöntemi ile taranacak yüzeye paralel olarak yayılan ışık ışınlarının aynı optik yolda geri saçıldığı ve odaktan nesneye uzaklıkla orantılı olarak farklı alan derinliği seviyelerinde görüntülendiği sistemdir (Reich ve diğerleri, 2015).

Aktif Wavefront Örnekleme (Aktif Dalga Örneklemesi)

Bu yüzey görüntüleme tekniğinde eksen dışı çalışabilen diyafram açıklığına (*aperture*) sahip kamera kullanılmaktadır. Kamera sürekli titreşim halindedir. Modül optik eksen

etrafında dairesel bir yol izler ve net görüntüleri yakalayarak yüzey topografisini çıkarmaktadır. Mesafe ve derinlik bilgileri her nokta için hesaplanarak model üretilir. Bu teknik genellikle video çeken ağız içi kameralarda kullanılmaktadır (Richert ve diğerleri, 2017). Bu sistemlere örnek olarak Lava C.O.S. (3M ESPE, St. Paul, MN) verilebilir (Logozzo, Zanetti, Franceschini, Kilpelä ve Mäkynen, 2014).

Ağız İçi Tarayıcı	CEREC Bluecam	3Shape Trios 3	İTero	Lava C.O. S
Üretici Firma	Sirona Dental System	3Shape	Align Technology	3M ESPE
Çalışma Prensibi	Aktif Triangulasyon	Paralel Konfokal Mikroskopi	Paralel Konfokal Mikroskopi	Aktif Wavefront Sampling
Görüntüleme Türü	Video	Çoklu Fotoğraf	Çoklu Fotoğraf	Video
Pudra Uygulaması	Hayır	Hayır	Hayır	Evet

Tablo 2.1. Ağız içi tarayıcıların temel özellikleri

2.3.4.2 Laboratuvar Tarayıcıları

Ağız ortamındaki yansıtıcı yüzeyler, çevre yumuşak dokuların yönetimi, derin subgingival alanlar, tükürük, nem ve kanama gibi klinik koşullar nedeniyle ağız içi taramaların yapılamadığı durumlarda geleneksel ölçü alma yöntemleri kullanılmaktadır (Joda ve Brägger, 2016).

Protetik rehabilitasyonda dijital iş akışı farklı uygulamalar yardımıyla dental arkın dijitalleştirilmesi ile başlamaktadır. Geleneksel olarak elde edilen alçı modellerden dijital bir dosya elde edilmesi için bir laboratuvar tarayıcısı kullanılmaktadır. Alternatif bir diğer yöntem ise geleneksel ölçünün bir laboratuvar tarayıcısı kullanılarak taranması ve dosya tersine çevrilerek dijital bir model elde edilmesidir. Bu özellikleri nedeniyle hibrit bir yöntem olarak kabul edilebilir. Üçüncü bir seçenek

ise intraoral tarayıcılar kullanılarak dental arkın dijital taramasının yapılmasıdır (Chebib ve diğerleri, 2019).

Dijital laboratuvar tarayıcıları, ekstraoral tarayıcılar, model tarayıcıları, ölçü tarayıcıları ve masaüstü tarayıcıları olarak isimlendirilebilir. Bazı çalışmacılar intraoral tarama cihazları kullanılarak yapılan doğrudan taramaların, ekstraoral bir tarayıcı kullanılarak alçı model eldesinin dolaylı olarak dijitalleştirilmesiyle aynı hatta daha yüksek doğrulukla sonuçlandığını bildirmişlerdir (Bohner ve diğerleri, 2017).

Ekstraoral olarak yapılan indirekt dijitalleştirme işlemin konvansiyonel yöntemlerin ölçü alma, model elde etme, ölçü distorsiyonu gibi hataları içinde barındırmaktadır (Zhou, Zhou, Li ve Geng, 2020).

Ekstraoral tarama sistemleri hasta/hekim hareketlerinin olmaması ve optik ünitenin buğulanmasına yol açacak kan ve tükürük gibi oral sıvıların bulunmaması sayesinde daha iyi erişim, daha iyi aydınlatma ve daha iyi tarama avantajları sunmaktadır (Keul ve Güth, 2020).

Ekstraoral tarayıcılar kullandıkları yöntemlere göre temas edebilen sistemler, lazer ışını kullanan sistemler ve beyaz ışık kullanan sistemler olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır. Optik yöntemleri kullanan sistemlerde ışık nesneye yansıtılır ve yansıyan görüntüler kamera ile kaydedilmektedir. Kamera görüntülerindeki yansımalar işleme teknolojisi sayesinde üç boyutlu noktalar halinde elde edilir. Optik sistemler taranan nesnenin yoğunluğundan etkilenmez, yumuşak ve sert materyallerin temassız taranmasını sağlamaktadır. Aynı zamanda nesnenin optik özellikleri tarama verilerinin doğrulunu etkilemektedir (A. Persson, Andersson, Oden ve Sandborgh-Englund, 2006).

Lazer ışını kullanan sistemlerin tarama hızları yavaş, tekrarlanabilirlikleri düşüktür (A. S. K. Persson, Odén, Andersson ve Sandborgh-Englund, 2009).

Günümüzde bu alanda en çok yer bulan sistemler beyaz ışık kullananlardır. Beyaz ışık kullanan tarayıcılar iyi bir tarama hızına sahiptirler, tekrarlanabilirlikleri lazer ışını kullanan sistemlerden daha iyidir. Ancak taranan alanın dar ve derin olduğu durumlarda beyaz ışık kullanan sistemlerde de hatalar oluşabilmektedir. Bütün bu dezavantajlar üreticilerin daha az hata ile daha fazla tarama iddiası doğrultusunda mavi ışık kullanan sistemleri geliştirmeleri ile sonuçlanmıştır (Jeon ve diğerleri, 2015).

Bu sistemlere örnek verilecek olursa IScan D101 (Imetric), Lava Scan ST (3M ESPE), Everest Scan Pro (Kavo Dental) ve SmartOptics Activitiy 101 (Smart Optics) beyaz ışık, D640-D250-D700 (3Shape), Straumann Cares 3 Series (Straumann) ve ZENO Scan S100 (Wieland) lazer ışını, Renishaw Incise (Renishaw) ve Procera Forte (Nobel Biocare AB) ise dokunmatik prob kullanarak tarama yapabilmektedir. Bu sistemler arasında beyaz ışık kullanan optik tarayıcılar diğerlerine göre tarama başına daha fazla bilgi toplayabildikleri için genellikle en iyi tarayıcılar olarak kabul görmüşlerdir (González de Villaumbrosia, Martínez-Rus, García-Orejas, Salido ve Pradíes, 2016).

Dijital diş hekimliği alanındaki gelişmeler neticesinde tam ark restorasyonların bu yöntemlerle üretilmesi yaygınlaşmaktadır. Çoğu intraoral tarayıcı sanal modeller oluşturabilmek için görüntü birleştirme yöntemini kullanmaktadır. Özellikle küçük geometriye sahip ön dişlerde veya posteriora doğru görüntü yakalarken tam ark köşelerinin taranmasında sapmaların artması muhtemeldir. Ekstraoral tarayıcılar birden fazla kamera kullanarak çok eksenli hareketlerle daha hassas tam ark taramaları yapabilmektedir (S. J. Lee, Kim, Lee ve Cheong, 2020).

2.4 Üç Boyutlu Üretim Teknolojisi

Üç boyutlu baskı/üretim terimi nesneleri oluşturmak için tek bir seferde bir katman oluşturan ve her seferinde dikey yönde yukarı doğru hareket ederek bir önceki katman üzerine ekleme yapan üretim tekniğidir. Bu çalışma prensibi eklemeli üretim (additive manufacturing) ya da hızlı prototipleme (rapid prototyping) olarak tanımlanır (Andonovic ve Vrtanoski, 2010).

Eklemeli üretim teknolojileri sayesinde karmaşık nesneler basit, hızlı ve kontrollü bir şekilde üretilmektedir. Gelişen teknolojik faaliyetler ile üç boyutlu baskı/üretim yapan cihazlar mimariden sağlık alanına birçok sektörde geniş kullanım alanı bulmaktadır. Eklemeli üretim tekniklerinde işleme bağlı olarak polimerler, bazı metaller veya metal kompozitler kullanılabilir. Işığa duyarlı bir malzemeden üretilen objenin nihai dayanıklılığa erişebilmesi için son yüzey işlemleri gerekmektedir (Andonovic ve Vrtanoski, 2010).

Hızlı prototipleme ile üretim sürecinde öncelikle üç boyutlu bir modellemeye ihtiyaç duyulmaktadır. Model önceden belirlenmiş katman kalınlığı ve yönde birden çok katmana dilimlenmektedir. Her bir katman modelin o parçasındaki model konturları

hakkında bilgi içermektedir. Daha sonra bu katman bilgileri ilgili makinenin kodları şeklinde üretim sistemine gönderilmektedir (Liu, Leu ve Schmitt, 2006).

Günümüzde popüler hızlı prototipleme sistemleri SLA-Lazer Stereolitografi, DLP-Dijital Işık Yönetimi, SLS-Seçici Lazer Sinterleme, FDM-Ergitilmiş Katmanla Üretim ve MJF-Multi Jet Füzyon/Polijet Baskı olarak sıralanabilir (Liu ve diğerleri, 2006).

2.4.1 SLA(Stereolitography)-Lazer Stereolitografi

Bu sistemde malzeme olarak fotopolimer rezin, ışın olarak lazer ışını kullanılır. Sistemde sıvı fotopolimer teknesinin yüzeyine lazer ışını gönderilerek sıvı katman katılaştırılmaktadır. Her seferinde bir katman oluşturularak istenilen nesne elde edilmektedir. Kullanılan malzemenin kendinde yapışkan özellikte olması nedeniyle katmanlar arası bağlantı sağlanabilmektedir. Bazı objeler çıkıntı ve andırkat barındırdığında obje için destek çubukları da üretilmektedir. Üretim tamamlandıktan sonra destekler kesilerek nesne alandan uzaklaştırılır. Nesnenin nihai sertliği için kürlleme işlemleri uygulanmaktadır. Sistemin avantajları arasında yüksek doğruluklar, pürüzsüz yüzey, ince detay ve yüksek dayanıklılığa sahip nesneler üretilebilmesidir. Dezavantajları ise pahalı ekipman ve malzeme maliyeti, ıslak malzeme kullanılması, kürlleme işlemleri olarak sıralanabilmektedir (Paul F. Jacobs, 1992).

Bu üretim yöntemini kullanan sistemler; Varseo /Varseo L (BEGO, Bremen, ALMANYA), Form 1-2-3 (FormLabs, Somerville, MA, ABD), Projet 1200 (3D Systems, Rock Hill, Kaliforniya, ABD), VIDA/VIDA Hi-res (Envisiontec, Dearborn,MI, ABD) olarak sıralanabilir.

2.4.2. SLS (Selective Laser Sintering)- Seçici Lazer Sinterleme

Bu sistemde karbondioksit lazer kullanılarak toz halindeki malzemeler birleştirilerek üç boyutlu nesneler oluşturulmaktadır. Toz parçacık kullanan sistemler reçine bazlı teknolojilere göre daha verimli ve hızlı iş akışı sunmaktadır. Bu düzenekte bulunan piston yardımıyla toz malzemeler her katman için gerekli miktarda kademeli olarak yukarı taşınmaktadır. Sistemdeki silindir yapı toz malzemeleri üretim standına doğru yüzeye yayarak yönlendirmektedir. Sıkıştırılmış toz parçacıklar üzerine lazer ışını gönderilerek sıcaklık erime noktasına yükseltilir. Toz parçacıklar eriyerek kaynaşır ve her bir katman için aynı işlem tekrarlanarak katı bir yapı meydana gelmektedir. Gönderilen lazer ışını oluşturulacak nesnenin geometrisinin tanımlanan kesiti için

gerekli tozu eritecek şekilde düzenlenmiştir. Diğer sistemlerde olduğu gibi bu sistemde de üretim sonrası kumlama, zımparalama gibi bazı işlemler gerekmektedir. Kullanılmayan toz parçacıklar yeniden değerlendirilebilmektedir. Bu sistemde üretilecek obje için destekleyici çubuklara ihtiyaç yoktur. SLS sisteminin avantajları yüksek doğrulukta üretim sağlaması, kullanılan malzemenin çok yönlü olması, üretim sonrası işlemlerin kolay olması ve destekleyici çubuklara ihtiyaç duyulmaması olarak sıralanabilir. Diğer sistemlere nazaran ekipman maliyeti yüksek bir teknolojidir (Cooper, 2001; Hilton, 2000).

Bu üretim yöntemini kullanan sistemler; Sinterit Lisa/Sinterit Lisa Pro (Sinterit, Krakow, POLONYA) Fuse 1 (FormLabs, Somerville, MA, ABD), Sıntratec S2/Sıntratec Kıt (Sıntratec SG, Brugg, İSVİÇRE), Red Rock 3D (Red Rock, Moskova, RUSYA) olarak sıralanabilir.

2.4.3. DLP (Digital-Light Processing)- Dijital Işık Yönetimi

DLP teknolojisi 1987’de Larry Hornbeck isimli araştırmacı tarafından üretilmiştir (Larry J. Hornbeck, Van Alstyne, Tex Alstyne, 1996).

DLP teknolojisi SLA sistemlerle benzerlik gösterdiğinden ASTM International (Uluslararası Amerikan Test ve Materyalleri Topluluğu) tarafından aynı kategoride kabul edilmiştir (ISO/ASTM 52900-15,2009).

SLA ve DLP sistemler arasındaki temel fark ark lambası ve dijital mikroskopik boyutlarda aynalardan oluşan ışık kaynağıdır. Her ayna görüntülerdeki pikselleri temsil etmektedir. Aynaların sayısı görüntünün çözünürlüğü ile ilişkilidir. Bu sistemde sıvı fotopolimer içeren tekne ideal ortam koşullarında projektörden gelen ışığa maruz bırakılmaktadır. DLP projektör üç boyutlu modelin görüntüsünü sıvı fotopolimer üzerinde sergilemektedir. Bu çalışma düzeneğinde üretilen nesne likit yapıdaki rezinden yukarı doğru çekilerek üretilmektedir. İşlem üç boyutlu nesne oluşturulana kadar tekrar edilmektedir (Groth, 2014).

Bu üretim yöntemini kullanan sistemler; Varseo S (BEGO, Bremen, Almanya), D4K/DDP (Envisiontec, Dearborn, MI, ABD), D30 (RapidShape, Heimsheim, ALMANYA), Ackuray A135/Diplo (Ackuretta, Taiperi, TAYVAN), Cara Print 4.0 (Kulzer, Indiana, ABD), Versus (Microlay, Madrid, İSPANYA), MoonRay D-S (SprintDay, Los Angeles, ABD) olarak sıralanabilir.

2.4.4. FDM (Fused deposition modeling) / FFF (Fused Filament Fabrication)-Ergitilmiş Katmanla Üretim

FDM teknolojisi ilk olarak 1990'ların başında Scool Crump adlı araştırmacı tarafından kurulan Stratasys firması tarafından geliştirilmiştir (Van Noort, 2012). Bu firmanın patent süresi dolunca birçok firmanın bu sistemi kullanarak üretim yapan cihazları piyasaya sürülmüştür.

FDM-Ergitilmiş katmanla üretim teknolojisi termoplastik bir malzemenin ekstrüzyonu ile üç boyutlu üretim yapan yöntemdir. Kullanılan malzeme ısıtılır ve daha sonra katman katman biriktirilir. FDM tip üç boyutlu yazıcılar genellikle termoplastik polaktik asit materyalini kullanmaktadırlar. Üretim sonrası materyallerin görünüm ve işlevselliğini geliştirmek için yüzey işlemleri gerekmektedir (Mwema ve Akinlabi, 2020).

FDM teknolojisi kullanan sistemler üç boyutlu üretim yapan diğer sistemlerle benzer süreçlerden oluşmaktadır. Malzemelerin sabit basınç altında sabit hızla sürekli akıtılması gerekmektedir. Bu yöntemde tutarlı ve doğru sonuçlar elde edebilmek için basınç ve akış hızı değerleri sabit tutulmalıdır (Gibson, Rosen ve Stucker, 2015). FDM teknolojisi benzer üretim yapan diğer sistemlerle doğruluk ve hız açısından kıyaslandığında daha düşük kalmaktadır (Krar ve Gill, 2003).

Bu üretim yöntemini kullanan sistemlere; F120(Stratasys, Eden Prairie, Minnesota, ABD) Pro 2 Dual Extruder (Raise3D, Shangai, ÇİN), Maestro (ALT Design, Taipei, TAYVAN) RepRap yazıcı (RepRap, ÇEKYA) örnek verilebilir.

2.4.5. MJF (MultiJet Fusion)-Multi Jet Füzyon/PP (PolyJet Printing)-Polijet Baskı

Malzemenin yüzlerce başlıktan püskürtülerek ultraviyole ışını ile polimerize edildiği polijet baskı yöntemi olarak da adlandırılan üretim teknolojisidir (Stansbury ve Idacavage, 2016). Bu sistemde SLA/DLP sistemlerde olduğu gibi likit halde rezin kullanılmaktadır. Yirmi mikrometreden az katman kalınlığına sahip karmaşık geometrilerde pürüzsüz parçalar üretilebilmektedir. Kullanılan polimerik materyaller UV ışını ile kürlenmektedir. Bu yöntemde parça/madde mum ya da jel benzeri bir destek materyali ile üretilip depolanabilmektedir. Bu destek materyali daha sonra

ısıtılarak veya suyla yıkanarak uzaklaştırılabilmektedir (Fahad, Dickens ve Gilbert, 2013). Modeller ya da parçalar üretim sonrası işlem gerektirmeden yazıcıdan çıkarılmaya ve kullanıma hazır olmaktadır (K. Y. Lee ve diğerleri, 2015). Bu üretim yöntemini kullanan sistemlere; ProJet MJP 3600/DP 3000 (3D Systems, Rock Hill, Kaliforniya, ABD), Object30 (Stratasys, Eden Prairie, Minnesota, ABD) örnek verilebilir.

2.5. Amaç ve Hipotez

Bu tez çalışmasının amacı;

1-Tam dişsizlik vakalarında dijital ve konvansiyonel splintli açık kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilen modellerin doğruluklarının kıyaslanması,

2-İmplant sayısındaki farklılıkların dijital ve konvansiyonel model üretim tekniklerine etkisinin değerlendirilmesi,

3-Total dişsiz hastalarda dijital üretim tekniklerinin konvansiyonel tekniklere alternatif olup olmayacağının tespit edilmesi ve dijital tekniklerin tarama-üretim hassasiyetlerinin karşılaştırılmasıdır.

Tez çalışmasının test edilen boş hipotezleri (Ho);

1-Tam dişsizlik vakalarının implant tedavisi ile rehabilitasyonunda konvansiyonel yöntemlerle elde edilen alçı modellerin dijital tekniklerle üretilen rezin modellere kıyasla daha doğru sonuçlar sağlaması,

2- İmplant sayılarında yapılan değişikliklerle birlikte taramalarda özellikle posterior bölgelere doğru gidildikçe veri kayıplarının yaşanması ve bu durumun üretim aşamasına yansması,

3- Üç boyutlu model üretimi yapan cihazların tekrarlayan tarama ve üretim prosedürlerinde aynı hassasiyeti göstermesidir.

3. Materyal ve Metot

Bu çalışmanın amacı doğrultusunda öncelikle 4 (dört) ve 6 (altı) adet implant analoğu (ImplantSwiss-Novadent SA/Yverdon-les-Bains/İSVİÇRE) içeren 2 (iki) adet rezin esaslı (Formlabs/Somerville/Massachusetts/ABD) referans model elde edildi. Referans modeller kullanılarak konvansiyonel ölçü yöntemleri ile 14 (on dört) adet alçı model, dijital ölçü ve baskı yöntemleri kullanılarak 98 (doksan sekiz) adet rezin esaslı çalışma modelleri üretildi.

Bu uzmanlık tez çalışması için gerekli modeller Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Klinik ve Laboratuvarlarında ayrıca özel bir diş protez laboratuvarında hazırlanmıştır.

Çalışma iki ayrı merkezde aynı operatör tarafından 5 aşama halinde gerçekleştirilmiştir.

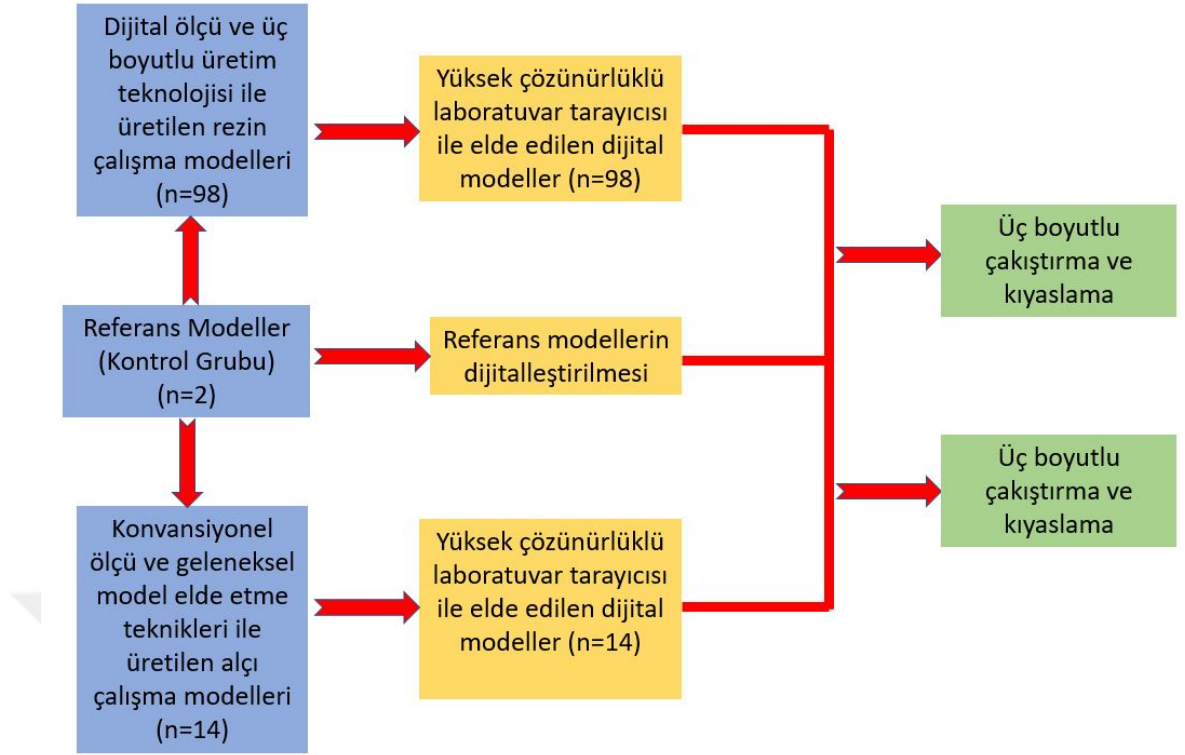
1-Doku seviyesi implant analogları yerleştirilmiş rezin esaslı referans modellerin elde edilmesi

2-Referans modeller kullanılarak konvansiyonel implant ölçülerinin alınması ve alçı modellerin üretilmesi

3- Referans modeller kullanılarak dijital implant ölçülerinin alınması ve üç boyutlu yazıcı tarafından rezin çalışma modellerinin üretilmesi

4-Referans ve çalışma modellerin dijital ortama aktarılması ve sanal modellerin oluşturulması

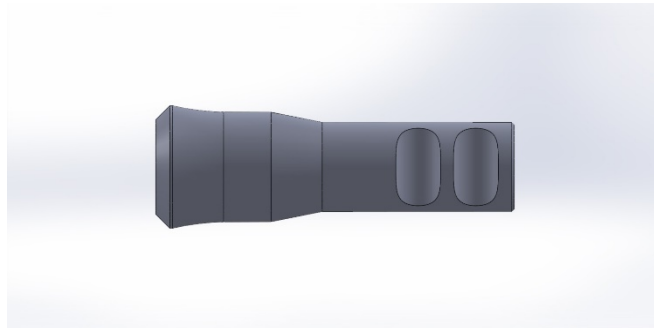
5-Referans ve çalışma modellerinin sanal görüntülerinin üç boyutlu karşılaştırma yöntemi ile kıyaslanmasıdır.



Resim 3.1. Tez çalışmasının iş akışı

3.1. Doku seviyesi implant analogları yerleştirilmiş rezin esaslı referans modellerin elde edilmesi

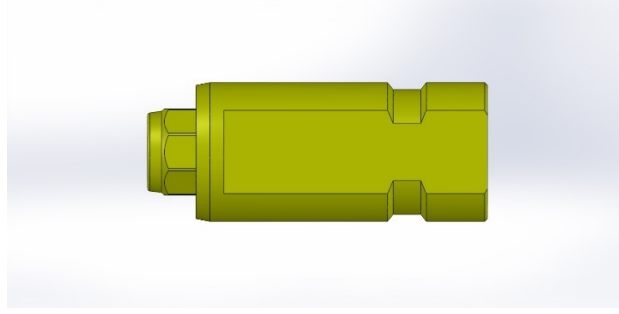
Çalışmada iki adet dişsiz üst çene alçı modelden birine 12, 22, 14 ve 24 numaralı diş bölgelerine toplam 4 adet, diğerine 12, 22, 14, 24, 16 ve 26 numaralı diş bölgelerine toplam 6 adet doku seviyesi implant analogları (ImplantSwiss-Novadent SA/Yverdon-les-Bains/İSVİÇRE) yerleştirildi.



Resim 3.2. Doku seviyesi implant analogu

İmplant analogları yerleştirilmiş alçı modellere dijital taramalar için gerekli olan tarama parçaları / scan body (ImplantSwiss-NovadentSA/Yverdon-les-

Bains/İSVİÇRE) yerleştirildi. Tüm dijital taramalarda tarama parçalarının (scan body) etkisini ortadan kaldırmak için aynı tarama parçaları kullanılmıştır.



Resim 3.3. Dijital tarama parçası (scan body)

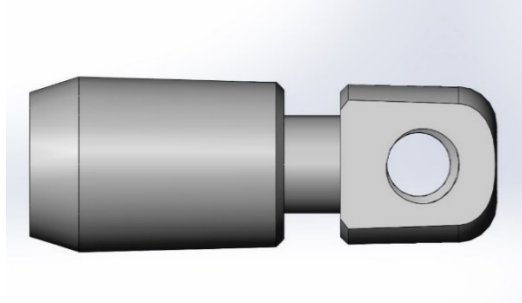
Tarama parçaları yerleştirilen alçı modeller üç boyutlu modelleme yapılabilmesi için laboratuvar tarayıcısı ile tarandı. Bu çalışmada yüksek çözünürlüklü tarama netliği 6 mikron olan CAMcube D15 Scanner (Camcube/ Montreal/KANADA) kullanılmıştır.



Resim 3.4. Laboratuvar Tarayıcısı

Kullanılan tarayıcı Exocad GmbH (Alingn Technology Inc, San Jose, Kaliforniya, ABD) yazılım paketi ile uyumludur ve görüntüler STL dosyası formatında elde edilmektedir. Taramalar gerçekleştirilmeden önce tarama esnasında implant analoglarının ve tarama parçalarının yansıma yaparak distorsiyonlara neden olmaması için tüm çenelere Labor O-Sprey okluzyon spreyi (S&S Scheftner GmbH, Mainz, ALMANYA) uygulandı. Elde edilen üç boyutlu tarama verileri Exocad DentalDB 2.2 Valetta (Version 2.2 Engine Build 6654) yazılım programına aktararak sanal model

tasarımı yapıldı. Bu model tasarımında dijital implant analogları sisteme tanımlı kütüphaneden seçilerek modelleme tamamlandı. Kullanılan yazılım aracılığı ile üç boyutlu görüntüler STL dosya formatına dönüştürülerek üretim aşamasına geçildi.

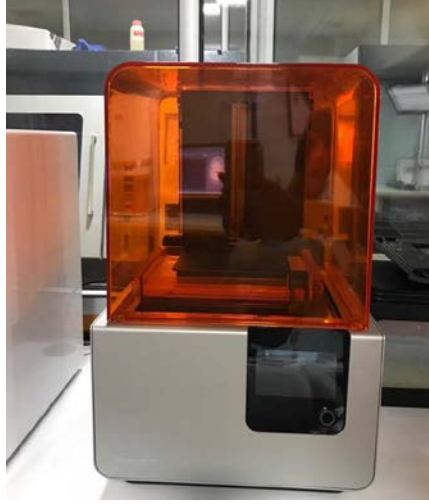


Resim 3.5. Yazılım kütüphanesinden seçilen doku seviyesi dijital analog

Tasarlanan dosyalar üretim ayarları için PreForm Software 3.14.0 (FormLabs /Somerville /Massachusetts/ABD) baskı hazırlama yazılımına aktarıldı. Yazılımda makine, kartuş ve katman kalınlığı seçildi. Üretilmek istenilen modeller yazılımda görselleştirildi. Yazılımda one-click-.print butonu ile model otomatik olarak dilimlendi. Support seçeneği ile desteklerin bağlantı noktaları modellerin arka kısmına gelecek şekilde ayarlandı. Baskı ön izlemesi yapıldı. Print seçeneği ile veriler yazıcıya aktarıldı.

Dijital iş akışı içerisinde kullanacağımız fotopolimer reçineler (Formlabs/Somerville/Massachusetts/ABD) çeşitli bileşenlerden oluşmaktadır. Kısa plastik zincirler (monomerler, oligomerler) çekirdeği oluşturur, foto başlatıcılar reaksiyonu tetikler ve çeşitli katkı maddeleri ile reçinenin rengi, mekanik özellikleri veya opaklığı ayarlanmaktadır.

Bu çalışmada rezin esaslı modellerin üretilmesi için tabakalama yöntemi ile üretim yapan SLA tip Form 2 (Formlabs/Somerville/Massachusetts/ABD) yazıcı kullanıldı.



Resim 3.6. Form 2 SLA tip 3D Printer

Yazıcının kalibrasyonu yapıldıktan sonra tank içinde üretim için optimal sıcaklık olan 30-35 °C sabit iç sıcaklığa ayarlandı ve sıvı reçine için gerekli olan tank el değmeden hassas bir şekilde alt platforma yerleştirildi. Kullanılacak reçineyi baskı esnasında karıştıran çubuk yuvasına kitlendi. Üretimi dikey yönde yönlendirecek tabla platforma kitlendi. Yazıcının otomatik kartuş tanımlama sistemi sayesinde ayarlar malzemeye göre düzenlendi. Referans modellerin üretimi için gri renkli Formlabs Draft Rezin (Formlabs/Somerville/Massachusetts/ABD) kartuş yuvasına takıldı.



Resim 3.7. Formlabs Draft Rezin (1L)

Referans modellerin üretimi için tercih edilen Draft rezin gri renklidir. Böylece çalışma modellerinden kolaylıkla ayırt edilebilir. Üretici tarafından piyasaya ortalama

20 dakikada bir model üretilebilen en hızlı reçine olarak sunulmuştur. Bu rezin termoform, ortodontik, tanı ve kron-köprü modellerinin üretiminde kullanılabilmektedir. 100-200 mikron hassasiyete sahip üretimler yapılabilir.

Modeller üretimin tamamlanmasının ardından yazıcının kapağı açılarak tabla ile çıkarıldı. Tank içinde kalan likit reçinenin ortam ışığundan etkilenmesini önlemek amacıyla yazıcının kapağı kapatıldı. Tabla bitirme kitinin içerdiği taşıma parçasına (jig) bağlandı. Tablaya elle temas etmeden üretilen modeller bir kazıcı yardımı ile çıkarıldı. Durulama sepeti yardımıyla modeller solüsyon banyosuna yerleştirildi. Modelleri bu solüsyonda (izopropil alkol) 30 saniye boyunca sallayarak likit reçinenin çözülmesi sağlandı. Daha sonra üreticinin önerdiği süre olan 10 dakika kadar solüsyonda bekletildi ve modeller çıkarıldı. İzopropil alkol uçucu bir solvent olduğu için modellerden tamamen uzaklaşması için 30 dakika kurutmaya bırakıldı.

Üretilen modellerin nihai sertliğine ulaşması, malzemenin performansını artırması, tutarlı boyutsal doğruluk için kürlleme işlemi uygulanması gerekmektedir. Kürlleme elektron ışınlarının, sıcaklığın ve kimyasal malzemelerin katkıları ile polimer zincirlerinin çapraz bağlanması yoluyla polimer malzemenin sertleştirilmesi işlemidir.

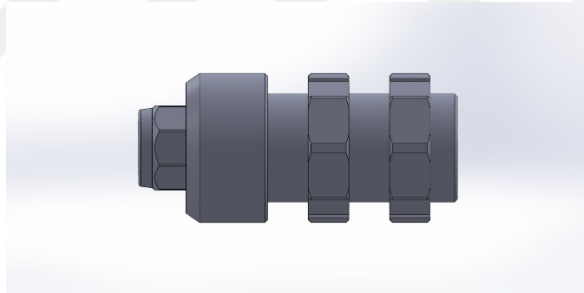
Rezin modellerin kürlleme işlemi için FormLabs FormCure cihazı kullanıldı. Cihaz 405 nm dalga boyunda led ışık teknolojisi ve 100 W'lık ısıtıcıya sahiptir. Kullanılan materyale uygun olan süre ve sıcaklık ayarı otomatik olarak yapılmaktadır. Tamamen kuruyan modeller kürlleme cihazının tablasına eşit aralıklarla yerleştirildi. Modeller üreticinin talimatına uygun olarak 5 dakika boyunca ısı olmadan ardından daha iyi mukavemet sağlamak amacıyla 60 °C de 5 dakika daha kürlleme işlemi uygulandı. Süre tamamlandıktan sonra modeller dikkatlice cihazdan çıkarıldı. Modelin destek çubukları kürlleme işlemi sonrası bir kesi yardımıyla kesilerek çıkarıldı. Daha sonra bir zımpara yardımıyla son yüzey işlemi uygulandı.



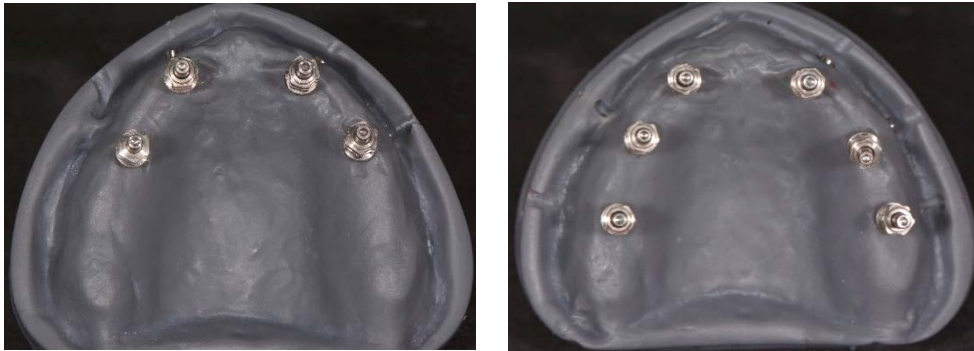
Resim 3.8. Referans Modeller

3.2. Referans modeller kullanılarak konvansiyonel implant ölçülerinin alınması ve alçı modellerin üretilmesi

Her iki referans modelde doku seviyesi implant analoglarına ölçü işlemi için gerekli olan açık kaşık ölçü parçaları (ImplantSwiss-Novadent SA/Yverdon-les-Bains/İSVİÇRE) el basıncı ile vidalandı.



Resim 3.9. Tissue level açık kaşık ölçü parçası



Resim 3.10. Açık kaşık ölçü postlarının referans modellere vidalanması

Akrilik kaşık yapımına geçmeden önce açık kaşık ölçü parçalarının arasında kalan alanlar pembe mum (Cavex/Haarlem/HOLLANDA) yardımıyla dolduruldu. Böylece açık kaşık tekniğinde splintleme materyali olarak kullanacağımız patern rezine (GC/Tokyo/JAPONYA) akrilik kaşığa yer sağlanmış oldu.

Ölçü materyaline eşit yer sağlamak ve rölyef yapmak amacıyla rezin modeller iki kat baz plak mumu ile kaplandı. Akriliğin rezin modellere yapışmasını önlemek için vazelin sürüldü.

Kaşık yapımı için otopolimerizan pembe akril (Meliodent /Heraeus Kulzer /Hanau /ALMANYA) üretici firmanın önerdiği toz-likit oranı göz önünde bulundurularak karıştırıldı. Akril ele yapışmayacak bir hamur kıvamına geldiğinde mum üzerine uyarlandı. Kaşıklarda ölçü postlarına karşılık gelen bölgeler delinerek açık bırakıldı. Akriliğin çalışma süresi içinde uygun kaşık şekli verildi. Sertleşme tamamlandıktan sonra modelden ayrıldı. Cila ve tesviye işlemleri tamamlandı. Aynı işlem her bir model için 7'şer kez tekrarlandı. Toplam 14 adet akrilik kaşık elde edildi.



Resim 3.11. Hazırlanan akrilik kaşıklar

Kaşıklar ölçü işleminde kullanılmadan önce akrilik malzemenin polimerizasyon reaksiyonunun tamamlanması için 24 saat beklendi.

Her iki referans modeldeki doku seviyesi implant analoglarına ölçü işlemi için gerekli olan açık kaşık ölçü parçaları (ImplantSwiss-Novadent SA/Yverdon-les-Bains/İSVİÇRE) el basıncı ile vidalandı. Açık kaşık ölçü yönteminde splintleme materyali olarak patern rezin (GC/Tokyo/JAPONYA) kullanıldı. Ölçü postları önce birbirilerine metal çubuklar yardımıyla bağlandı ardından otopolimerizan rezin materyali firmanın önerdiği toz likit oranlarında hazırlanarak uygulandı. Kullanılan rezinin polimerizasyonunun tamamlanması için 24 saat beklendi.



Resim 3.12. Splintleme materyali (patern rezin)

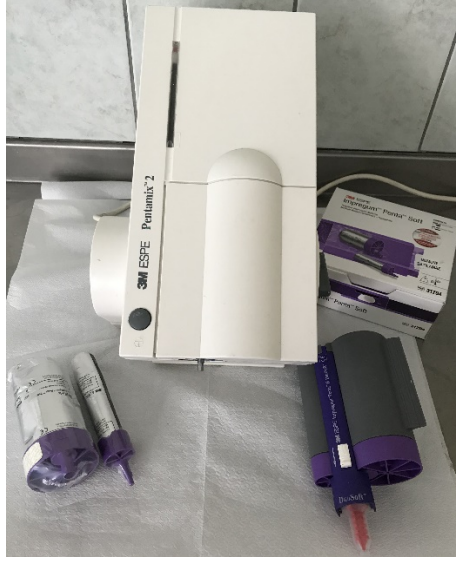
Ölçü doğruluğu için splintleme materyali olarak kullanılan rezinin polimerizasyon büzülmesinin minimum tutulması gerekmektedir. Splintleme işlemi tamamlandıktan sonra referans modellerde hazır olan ölçü kaşıklarının uyumu kontrol edildi.



Resim 3.13. Açık kaşık ölçü parçalarının metal çubuk ve patern rezin ile splintlenmesi

Ölçü alma işleminden otuz dakika önce, kaşık adezivi (Universal Tray Adhesive, Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya) hazırlanan akrilik kaşıklara uygulandı.

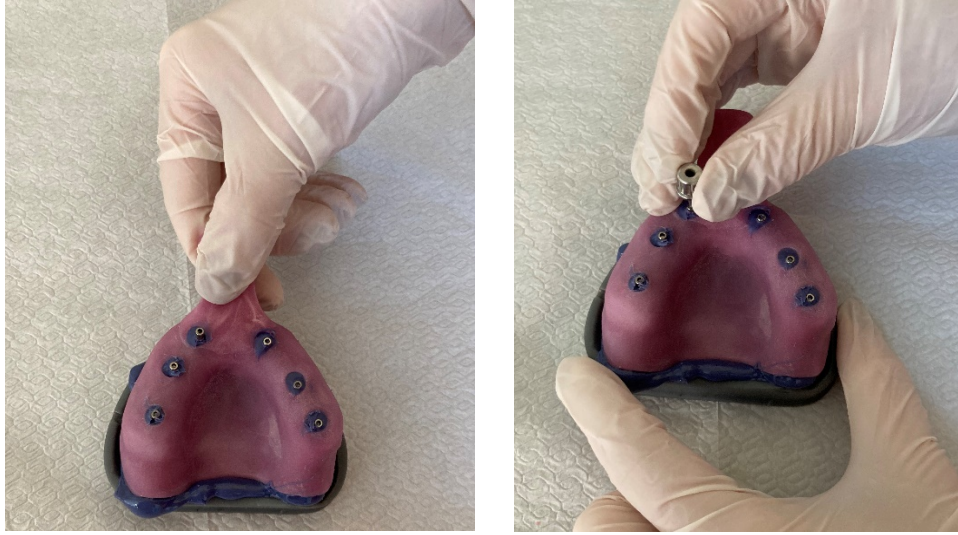
Medium viskoziteli polieter ölçü maddesi (Impregum Penta Soft, 3M ESPE, Neuss, ALMANYA) Pentamix cihazında karıştırıldı ve hazırlanan ölçü kaşıklarına aktarıldı ardından modele yerleştirildi. Açık ölçü parçalarının vida kısımlarının hazırlanan kaşığın deliklerinden çıkması için fazlalık olan ölçü maddeleri temizlendi. Ölçü materyali sertleştikten sonra açık kaşık ölçü parçalarının vidaları gevşetilip ölçü kaşığı referans modelden uzaklaştırıldı.



Resim 3.14. Polieter ölçü maddesi

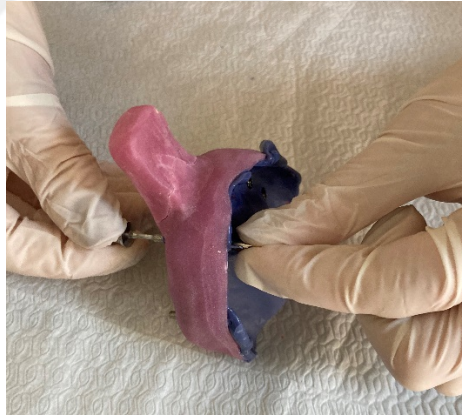


Resim 3.15. Ölçü maddesinin kaşığa yerleştirilmesi



Resim 3.16. Ölçünün modele yerleştirilmesi ve açık kaşık ölçü parçalarının vidalarının gevşetilmesi

Ölçü kaşığının içinde kalan ölçü postlarına tissue level implant analogları (ImplantSwiss-Novadent SA/Yverdon-les-Bains/İSVİÇRE) ölçüye dokunmadan el kuvveti ile vidalanıp sabitlendi.



Resim 3.17. Tissue level implant analoglarının ölçü içindeki postlara vidalanması

Aynı işlem basamakları 14 adet ölçü elde edilinceye kadar tekrarlandı. Tüm ölçüler oda sıcaklığında aynı uygulayıcı tarafından elde edildi. Ölçü maddelerinde görülebilecek elastik geri dönüşüm için 24 saat beklendikten sonra Tip 4 dental sert alçı (Elite Rock, Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya) üreticinin talimatlarına uygun su/tuz oranlarında karıştırılarak hava kabarcığı kalmayacak şekilde ölçü içerisine döküldü.

Sert alçının tamamen sertleşmesi için 2 saat bekletildikten sonra kaşığın deliklerinden çıkan vidalar gevşetildi ve ölçüler modellerden ayrıldı. Toplam 14 adet alçı model elde edildi. Modeller implant sayılarına göre gruplandırıldı.



Resim 3.18. 4 ve 6 adet analog yerleştirilmiş alçı modeller

3.3. Referans modeller kullanılarak dijital implant ölçülerinin alınması ve üç boyutlu yazıcı tarafından rezin çalışma modellerinin üretilmesi

İmplant analogları yerleştirilmiş rezin referans modellere dijital taramalar için gerekli olan tarama parçaları/scan body (ImplantSwiss-Novadent SA/Yverdon-les-Bains/İSVİÇRE) yerleştirildi. Tüm dijital taramalarda tarama parçalarının (scan body) etkisini ortadan kaldırmak için aynı tarama parçaları kullanılmıştır.

Tarama parçaları yerleştirilen rezin modeller üç boyutlu modelleme yapılabilmesi için laboratuvar tarayıcısı ile tarandı. Bu çalışmada yüksek çözünürlüklü tarama netliği 6 mikron olan CAMcube D15 Scanner (Camcube/ Montreal/KANADA) kullanılmıştır.

Kullanılan tarayıcı Exocad GmbH (Alingn Technology Inc, San Jose, Kaliforniya, ABD) yazılım paketi ile uyumludur ve görüntüler STL dosyası formatında elde edilmektedir. Taramalar gerçekleştirilmeden önce tarama esnasında implant analoglarının ve tarama parçalarının yansıma yaparak distorsiyonlara neden olmaması için tüm çenelere Labor O-Sprey okluzyon spreyi (S&S Scheftner GmbH, Mainz, ALMANYA) uygulandı.

Referans modellerin her biri laboratuvar tarayıcısı kullanılarak toplamda 7’şer kez tarandı. Elde edilen üç boyutlu tarama verileri Exocad DentalDB 2.2 Valetta (Version 2.2 Engine Build 6654) yazılım programına aktararak sanal model tasarımı yapıldı

ve gruplandırıldı. Bu model tasarımında dijital implant analogları sisteme tanımlı kütüphaneden seçilerek modelleme tamamlandı. Toplamda 14 (on dört) adet sanal model elde edildi.

Kullanılan yazılım aracılığı ile üç boyutlu görüntüler STL dosya formatına dönüştürülerek üretim aşamasına geçildi.

Öncelikle 4 adet dijital implant analogu içeren referans modelin birinci taramasından elde edilen STL formatlı dosyası üretim ayarları için PreForm Software 3.14.0 (FormLabs /Somerville/ Massachusetts/ABD) baskı hazırlama yazılımına aktarıldı. Yazılımda makine, kartuş ve katman kalınlığı seçildi. Üretilmek istenilen modeller yazılımda görselleştirildi. Yazılımda one-click-print butonu ile model otomatik olarak dilimlendi. Support seçeneği ile desteklerin bağlantı noktaları modellerin arka kısmına gelecek şekilde ayarlandı. Baskı ön izlemesi yapıldı. Print seçeneği ile veriler yazıcıya aktarıldı.

Referans modellerin üretiminde kullanılan SLA tip Form 2 (Formlabs /Somerville / Massachusetts/ABD) yazıcı çalışma modellerin üretiminde de kullanıldı. Yazıcının kalibrasyonu yapıldıktan sonra tank içinde üretim için optimal sıcaklık olan 30-35 °C sabit iç sıcaklığa ayarlandı ve sıvı reçine için gerekli olan tank el değmeden hassas bir şekilde alt platforma yerleştirildi. Kullanılacak reçineyi baskı esnasında karıştıran çubuk yuvasına kitlendi. Üretimi dikey yönde yönlendirecek tabla platforma kitlendi. Yazıcının otomatik kartuş tanımlama sistemi sayesinde ayarlar malzemeye göre düzenlendi. Çalışma modellerinin üretimi için sarı renkli FormLabs Model Reçinesi kullanıldı.



Resim 3.19. Formlabs Model Rezin (1L)

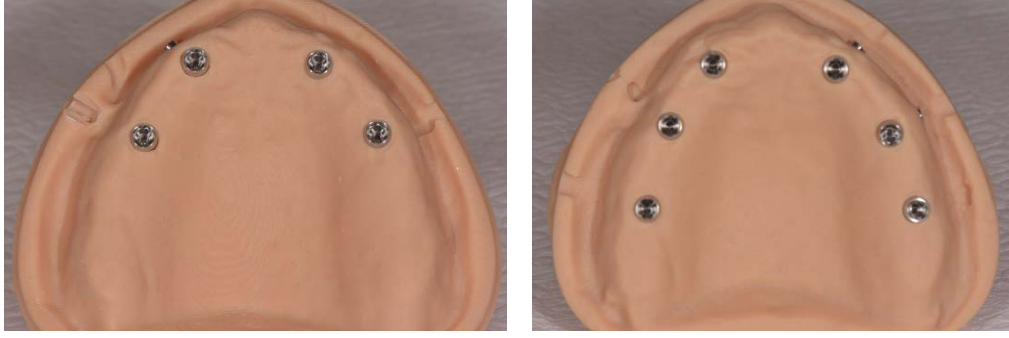
Bu çalışmada kullanılan model reçinesi 25,50,100 ve 140 mikron katman kalınlıklarına sahip yüksek doğruluk ve hassasiyette üretim sağlamaktadır. Çalışmamız için 50 mikron kalınlığında katmanlı üretim yapılmıştır. Model reçinesi kron-köprü protez modelleri, ortodontik modeller, tanı modelleri ve implant modelleri için tasarlanmıştır. Pürüzsüz mat yüzeye ve alçı benzeri renge sahiptir.

Referans modellerin ilk taraması kullanılarak elde edilen rezin esaslı çalışma modellerinin (n=7) üretimin tamamlanmasının ardından yazıcının kapağı açılarak tabla ile çıkarıldı. Tank içinde kalan likit reçinenin ortam ışığından etkilenmesini önlemek amacıyla yazıcının kapağı kapatıldı. Tabla bitirme kitinin içerdiği taşıma parçasına (jig) bağlandı. Tablaya elle temas etmeden üretilen modeller bir kazıcı yardımı ile çıkarıldı. Durulama sepeti yardımıyla modeller solüsyon banyosuna yerleştirildi. Modelleri bu solüsyonda (izopropil alkol) 30 saniye boyunca sallayarak likit reçinenin çözülmesi sağlandı. Daha sonra üreticinin önerdiği süre olan 10 dakika kadar solüsyonda bekletildi ve modeller çıkarıldı. İzopropil alkol uçucu bir solvent olduğu için modellerden tamamen uzaklaşması için 30 dakika kurutmaya bırakıldı. Tamamen kuruyan modeller kütleme cihazının tablasına eşit aralıklarla yerleştirildi. Modeller üreticinin talimatlarına uygun olarak 60 °C de 30 dakika boyunca kütleme işlemi uygulandı. Süre tamamlandıktan sonra modeller dikkatlice cihazdan çıkarıldı. Modellerin destek çubukları kütleme işlemi sonrası bir kesi yardımıyla kesilerek çıkarıldı. Daha sonra bir zımpara yardımıyla son yüzey işlemleri uygulandı.

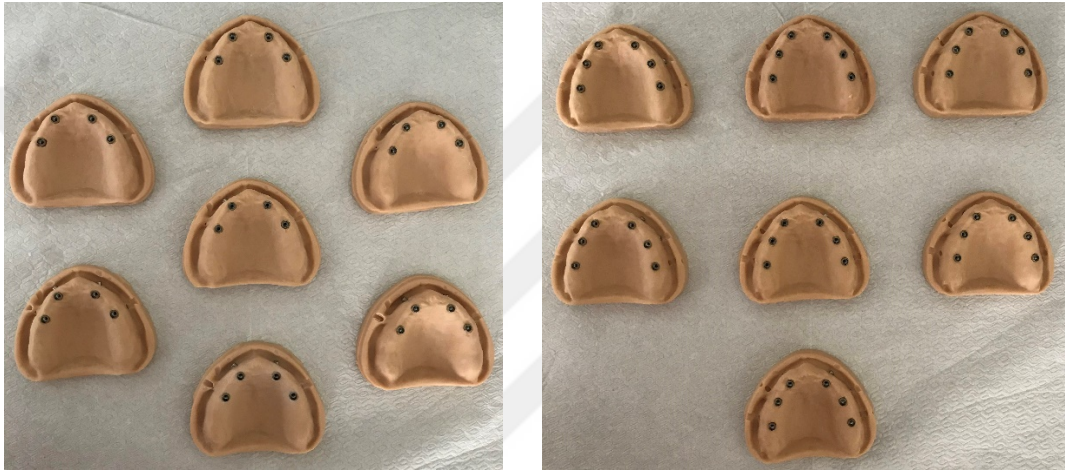
Aynı işlemler 4 (dört) adet implant analogu içeren referans modelin diğer tarama görüntülerinin her birinden 7'şer adet olmak üzere toplam 49 adet rezin esaslı çalışma modeli elde edildi.

Aynı işlem basamakları 6 (altı) adet implant analogu içeren referans modelin 7 kez taranarak her birinden 7'şer adet olmak üzere toplam 49 adet rezin esaslı çalışma modeli elde edilerek tamamlandı.

Toplamda 98 adet rezin çalışma modeli elde edildi.



Resim 3.20. Rezin esaslı 4 ve 6 analog içeren çalışma modelleri

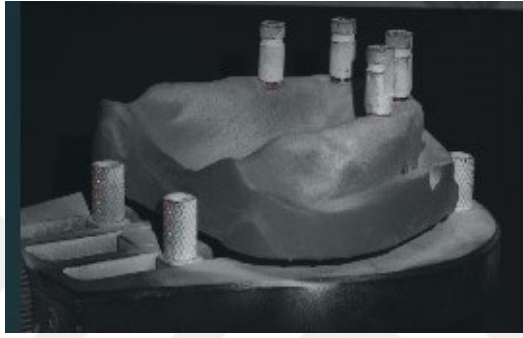


Resim 3.21. Rezin referans modellerin ilk taramasından üretilen rezin çalışma modelleri (R41-R61)

3.4. Referans ve çalışma modellerin dijital ortama aktarılması ve sanal modellerin oluşturulması

4 ve 6 adet dijital implant analogu yerleştirilmiş gri renkli rezin esaslı referans modellere dijital tarama parçaları (scan body) takılarak üç boyutlu modelleme yapabilmek için yüksek tarama çözünürlüğüne sahip laboratuvar tarayıcısı ile tarandı. Bu çalışmada yüksek çözünürlüklü tarama netliği 6 mikron olan CAMcube D15 Scanner (Camcube/ Montreal/KANADA) kullanılmıştır. Kullanılan tarayıcı Exocad GmbH (Alingn Technology Inc, San Jose, Kaliforniya, ABD) yazılım paketi ile uyumludur ve görüntüler STL dosyası formatında elde edilmektedir. Dijitalleştirme yapan cihazlar üreticinin tavsiyesine göre kalibre edilmiştir.

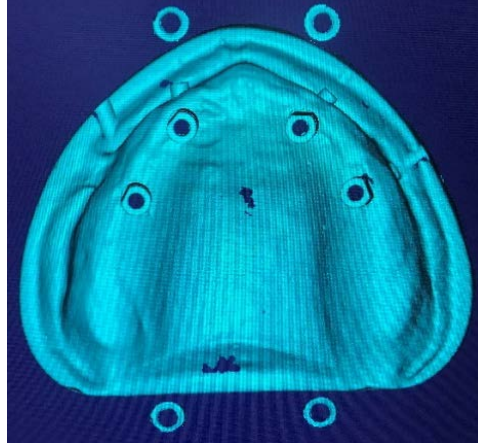
Taramalar gerçekleştirilmeden önce tarama esnasında implant analoglarının ve tarama parçalarının yansıma yaparak distorsiyonlara neden olmaması için tüm çenelere Labor O-Sprey okluzyon spreyi (S&S Scheftner GmbH, Mainz, ALMANYA) uygulandı. Elde edilen üç boyutlu tarama verileri Exocad DentalDB 2.2 Valetta (Version 2.2 Engine Build 6654) yazılım programına aktarılarak sanal model tasarımı yapıldı. Bu model tasarımında dijital implant analogları sisteme tanımlı kütüphaneden seçilerek modelleme tamamlandı. Kullanılan yazılım aracılığı ile üç boyutlu görüntüler STL dosya formatında kaydedildi. Bütün dijital iř akışı güncel yazılım versiyonu kullanılarak tek operatör tarafından yapıldı.



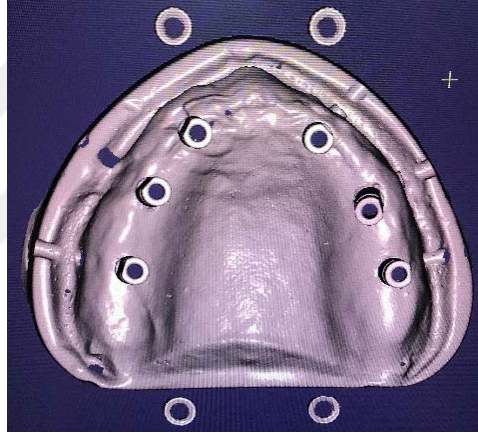
Resim 3.22. Dört analog içeren rezin referans modele tarama parçalarının yerleştirilmesi



Resim 3.23. Altı analog içeren rezin referans modele tarama parçalarının yerleştirilmesi



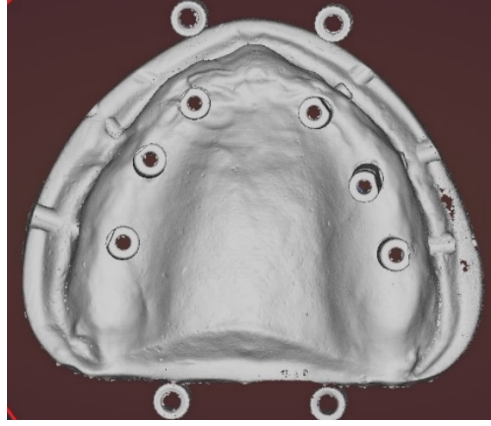
Resim 3.24. Dört adet analog içeren referans modelin üç boyutlu dijital görüntüsü



Resim 3.25. Altı adet analog içeren referans modelin üç boyutlu dijital görüntüsü



Resim 3.26. Dört adet analog içeren rezin çalışma modelinin (R41-a) üç boyutlu dijital görüntüsü



Resim 3.27. Altı adet analog içeren rezin çalışma modelinin (R61-a) üç boyutlu dijital görüntüsü

Aynı işlem basamakları rezin ve alçı esaslı çalışma modelleri için tekrarlandı. Dijital ve konvansiyonel yöntemlerle ölçüler alınarak 2 adet rezin esaslı referans model, 98 adet rezin esaslı çalışma modeli ve 14 adet alçı çalışma modeli elde edildi. Toplam 114 adet modelin üç boyutlu görüntüsü elde edildi. Üç boyutlu çakıştırma ve kıyaslama aşamasına geçildi.

	KONVANSİYONEL ÖLÇÜ	DİJİTAL ÖLÇÜ
REFERANS MODEL (4 ANALOG)	A4: Açık Kaşık Ölçü Tekniği İle Üretilen Alçı Model (n=7) A4-a A4-b A4-c A4-d A4-e A4-f A4-g	1. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R41-a R41-b R41-c R41-d R41-e R41-f R41-g 2. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R42-a R42-b R42-c R42-d R42-e R42-f R42-g 3. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R43-a R43-b R43-c R43-d R43-e R43-f R43-g 4. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R44-a R44-b R44-c R44-d R44-e R44-f R44-g 5. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R45-a R45-b R45-c R45-d R45-e R45-f R45-g 6. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R46-a R46-b R46-c R46-d R46-e R46-f R46-g 7. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R47-a R47-b R47-c R47-d R47-e R47-f R47-g
REFERANS MODEL (6 ANALOG)	A6: Açık Kaşık Ölçü Tekniği İle Üretilen Alçı Model (n=7) A6-a A6-b A6-c A6-d A6-e A6-f A6-g	1. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R61-a R61-b R61-c R61-d R61-e R61-f R61-g 2. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R62-a R62-b R62-c R62-d R62-e R62-f R62-g 3. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R63-a R63-b R63-c R63-d R63-e R63-f R63-g 4. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R64-a R64-b R64-c R64-d R64-e R64-f R64-g 5. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R65-a R65-b R65-c R65-d R65-e R65-f R65-g 6. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R66-a R66-b R66-c R66-d R66-e R66-f R66-g 7. Taramadan Üretilen Rezin Model (n=7) R67-a R67-b R67-c R67-d R67-e R67-f R67-g
2 ADET REFERANS MODEL	n toplam :14	n toplam:98

Tablo 3.1. Konvansiyonel ve dijital yöntemlerle üretilen modellerin sınıflandırılması

3.5. Referans ve çalışma modellerinin üç boyutlu çakıştırma yöntemi ile kıyaslanması

Bu tez çalışmasında STL formatındaki dosyaların kıyaslanabilmesi için bir metroloji yazılımı olan Geomagic Control X (Geomagic Inc,3D Systems, Kuzey Carolina, ABD) kullanıldı. Üç boyutlu görüntüler binlerce pikselden, bu piksellerde *mesh* olarak adlandırılan üçgenlerden oluşmaktadır. Referans ve çalışma modelleri çakıştırma işlemi için farklı renklerde düzenlendi. *Import* sekmesinden öncelikle 4 ve 6 adet analog içeren rezin referans modellerin üç boyutlu görüntüsü yazılıma aktarıldı. Üç boyutlu görüntülerde kıyaslamaları engelleyecek yabancı ve istenmeyen kısımlar

ıkarıldı. Yazılımda *measured* sekmesine tıklayarak ekranda sol tarafta açılan pencerede bulunan seçeneklerden mevcut model referans model olarak kaydedildi. Tekrar *import* sekmesinden kıyaslama yapacağımız çalışma modellerinden dört analog içeren (A4 Grup) alçı çalışma modellerinden A4-a numaralı modelin üç boyutlu görüntüsü ana ekrana eklendi. Referans model sabit kabul edilerek analoglar sağ posteriordan başlayarak numaralandırıldı ve taranan çalışma modelinin üç boyutlu görüntüleri ile üst üste akıştırıldı. Referans model ve çalışma modelinin görüntülerinin üst üste çakıştırılması önce kabaca sonra best-fit alignment özelliği kullanılarak nihai eşleşme yapıldı. Alana spesifik karşılaştırma yapmak için çakıştırılan görüntülerde sadece dijital tarama parçalarının (scan body) bulunduğu alanlar seçildi. Tarama parçalarının üzerinde x, y ve z düzlemlerinde olacak şekilde referans noktalar belirlendi. Yazılımın üst segmentinde bulunan *3D Compare* butonuna tıklayarak kıyaslamalar yapıldı Master modeller ve çalışma modelleri arasındaki konumsal farklar her bir düzlem için ayrı ayrı mm cinsinden hesaplandı. Bütün işlem basamakları alçı ve rezin çalışma modellerinin tüm alt grupları ile tekrarlandı. Ayrıca alçı ve rezin çalışma modelleri birbirleri ile rezin çalışma modelleri ise alt grupları arasında kıyaslanarak yapılan ölçümler Excel dosyasına kaydedildi.



Resim 3.28. Rezin esaslı referans ve çalışma modellerinin dijital görüntülerinin akıştırılması

4 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE ALÇI ÇALIŞMA MODELLERİNİN X-Y-Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI									
REFERANS-1 X Eksen	↔	A4 Grup	A4-a	A4-b	A4-c	A4-d	A4-e	A4-f	A4-g
REFERANS-1 Y Eksen	↔	A4 Grup	A4-a	A4-b	A4-c	A4-d	A4-e	A4-f	A4-g
REFERANS-1 Z Eksen	↔	A4 Grup	A4-a	A4-b	A4-c	A4-d	A4-e	A4-f	A4-g
REFERANS-1 X,Y,Z Eksenleri	↔	A4 Grup	A4-a	A4-b	A4-c	A4-d	A4-e	A4-f	A4-g

Tablo 3.2. Dört analog içeren rezin referans model (Referans 1) ile alçı çalışma modellerinin tüm düzlemlerde kıyaslanması

6 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE ALÇI ÇALIŞMA MODELLERİNİN X-Y-Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI									
REFERANS-2 X Eksen	↔	A6 Grup	A6-a	A6-b	A6-c	A6-d	A6-e	A6-f	A6-g
REFERANS-2 Y Eksen	↔	A6 Grup	A6-a	A6-b	A6-c	A6-d	A6-e	A6-f	A6-g
REFERANS-2 Z Eksen	↔	A6 Grup	A6-a	A6-b	A6-c	A6-d	A6-e	A6-f	A6-g
REFERANS-2 X,Y,Z Eksenleri	↔	A6 Grup	A6-a	A6-b	A6-c	A6-d	A6-e	A6-f	A6-g

Tablo 3.3. Altı analog içeren rezin referans model (Referans 2) ile alçı çalışma modellerinin tüm düzlemlerde kıyaslanması

4 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X,Y,Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI									
REFERANS-1 X,Y,Z Eksenleri		R41 Grup	R41-a	R41-b	R41-c	R41-d	R41-e	R41-f	R41-g
		R42 Grup	R42-a	R42-b	R42-c	R42-d	R42-e	R42-f	R42-g
		R43 Grup	R43-a	R43-b	R43-c	R43-d	R43-e	R43-f	R43-g
		R44 Grup	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g
		R45 Grup	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g
		R46 Grup	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g
		R47 Grup	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g

Tablo 3.4. Dört analog içeren rezin referans model (Referans 1) ile rezin çalışma modellerinin tüm düzlemlerde kıyaslanması

6 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X,Y,Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI									
REFERANS-2 X,Y,Z Eksenleri		R61 Grup	R61-a	R61-b	R61-c	R61-d	R61-e	R61-f	R61-g
		R62 Grup	R62-a	R62-b	R62-c	R62-d	R62-e	R62-f	R62-g
		R63 Grup	R63-a	R63-b	R63-c	R63-d	R63-e	R63-f	R63-g
		R64 Grup	R64-a	R64-b	R64-c	R64-d	R64-e	R64-f	R64-g
		R65 Grup	R65-a	R65-b	R65-c	R65-d	R65-e	R65-f	R65-g
		R66 Grup	R66-a	R66-b	R66-c	R66-d	R66-e	R66-f	R66-g
		R67 Grup	R67-a	R67-b	R67-c	R67-d	R67-e	R67-f	R67-g

Tablo 3.5. Altı analog içeren rezin referans model (Referans 2) ile rezin çalışma modellerinin tüm düzlemlerde kıyaslanması

4 ANALOG İÇEREN ALÇI VE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X,Y,Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI																
A4 Grup A4-a A4-b A4-c A4-d A4-e A4-f A4-g									R41 Grup	R41-a	R41-b	R41-c	R41-d	R41-e	R41-f	R41-g
									R42 Grup	R42-a	R42-b	R42-c	R42-d	R42-e	R42-f	R42-g
									R43 Grup	R43-a	R43-b	R43-c	R43-d	R43-e	R43-f	R43-g
									R44 Grup	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g
									R45 Grup	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g
									R46 Grup	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g
									R47 Grup	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g

Tablo 3.6. Dört analog içeren alçı çalışma modelleri ile rezin çalışma modellerinin tüm düzlemlerde kıyaslanması

6 ANALOG İÇEREN ALÇI VE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X,Y,Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI																
A6 Grup									R61 Grup	R61-a	R61-b	R61-c	R61-d	R61-e	R61-f	R61-g
									R62 Grup	R62-a	R62-b	R62-c	R62-d	R62-e	R62-f	R62-g
									R63 Grup	R63-a	R63-b	R63-c	R63-d	R63-e	R63-f	R63-g
									R64 Grup	R64-a	R64-b	R64-c	R64-d	R64-e	R64-f	R64-g
									R65 Grup	R65-a	R65-b	R65-c	R65-d	R65-e	R65-f	R65-g
									R66 Grup	R66-a	R66-b	R66-c	R66-d	R66-e	R66-f	R66-g
									R67 Grup	R67-a	R67-b	R67-c	R67-d	R67-e	R67-f	R67-g

Tablo 3.7. Altı analog içeren alçı çalışma modelleri ile rezin çalışma modellerinin tüm düzlemlerde kıyaslanması

4 ANALOG İÇEREN REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X,Y,Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI																						
R41 GRUP	R41-a	R41-b	R41-c	R41-d	R41-e	R41-f	R41-g		R42 GRUP	R42-a	R42-b	R42-c	R42-d	R42-e	R42-f	R42-g						
									R43 GRUP	R43-a	R43-b	R43-c	R43-d	R43-e	R43-f	R43-g						
									R44 GRUP	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g						
									R45 GRUP	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g						
									R46 GRUP	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g						
									R47 GRUP	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g						
R42 GRUP	R42-a	R42-b	R42-c	R42-d	R42-e	R42-f	R42-g		R43 GRUP	R43-a	R43-b	R43-c	R43-d	R43-e	R43-f	R43-g						
									R44 GRUP	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g						
									R45 GRUP	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g						
									R46 GRUP	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g						
									R47 GRUP	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g						
R43 GRUP	R43-a	R43-b	R43-c	R43-d	R43-e	R43-f	R43-g		R44 GRUP	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g						
									R45 GRUP	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g						
									R46 GRUP	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g						
									R47 GRUP	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g						
R44 GRUP	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g		R45 GRUP	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g						
									R46 GRUP	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g						
									R47 GRUP	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g						
R45 GRUP	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g		R46 GRUP	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g						
									R47 GRUP	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g						
R46 GRUP	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g		R47 GRUP	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g						

Tablo 3.8. Dört analog içeren rezin çalışma modellerinin alt gruplarının tüm düzlemlerde kıyaslanması

6 ANALOG İÇEREN REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X,Y,Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI									
R61 GRUP	R61-a	R61-b	R61-c	R61-d	R61-e	R61-f	R61-g	R62 GRUP	R62-a R62-b R62-c R62-d R62-e R62-f R62-g
								R63 GRUP	R63-a R63-b R63-c R63-d R63-e R63-f R63-g
								R64 GRUP	R64-a R64-b R64-c R64-d R64-e R64-f R64-g
								R65 GRUP	R65-a R65-b R65-c R65-d R65-e R65-f R65-g
								R66 GRUP	R66-a R66-b R66-c R66-d R66-e R66-f R66-g
								R67 GRUP	R67-a R67-b R67-c R67-d R67-e R67-f R67-g
R62 GRUP	R62-a	R62-b	R62-c	R62-d	R62-e	R62-f	R62-g	R63 GRUP	R63-a R63-b R63-c R63-d R63-e R63-f R63-g
								R64 GRUP	R64-a R64-b R64-c R64-d R64-e R64-f R64-g
								R65 GRUP	R65-a R65-b R65-c R65-d R65-e R65-f R65-g
								R66 GRUP	R66-a R66-b R66-c R66-d R66-e R66-f R66-g
								R67 GRUP	R67-a R67-b R67-c R67-d R67-e R67-f R67-g
R63 GRUP	R63-a	R63-b	R63-c	R63-d	R63-e	R63-f	R63-g	R64 GRUP	R64-a R64-b R64-c R64-d R64-e R64-f R64-g
								R65 GRUP	R65-a R65-b R65-c R65-d R65-e R65-f R65-g
								R66 GRUP	R66-a R66-b R66-c R66-d R66-e R66-f R66-g
								R67 GRUP	R67-a R67-b R67-c R67-d R67-e R67-f R67-g
R64 GRUP	R64-a	R64-b	R64-c	R64-d	R64-e	R64-f	R64-g	R65 GRUP	R65-a R65-b R65-c R65-d R65-e R65-f R65-g
								R66 GRUP	R66-a R66-b R66-c R66-d R66-e R66-f R66-g
								R67 GRUP	R67-a R67-b R67-c R67-d R67-e R67-f R67-g
R65 GRUP	R65-a	R65-b	R65-c	R65-d	R65-e	R65-f	R65-g	R66 GRUP	R66-a R66-b R66-c R66-d R66-e R66-f R66-g
								R67 GRUP	R67-a R67-b R67-c R67-d R67-e R67-f R67-g
R66 GRUP	R66-a	R66-b	R66-c	R66-d	R66-e	R66-f	R66-g	R67 GRUP	R67-a R67-b R67-c R67-d R67-e R67-f R67-g

Tablo 3.9. Altı analog içeren rezin çalışma modellerinin alt gruplarının tüm düzlemlerde kıyaslanması

4. Bulgular

Tam dişsiz üst çene modellerden farklı ölçü teknikleri (dijital-konvansiyonel) kullanılarak hazırlanan 14 gruptan toplam 114 adet model üzerindeki implant analoglarının (4-6) x,y,z düzlemlerindeki konumsal farkları mm cinsinden hesaplandı. Bu çalışmanın grupları:

A4 Grup: Konvansiyonel yöntemlerle üretilmiş 4 adet analog yerleştirilmiş alçı model grubu (n=7)

A6 Grup: Konvansiyonel yöntemlerle üretilmiş 6 adet analog yerleştirilmiş alçı model grubu (n=7)

R41 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Dört adet analog içeren referans modelin ilk taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

R42 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Dört adet analog içeren referans modelin ikinci taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

R43 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Dört adet analog içeren referans modelin üçüncü taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

R44 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Dört adet analog içeren referans modelin dördüncü taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

R45 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Dört adet analog içeren referans modelin beşinci taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

R46 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Dört adet analog içeren referans modelin altıncı taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

R47 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Dört adet analog içeren referans modelin yedinci taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

R61 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Altı adet analog içeren referans modelin ilk taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

R62 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Altı adet analog içeren referans modelin ikinci taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

R63 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Altı adet analog içeren referans modelin üçüncü taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

R64 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Altı adet analog içeren referans modelin dördüncü taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

R65 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Altı adet analog içeren referans modelin beşinci taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

R66 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Altı adet analog içeren referans modelin altıncı taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

R67 Grup (a-b-c-d-e-f-g): Altı adet analog içeren referans modelin yedinci taramasından üretilmiş rezin model grubu (n=7)

Bu çalışmada sonuçlar IBM SPSS Statistics 25.0 Programı kullanılarak elde edildi. Nümerik değişkenlerin Normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk ($n < 50$) testiyle incelendi. Nümerik değişkenler ortalama ve standart sapma ve medyan (min-max) olarak verildi. X, Y, Z düzlemlerindeki ölçümlerinin mutlak değerleri alınarak ortalaması hesaplanmıştır.

ANOVA (Varyans Analizi) ile x, y, z düzlemlerindeki ölçümler için grup (rezin model-alçı model) etkisi, implant analog (4 adet-6 adet) etkisi ve Grup X Analog etkileşimi incelenmiştir. Tüm hipotezler için anlamlılık düzeyi 0.05 kabul edildi.

4 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE ALÇI ÇALIŞMA MODELLERİNİN X-Y-Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI										MEAN	STD SAPMA	MEDIAN	P (GRUP)
REFERANS-1 X Eksen	↔	A4 Grup	A4-a	A4-b	A4-c	A4-d	A4-e	A4-f	A4-g	.015	.051	.002	.455
REFERANS-1 Y Eksen	↔	A4 Grup	A4-a	A4-b	A4-c	A4-d	A4-e	A4-f	A4-g	.013	.046	.004	.498
REFERANS-1 Z Eksen	↔	A4 Grup	A4-a	A4-b	A4-c	A4-d	A4-e	A4-f	A4-g	.052	.075	.073	.483
REFERANS-1 X,Y,Z Eksenleri	↔	A4 Grup	A4-a	A4-b	A4-c	A4-d	A4-e	A4-f	A4-g	.10	.05	.10	.437

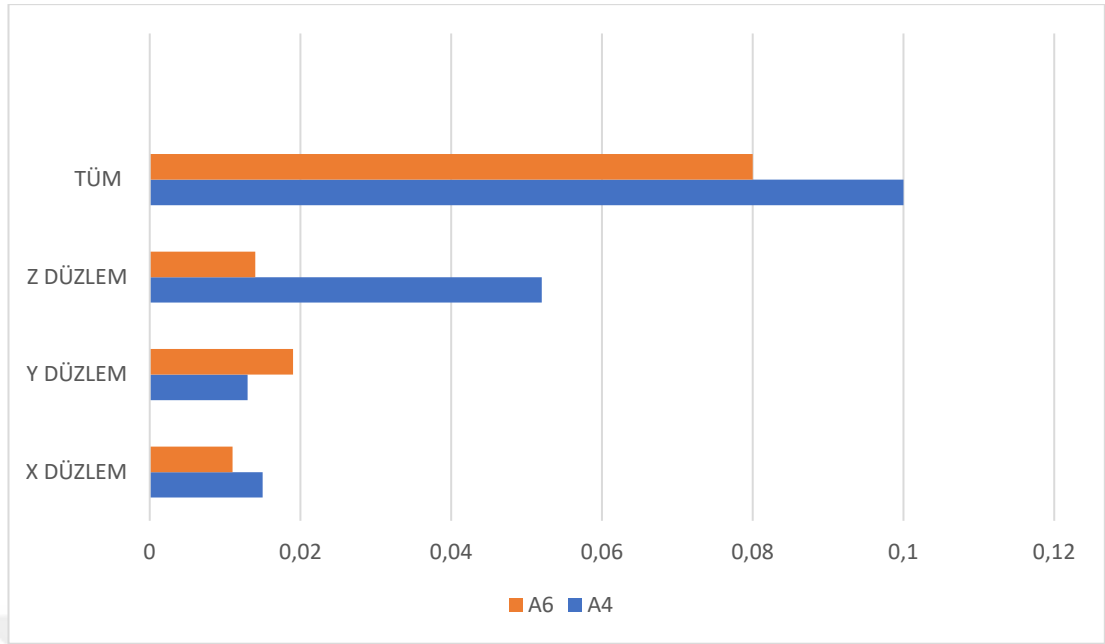
Tablo 4.1. Dört adet analog içeren alçı çalışma modellerinin (A4 Grup) rezin referans modele (1) göre X, Y, Z ve tüm düzlemlerde yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Dört adet implant analogu içeren alçı çalışma modellerinin (A4 Grup) X düzlemindeki yer değiştirme miktarı 0,015 mm, Y düzlemindeki yer değiştirme miktarı 0,013 mm, Z düzlemindeki yer değiştirme miktarı 0,052 mm ve tüm düzlemlere bakıldığında 0,010 mm yer değiştirme ölçülmüştür. Resin referans model ile alçı çalışma modelleri arasında Z düzleminde yer değiştirme miktarı daha fazla görülse de istatistiksel değerlendirmelerden standart sapma ve median değerleri göz önünde bulundurulduğunda anlamlı bir fark bulunmamıştır.

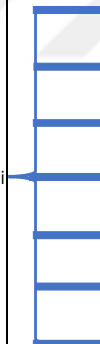
6 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE ALÇI ÇALIŞMA MODELLERİNİN X-Y-Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI										MEAN	STD SAPMA	MEDIAN	P (GRUP)
REFERANS-2 X Eksen	↔	A6 Grup	A6-a	A6-b	A6-c	A6-d	A6-e	A6-f	A6-g	.011	.057	.030	.465
REFERANS-2 Y Eksen	↔	A6 Grup	A6-a	A6-b	A6-c	A6-d	A6-e	A6-f	A6-g	.019	.051	.007	.488
REFERANS-2 Z Eksen	↔	A6 Grup	A6-a	A6-b	A6-c	A6-d	A6-e	A6-f	A6-g	.014	.035	.013	.493
REFERANS-2 X,Y,Z Eksenleri	↔	A6 Grup	A6-a	A6-b	A6-c	A6-d	A6-e	A6-f	A6-g	.08	.03	.08	.447

Tablo 4.2. Altı adet analog içeren alçı çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre X, Y ve Z tüm düzlemlerindeki yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Altı adet implant analogu içeren alçı çalışma modellerinin (A6 Grup) X düzlemindeki yer değiştirme miktarı 0,011 mm, Y düzlemindeki yer değiştirme miktarı 0,019 mm, Z düzlemindeki yer değiştirme miktarı 0,014 mm ve tüm düzlemlere bakıldığında 0,08 mm yer değiştirme ölçülmüştür. Resin referans model ile alçı çalışma modelleri arasında Y düzleminde yer değiştirme miktarı daha fazla görülse de istatistiksel değerlendirmelerden standart sapma ve median değerleri göz önünde bulundurulduğunda anlamlı bir fark bulunmamıştır.



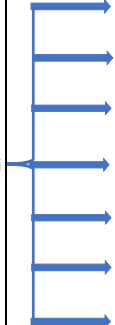
Grafik 4.1 Alçı modeller ile referans modellerin tüm düzlemlerde kıyaslanması

4 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X DÜZLEMİNDE KİYASLANMASI													
										MEAN	MEDIAN	STD SAPMA	P(GRUP)
REFERANS-1 X Eksen		R41 Grup	R41-a	R41-b	R41-c	R41-d	R41-e	R41-f	R41-g	.007	.139	.051	.292
		R42 Grup	R42-a	R42-b	R42-c	R42-d	R42-e	R42-f	R42-g	.009			
		R43 Grup	R43-a	R43-b	R43-c	R43-d	R43-e	R43-f	R43-g	.010	.139	.051	.292
		R44 Grup	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g	.006			
		R45 Grup	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g	.005			
		R46 Grup	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g	.011	.139	.051	.292
		R47 Grup	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g	.008			

Tablo 4.3. Dört adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre X düzlemindeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

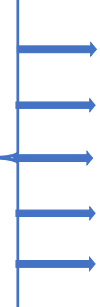
Dört adet implant analogu içeren rezin çalışma modellerinin X düzlemindeki yer değiştirme miktarı sırasıyla R41 Grup (ortalama) 0,007 mm, R42 Grup (ortalama) 0,009 mm, R43 Grup (ortalama) 0,010 mm, R44 Grup (ortalama) 0,006 mm, R45 Grup (ortalama) 0,005 mm, R46 Grup (ortalama) 0,011 mm, R47 Grup (ortalama) 0,008 mm olarak ölçülmüştür. Resin çalışma modellerinin yer değiştirme miktarları arasında

sayısal farklılıklar görülse de istatistiksel değerlendirmelerden standart sapma ve median değerleri göz önünde bulundurulduğunda anlamlı bir fark bulunmamıştır.

4 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN Y DÜZLEMİNDE KİYASLANMASI													
										MEAN	MEDIAN	STD SAPMA	P(GRUP)
REFERANS-1 Y Eksenini		R41 Grup	R41-a	R41-b	R41-c	R41-d	R41-e	R41-f	R41-g	.012	.041	.050	.292
		R42 Grup	R42-a	R42-b	R42-c	R42-d	R42-e	R42-f	R42-g	.010			
		R43 Grup	R43-a	R43-b	R43-c	R43-d	R43-e	R43-f	R43-g	.009	.041	.050	.292
		R44 Grup	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g	.013			
		R45 Grup	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g	.010			
		R46 Grup	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g	.011	.041	.050	.292
		R47 Grup	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g	.012			

Tablo 4.4. Dört adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre Y düzlemindeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Dört adet implant analogu içeren rezin çalışma modellerinin Y düzlemindeki yer değiştirme miktarı sırasıyla R41 Grup (ortalama) 0,012 mm, R42 Grup (ortalama) 0,010 mm, R43 Grup (ortalama) 0,009 mm, R44 Grup (ortalama) 0,013 mm, R45 Grup (ortalama) 0,010 mm, R46 Grup (ortalama) 0,011 mm, R47 Grup (ortalama) 0,012 mm olarak ölçülmüştür. Resin çalışma modellerinin yer değiştirme miktarları arasında sayısal farklılıklar görülse de istatistiksel değerlendirmelerden standart sapma ve median değerleri göz önünde bulundurulduğunda anlamlı bir fark bulunmamıştır.

4 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN Z DÜZLEMİNDE KİYASLANMASI													
										MEAN	MEDİAN	STD SAPMA	P(GRUP)
REFERANS-1 Z Eksenli		R41 Grup	R41-a	R41-b	R41-c	R41-d	R41-e	R41-f	R41-g	.042	.302	.064	.292
		R42 Grup	R42-a	R42-b	R42-c	R42-d	R42-e	R42-f	R42-g	.041			
		R43 Grup	R43-a	R43-b	R43-c	R43-d	R43-e	R43-f	R43-g	.040	.302	.064	.292
		R44 Grup	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g	.039			
		R45 Grup	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g	.038			
		R46 Grup	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g	.043	.302	.064	.292
		R47 Grup	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g	.041			

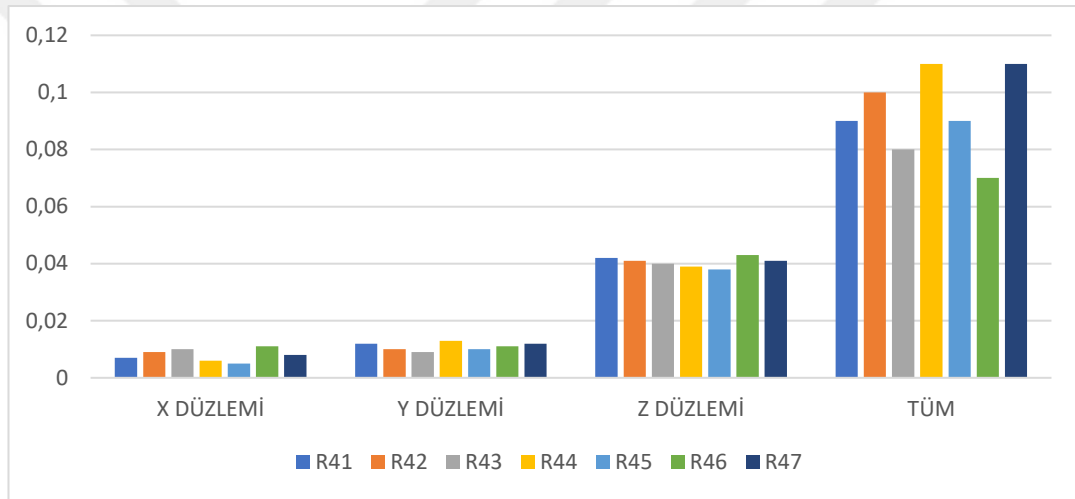
Tablo 4.5. Dört adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre Z düzlemindeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Dört adet implant analogu içeren rezin çalışma modellerinin Z düzlemindeki yer değiştirme miktarı sırasıyla R41 Grup (ortalama) 0,042 mm, R42 Grup (ortalama) 0,041 mm, R43 Grup (ortalama) 0,040 mm, R44 Grup (ortalama) 0,039 mm, R45 Grup (ortalama) 0,038 mm, R46 Grup (ortalama) 0,043 mm, R47 Grup (ortalama) 0,041 mm olarak ölçülmüştür. Resin çalışma modellerinin yer değiştirme miktarları arasında sayısal farklılıklar görülse de istatistiksel değerlendirmelerden standart sapma ve median değerleri göz önünde bulundurulduğunda anlamlı bir fark bulunmamıştır.

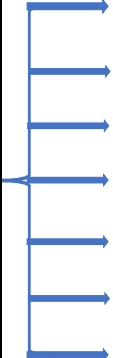
4 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X,Y,Z DÜZEMLERİNDE KIIYASLANMASI														
											MEAN	MEDIAN	STD SAPMA	P(GRUP)
REFERANS-1 X,Y,Z Eksenleri		R41 Grup	R41-a	R41-b	R41-c	R41-d	R41-e	R41-f	R41-g	.09	.66	.05	.380	
		R42 Grup	R42-a	R42-b	R42-c	R42-d	R42-e	R42-f	R42-g	.10				
		R43 Grup	R43-a	R43-b	R43-c	R43-d	R43-e	R43-f	R43-g	.08	.66	.05	.380	
		R44 Grup	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g	.11				
		R45 Grup	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g	.09				
		R46 Grup	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g	.07	.66	.05	.380	
R47 Grup	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g	.11						

Tablo 4.6. Dört adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre tüm düzlemlerdeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Dört adet implant analogu içeren rezin çalışma modellerinin tüm düzlemlerdeki yer değiştirme miktarı sırasıyla R41 Grup (ortalama) 0,09 mm, R42 Grup (ortalama) 0,10 mm, R43 Grup (ortalama) 0,08 mm, R44 Grup (ortalama) 0,11 mm, R45 Grup (ortalama) 0,09 mm, R46 Grup (ortalama) 0,07 mm, R47 Grup (ortalama) 0,11 mm olarak ölçülmüştür. Resin çalışma modellerinin yer değiştirme miktarları arasında sayısal farklılıklar görülse de istatistiksel değerlendirmelerden standart sapma ve median değerleri göz önünde bulundurulduğunda anlamlı bir fark bulunmamıştır.



Grafik 4.2. Dört adet analog içeren rezin modellerin referans modellerle kıyaslanması

6 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X DÜZLEMİNDE KİYASLANMASI											MEAN	MEDİAN	STD SAPMA	P(GRUP)
REFERANS-2 X Eksenİ		R61 Grup	R61-a	R61-b	R61-c	R61-d	R61-e	R61-f	R61-g	.011	.065	.060	.162	
		R62 Grup	R62-a	R62-b	R62-c	R62-d	R62-e	R62-f	R62-g	.014				
		R63 Grup	R63-a	R63-b	R63-c	R63-d	R63-e	R63-f	R63-g	.016	.065	.060	.162	
		R64 Grup	R64-a	R64-b	R64-c	R64-d	R64-e	R64-f	R64-g	.012				
		R65 Grup	R65-a	R65-b	R65-c	R65-d	R65-e	R65-f	R65-g	.010				
		R66 Grup	R66-a	R66-b	R66-c	R66-d	R66-e	R66-f	R66-g	.013				
		R67 Grup	R67-a	R67-b	R67-c	R67-d	R67-e	R67-f	R67-g	.015	.065	.060	.162	

Tablo 4.7. Altı adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre X düzlemindeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Altı adet implant analogu içeren rezin çalışma modellerinin X düzlemindeki yer değiştirme miktarı sırasıyla R61 Grup (ortalama) 0,011 mm, R62 Grup (ortalama) 0,014 mm, R63 Grup (ortalama) 0,016 mm, R64 Grup (ortalama) 0,012 mm, R65 Grup (ortalama) 0,010 mm, R66 Grup (ortalama) 0,013 mm, R67 Grup (ortalama) 0,015 mm olarak ölçülmüştür. Resin çalışma modellerinin yer değiştirme miktarları arasında sayısal farklılıklar görülse de istatistiksel değerlendirmelerden standart sapma ve median değerleri göz önünde bulundurulduğunda anlamlı bir fark bulunmamıştır.

6 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN Y DÜZLEMİNDE KİYASLANMASI													
										MEAN	MEDIAN	STD SAPMA	P(GRUP)
REFERANS-2 Y Eksenı		R61 Grup	R61-a	R61-b	R61-c	R61-d	R61-e	R61-f	R61-g	.020	.007	.052	.162
		R62 Grup	R62-a	R62-b	R62-c	R62-d	R62-e	R62-f	R62-g	.022			
		R63 Grup	R63-a	R63-b	R63-c	R63-d	R63-e	R63-f	R63-g	.023	.007	.052	.162
		R64 Grup	R64-a	R64-b	R64-c	R64-d	R64-e	R64-f	R64-g	.025			
		R65 Grup	R65-a	R65-b	R65-c	R65-d	R65-e	R65-f	R65-g	.021	.007	.052	.162
		R66 Grup	R66-a	R66-b	R66-c	R66-d	R66-e	R66-f	R66-g	.026			
											.007	.052	.162
		R67 Grup	R67-a	R67-b	R67-c	R67-d	R67-e	R67-f	R67-g	.027			

Tablo 4.8. Altı adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre Y düzlemindeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Altı adet implant analogu içeren rezin çalışma modellerinin Y düzlemindeki yer değiştirme miktarı sırasıyla R61 Grup (ortalama) 0,020 mm, R62 Grup (ortalama) 0,022 mm, R63 Grup (ortalama) 0,023 mm, R64 Grup (ortalama) 0,025 mm, R65 Grup (ortalama) 0,021 mm, R66 Grup (ortalama) 0,026 mm, R67 Grup (ortalama) 0,027 mm olarak ölçülmüştür. Resin çalışma modellerinin yer değiştirme miktarları arasında sayısal farklılıklar görülse de istatistiksel değerlendirmelerden standart sapma ve median değerleri göz önünde bulundurulduğunda anlamlı bir fark bulunmamıştır.

6 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN Z DÜZLEMİNDE KİYASLANMASI											MEAN	MEDIAN	STD SAPMA	P(GRUP)
REFERANS-2 Z Eksenli														

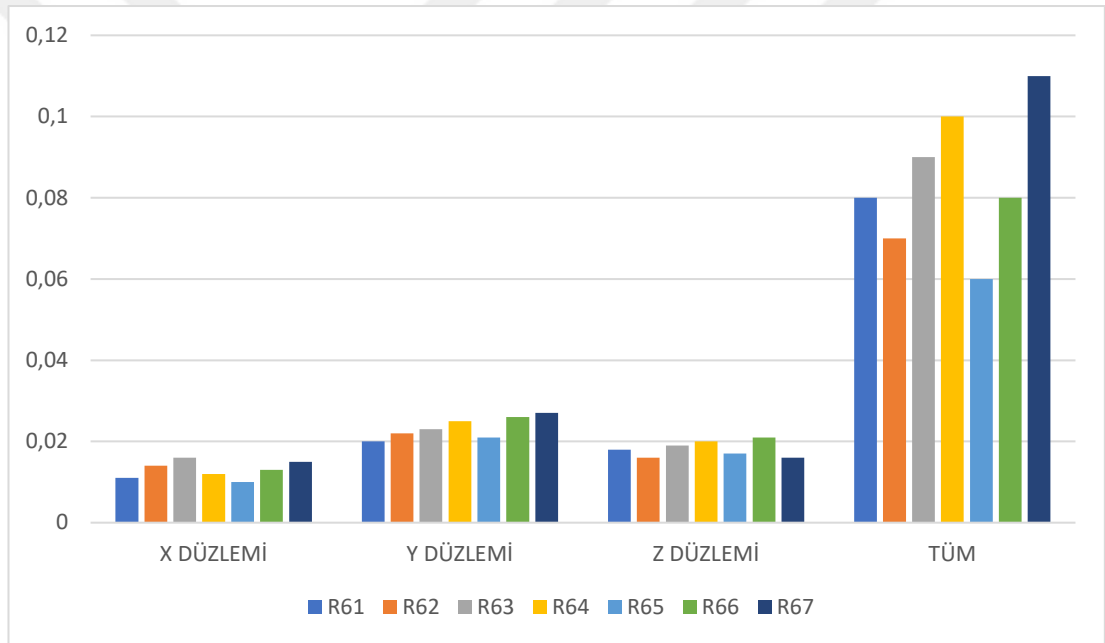
Tablo 4.9. Altı adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre Z düzlemindeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Altı adet implant analogu içeren rezin çalışma modellerinin Z düzlemindeki yer değiştirme miktarı sırasıyla R61 Grup (ortalama) 0,018 mm, R62 Grup (ortalama) 0,016 mm, R63 Grup (ortalama) 0,019 mm, R64 Grup (ortalama) 0,020 mm, R65 Grup (ortalama) 0,017 mm, R66 Grup (ortalama) 0,021 mm, R67 Grup (ortalama) 0,016 mm olarak ölçülmüştür. Resin çalışma modellerinin yer değiştirme miktarları arasında sayısal farklılıklar görülse de istatistiksel değerlendirmelerden standart sapma ve median değerleri göz önünde bulundurulduğunda anlamlı bir fark bulunmamıştır.

6 ANALOG İÇEREN REZİN REFERANS MODEL İLE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X,Y,Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI											MEAN	MEDIAN	STD SAPMA	P(GRUP)
REFERANS-2 X,Y,Z Eksenleri														

Tablo 4.10. Altı adet analog içeren rezin çalışma modellerinin rezin referans modele (1) göre tüm düzlemlerdeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Altı adet implant analogu içeren rezin çalışma modellerinin tüm düzlemlerdeki yer değiştirme miktarı sırasıyla R61 Grup (ortalama) 0,08 mm, R62 Grup (ortalama) 0,07 mm, R63 Grup (ortalama) 0,09 mm, R64 Grup (ortalama) 0,10 mm, R65 Grup (ortalama) 0,06 mm, R66 Grup (ortalama) 0,08 mm, R67 Grup (ortalama) 0,11 mm olarak ölçülmüştür. Resin çalışma modellerinin yer değiştirme miktarları arasında sayısal farklılıklar görülse de istatistiksel değerlendirmelerden standart sapma ve median değerleri göz önünde bulundurulduğunda anlamlı bir fark bulunmamıştır.

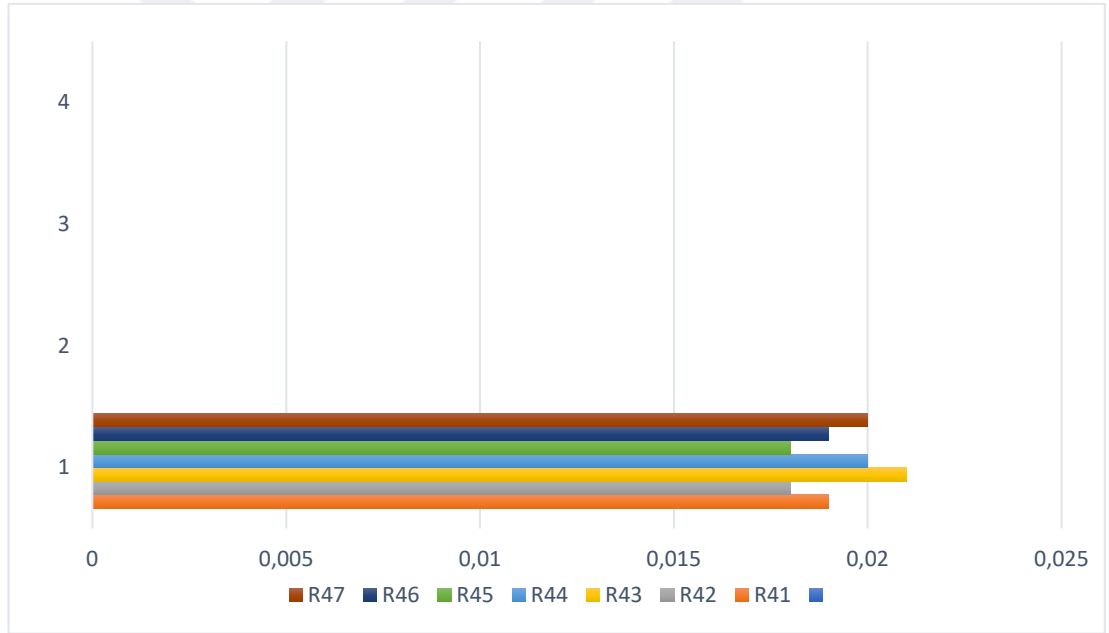


Grafik 4.3. Altı adet analog içeren rezin modellerin referans modellerle kıyaslanması

4 ANALOG İÇEREN ALÇI VE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X,Y,Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI																									
												MEAN	MEDİAN	STD SAPMA	P(GRUP)										
A4 Grup	A4-a	A4-b	A4-c	A4-d	A4-e	A4-f	A4-g	R41 Grup	R41-a	R41-b	R41-c	R41-d	R41-e	R41-f	R41-g	.019	.020	.01	.119						
								R42 Grup	R42-a	R42-b	R42-c	R42-d	R42-e	R42-f	R42-g	.018									
																							.020	.01	.119
								R43 Grup	R43-a	R43-b	R43-c	R43-d	R43-e	R43-f	R43-g	.021									
								R44 Grup	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g	.020									
																							.020	.01	.119
								R45 Grup	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g	.018									
								R46 Grup	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g	.019	.020	.01	.119						
								R47 Grup	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g	.020									

Tablo 4.11. Dört analog içeren alçı (A4 Grup) ve rezin çalışma modellerinin (R41-R42-R43-R44-R45-R46-R47) birbirlerine göre tüm düzlemlerdeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Dört adet implant analogu içeren alçı ve rezin çalışma modelleri tüm grupların ortalamaları baz alınarak kıyaslandığında A4-R41 arasında 0,019 mm, A4-R42 arasında 0,018 mm, A4-R43 arasında 0,021 mm, A4-R44 arasında 0,020 mm, A4-R45 arasında 0,018 mm, A4-R46 arasında 0,019 mm ve A4-R47 arasında 0,020 mm yer değişikliği ölçülmüştür. Resin ve alçı çalışma modellerinin birbirlerine göre yer değiştirme miktarları arasında sayısal farklılıklar görülse de istatistiksel değerlendirmelerden standart sapma ve median değerleri göz önünde bulundurulduğunda anlamlı bir fark bulunmamıştır.

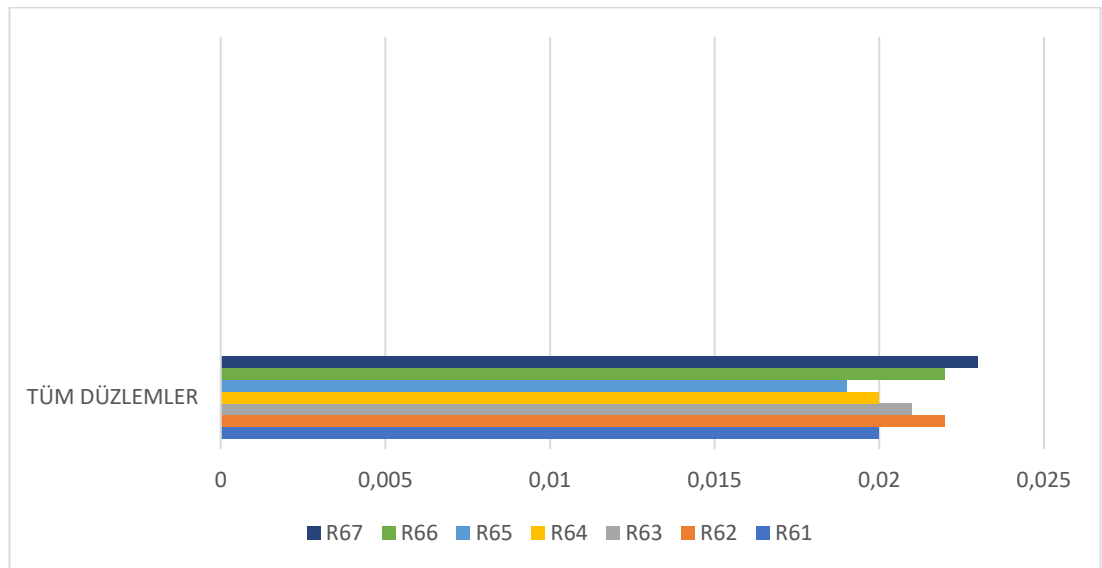


Grafik 4.4. Dört adet analog içeren alçı ve rezin çalışma modellerinin kıyaslanması

6 ANALOG İÇEREN ALÇI VE REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X,Y,Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI																			
								MEAN	MEDİAN	STD SAPMA	P(GRUP)								
A6 Grup	A6-a	A6-b	A6-c	A6-d	A6-e	A6-f	A6-g	R61 Grup	R61-a	R61-b	R61-c	R61-d	R61-e	R61-f	R61-g	.020	.021	.02	.145
								R62 Grup	R62-a	R62-b	R62-c	R62-d	R62-e	R62-f	R62-g	.022			
								R63 Grup	R63-a	R63-b	R63-c	R63-d	R63-e	R63-f	R63-g	.021	.021	.02	.145
								R64 Grup	R64-a	R64-b	R64-c	R64-d	R64-e	R64-f	R64-g	.020			
								R65 Grup	R65-a	R65-b	R65-c	R65-d	R65-e	R65-f	R65-g	.019			
								R66 Grup	R66-a	R66-b	R66-c	R66-d	R66-e	R66-f	R66-g	.022			
								R67 Grup	R67-a	R67-b	R67-c	R67-d	R67-e	R67-f	R67-g	.023	.021	.02	.145

Tablo 4.12. Altı analog içeren alçı (A6 Grup) ve rezin çalışma modellerinin (R61-R62-R63-R64-R65-R66-R67) birbirlerine göre tüm düzlemlerdeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Altı adet implant analogu içeren alçı ve rezin çalışma modelleri tüm grupların ortalamaları baz alınarak kıyaslandığında A6-R61 arasında 0,020 mm, A6-R62 arasında 0,022 mm, A6-R63 arasında 0,021 mm, A6-R64 arasında 0,020 mm, A6-R65 arasında 0,019 mm, A6-R66 arasında 0,022 mm ve A6-R67 arasında 0,023 mm yer değişikliği ölçülmüştür. Resin ve alçı çalışma modellerinin birbirlerine göre yer değiştirme miktarları arasında sayısal farklılıklar görülse de istatistiksel değerlendirmelerden standart sapma ve median değerleri göz önünde bulundurulduğunda anlamlı bir fark bulunmamıştır.



Grafik 4.5. Altı adet analog içeren alçı ve rezin çalışma modellerinin kıyaslanması

4 ANALOG İÇEREN REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X,Y,Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI																			
															MEAN	MEDİAN	STD SAPMA	P(GRUP)	
R41 GRUP	R41-a	R41-b	R41-c	R41-d	R41-e	R41-f	R41-g	R42 GRUP	R42-a	R42-b	R42-c	R42-d	R42-e	R42-f	R42-g	.109	.089	.04	.056
								R43 GRUP	R43-a	R43-b	R43-c	R43-d	R43-e	R43-f	R43-g	.111			
								R44 GRUP	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g	.112			
								R45 GRUP	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g	.110			
								R46 GRUP	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g	.109			
								R47 GRUP	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g	.112			
R42 GRUP	R42-a	R42-b	R42-c	R42-d	R42-e	R42-f	R42-g	R43 GRUP	R43-a	R43-b	R43-c	R43-d	R43-e	R43-f	R43-g	.110	.089	.04	.056
								R44 GRUP	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g	.109			
								R45 GRUP	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g	.111			
								R46 GRUP	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g	.110			
								R47 GRUP	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g	.110			
R43 GRUP	R43-a	R43-b	R43-c	R43-d	R43-e	R43-f	R43-g	R44 GRUP	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g	.109	.089	.04	.056
								R45 GRUP	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g	.112			
								R46 GRUP	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g	.112			
								R47 GRUP	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g	.109			
R44 GRUP	R44-a	R44-b	R44-c	R44-d	R44-e	R44-f	R44-g	R45 GRUP	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g	.111	.089	.04	.056
								R46 GRUP	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g	.109			
								R47 GRUP	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g	.110			
R45 GRUP	R45-a	R45-b	R45-c	R45-d	R45-e	R45-f	R45-g	R46 GRUP	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g	.112	.089	.04	.056
								R47 GRUP	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g	.110			
R46 GRUP	R46-a	R46-b	R46-c	R46-d	R46-e	R46-f	R46-g	R47 GRUP	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g	.109	.089	.04	.056
R47 GRUP	R47-a	R47-b	R47-c	R47-d	R47-e	R47-f	R47-g	R48 GRUP	R48-a	R48-b	R48-c	R48-d	R48-e	R48-f	R48-g	.109	.089	.04	.056

Tablo 4.13. Dört analog içeren rezin çalışma modellerinin (R41-R42-R43-R44-R45-R46-R47) tüm düzlemlerdeki ortalama yer değiştirme miktarlarının (mm) grup içi ve gruplar arası birbirlerine göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Dört adet implant analogu içeren rezin referans modelin her bir taramasından üç boyutlu yazıcı ile tek seferde 7 adet olmak üzere toplamda 49 adet üretilen rezin çalışma modellerinin üç boyutlu görüntüleri birbirleri ile kıyaslandığında en yüksek yer değiştirme miktarı R41(ort)-R44(ort) grupları, R41(ort)-R47(ort) grupları, R43(ort)-R45(ort) grupları, R43(ort)-R46(ort) grupları ve R45(ort)-R46(ort) grupları arasında 0,112 mm olarak ölçülmüştür. Diğer gruplar arası farklılıklar ve istatistiksel değerlendirmeler incelendiğinde modellerin doğrulukları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu ölçümler üç boyutlu dental model üretimi yapan cihazın hassasiyeti konusunda fikir sağlamıştır.

6 ANALOG İÇEREN REZİN ÇALIŞMA MODELLERİNİN X,Y,Z DÜZLEMLERİNDE KİYASLANMASI																														
										MEAN	MEDIAN	STD SAPMA	P(GRUP)																	
R61 GRUP	R61-a	R61-b	R61-c	R61-d	R61-e	R61-f	R61-g	R62 GRUP	R62-a	R62-b	R62-c	R62-d	R62-e	R62-f	R62-g	.116	.066	.05	.111											
								R63 GRUP	R63-a	R63-b	R63-c	R63-d	R63-e	R63-f	R63-g	.119														
								R64 GRUP	R64-a	R64-b	R64-c	R64-d	R64-e	R64-f	R64-g	.121														
								R65 GRUP	R65-a	R65-b	R65-c	R65-d	R65-e	R65-f	R65-g	.118														
								R66 GRUP	R66-a	R66-b	R66-c	R66-d	R66-e	R66-f	R66-g	.117														
								R67 GRUP	R67-a	R67-b	R67-c	R67-d	R67-e	R67-f	R67-g	.119														
R62 GRUP	R62-a	R62-b	R62-c	R62-d	R62-e	R62-f	R62-g	R63 GRUP	R63-a	R63-b	R63-c	R63-d	R63-e	R63-f	R63-g	.120	.066	.05	.111											
								R64 GRUP	R64-a	R64-b	R64-c	R64-d	R64-e	R64-f	R64-g	.121														
								R65 GRUP	R65-a	R65-b	R65-c	R65-d	R65-e	R65-f	R65-g	.118														
								R66 GRUP	R66-a	R66-b	R66-c	R66-d	R66-e	R66-f	R66-g	.116														
								R67 GRUP	R67-a	R67-b	R67-c	R67-d	R67-e	R67-f	R67-g	.116														
R63 GRUP	R63-a	R63-b	R63-c	R63-d	R63-e	R63-f	R63-g	R64 GRUP	R64-a	R64-b	R64-c	R64-d	R64-e	R64-f	R64-g	.121	.066	.05	.111											
								R65 GRUP	R65-a	R65-b	R65-c	R65-d	R65-e	R65-f	R65-g	.118														
								R66 GRUP	R66-a	R66-b	R66-c	R66-d	R66-e	R66-f	R66-g	.120														
								R67 GRUP	R67-a	R67-b	R67-c	R67-d	R67-e	R67-f	R67-g	.117														
R64 GRUP	R64-a	R64-b	R64-c	R64-d	R64-e	R64-f	R64-g	R65 GRUP	R65-a	R65-b	R65-c	R65-d	R65-e	R65-f	R65-g	.119	.066	.05	.111											
								R66 GRUP	R66-a	R66-b	R66-c	R66-d	R66-e	R66-f	R66-g	.120														
								R67 GRUP	R67-a	R67-b	R67-c	R67-d	R67-e	R67-f	R67-g	.121														
R65 GRUP	R65-a	R65-b	R65-c	R65-d	R65-e	R65-f	R65-g	R66 GRUP	R66-a	R66-b	R66-c	R66-d	R66-e	R66-f	R66-g	.118	.066	.05	.111											
								R67 GRUP	R67-a	R67-b	R67-c	R67-d	R67-e	R67-f	R67-g	.116														
R66 GRUP	R66-a	R66-b	R66-c	R66-d	R66-e	R66-f	R66-g	R67 GRUP	R67-a	R67-b	R67-c	R67-d	R67-e	R67-f	R67-g	.119	.066	.05	.111											

Tablo 4.14. Altı analog içeren rezin çalışma modellerinin (R61-R62-R63-R64-R65-R66-R67) tüm düzlemlerdeki ortalama yer değiştirme miktarlarının grup içi ve gruplar arası birbirlerine göre istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Altı adet implant analogu içeren rezin referans modelin her bir taramasından üç boyutlu yazıcı ile tek seferde 7 adet olmak üzere toplamda 49 adet üretilen rezin çalışma modellerinin üç boyutlu görüntüleri birbirleri ile kıyaslandığında en yüksek yer değiştirme miktarı R61(ort)-R64(ort) grupları, R62(ort)-R64(ort) grupları, R63(ort)-R64(ort) grupları ve R64(ort)-R67(ort) grupları arasında 0,121 mm olarak ölçülmüştür. Diğer gruplar arası farklılıklar ve istatistiksel değerlendirmeler incelendiğinde modellerin doğrulukları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu ölçümler üç boyutlu dental model üretimi yapan cihazın hassasiyeti konusunda fikir sağlamıştır.

5.Tartışma

İmplant destekli protezlerin başarısı pasif oturan bir protez ile mümkündür. Maksimum implant-protez uyumu elde etmek için implantların çene kemiği içerisindeki konum ve pozisyonları doğru şekilde çalışma modeline aktarılmalıdır.(Assif, Marshak ve Schmidt, 1996) Bu çalışmada 4 ve 6 adet implant analogu yerleştirilmiş total dişsiz çenelerden konvansiyonel ve dijital yöntemlerle çalışma modellerin elde edilmesi, alçı modellerin ve üç boyutlu yazıcı ile üretilen rezin modellerin doğruluklarının kıyaslanması ve tekrarlanan tarama-üretim zincirinde laboratuvar tarayıcıları ile üç boyutlu yazıcıların hassasiyetlerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla 14 adet alçı model, 98 adet rezin model elde edilmiştir. Bütün modeller dijitalize edilerek sanal görüntüleri tüm düzlemlerde kıyaslanmıştır.

İmplant destekli protezlerin iş akışında konvansiyonel yöntemlerde polieter materyali yırtılma direnci, boyutsal stabilitesi ve yüksek doğruluğu gibi gelişmiş özellikleri sayesinde tercih sebebidir (Craig ve Powers, 2002). Pujari ve Wee yaptıkları çalışmalarında çok sayıda implant yerleştirilmiş tamamen dişsiz çenelerin ölçülerinde en doğru sonuçları polieter ölçü maddesi kullanımı ile elde ettiklerini bildirmişlerdir (Pujari, Garg, Prithviraj ve Karson, 2014; Wee Alvin G., 2000). Bu bilgiler ışığında çalışmamızın konvansiyonel iş akışında altın standart olarak kabul edilen polieter ölçü maddesi kullanılmıştır.

İmplant üstü protezlerin üretiminde geleneksel ölçü tekniği belirlenirken direkt ve indirekt tekniklerden yararlanılmaktadır. İmplant sayısı ve implant açısı değişikliklerinde direkt teknik önerilmektedir (Assuncao, Gennari Filho ve Zaniqueili, 2004). Carr ve arkadaşları direkt teknikle alınan ölçülerin indirekt tekniğe kıyasla daha az distorsiyon gösterdiğini bildirmiştir (Carr, 1992).Konvansiyonel yöntemlerde ölçü doğruluğunu artırmak için çeşitli teknikler tanıtılmıştır. Bu teknikler arasında en popüler olan splint tekniğidir (Assif ve diğerleri, 1996). Stimmelmayer ve ark'ları total dişsiz çenelerden alınan implant ölçülerinde kapalı kaşık ile splintli açık kaşık tekniklerini karşılaştırmış ve ikinci yöntemin daha kesin sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir (Stimmelmayer, Beuer ve Edelhoff, 2016). Literatür taramalarında tutarlı bir sonuç olmamasına rağmen son dönemlerde splintleme yapılarak alınan ölçülerde artan doğruluk oranları bildirilmektedir (Papasparyidakos ve diğerleri, 2012).Del Acqua ve arkadaşları rezin materyalinin polimerizasyon büzülmesini

azaltmak için splintlemede metal çubuklar kullanmıştır. Metal çubukların ölçü elde edilirken ortaya çıkan gerilme kuvvetlerine daha iyi dayandığı ve rezinin bölünerek yeniden birleştirilmesi işlemini ortadan kaldırdığı için daha doğru sonuçlar elde etmişlerdir.(Del Acqua, Chavez, Castanharo, Compagnoni ve Mollo, 2010) Daha önceki yayınlar dikkate alınarak çalışmamızda 4'er ve 6'şar adet analog yerleştirilen referans modellerden açık kaşık tekniği ile ölçü alınırken metal çubuklar ve patern rezin kullanılarak splintleme yapılmıştır.

Dijital ölçülerde görüntü elde etmek için iki teknik mevcuttur: ilki ağız içi tarayıcıları (direkt dijitalizasyon), ikincisi konvansiyonel ölçü ya da modellerin laboratuvar tarayıcıları (indirekt dijitalizasyon) ile dijitalleştirilmesidir (Stimmelmayer, Güth, Erdelt, Edelhoff ve Beuer, 2012). Güncel bir çalışmada dişli üst çeneden *in-vivo* ve *in-vitro* koşullarda intraoral ve ekstraoral (ölçü ya da modelden) tarayıcılar ile elde edilen sanal modeller karşılaştırılmıştır. Çalışmada *in-vitro* koşullarda en doğru sonuç direkt dijitalizasyon yapılan grupta gözlenirken en kötü sonuç ise ölçü üzerinden yapılan indirekt dijitalizasyon grubunda gözlenmiştir (Keul ve Güth, 2020) Benzer şekilde Tomita ve arkadaşları 2017 yılında *in-vitro* koşullarda dişli çeneler üzerinden ağız içi ve laboratuvar tarayıcıları ile elde ettikleri dijital modelleri kıyasladıkları çalışmalarında ağız içi tarayıcıları ile daha doğru sonuçlar bildirmişlerdir (Tomita ve diğerleri, 2018). Flügge ve ark'ları dişli maksillar arkı ağız içi tarayıcı kullanarak 10 kez, arkın alçı dublikasyonunu yine ağız içi tarayıcı kullanarak 10 kez ve alçı modeli laboratuvar tarayıcısı kullanarak 10 kez tarayarak sanal modeller elde etmiş (n=30) ve kıyaslamışlardır. Çalışmacılar model üzerinden laboratuvar tarayıcısı kullanılarak dijitalizasyon yapılan grupta en doğru sonuçları bildirmişlerdir. İkinci olarak model üzerinden ağız içi tarayıcı kullanarak dijitalizasyon yapılan grup belirlenmiş ve en düşük değerlerin ağız içi tarayıcı kullanarak direk dijitalizasyon yapılan grupta olduğu gözlenmiştir. Bu sıralamada klinik koşulların tarama prosedürlerinin veri kaybına sebep olabileceği düşünülmüştür (Flügge, Schlager, Nelson, Nahles ve Metzger, 2013). Ender ve arkadaşları 2016 yılında yaptıkları bir çalışmada dişli yarım arktan direkt ve indirekt yöntemlerle elde edilen tarama verilerini kıyaslamışlardır. Direkt dijitalizasyon yöntemi için ağız içi tarayıcılar, indirekt dijitalizasyon için laboratuvar tarayıcıları kullanılmıştır. Geleneksel ölçülerden elde edilen alçı modellerin indirekt dijitalizasyon tekniği ile elde edilen sanal görüntüleri ile ağız içi tarayıcılardan elde

edilen sanal modeller karşılaştırılmıştır. İndirekt dijitalizasyonun yapıldığı gruplarda daha hassas sonuçlar elde edilmiştir (Ender, Zimmermann, Attin ve Mehl, 2016).

2016 yılında Papaspyridakos ve arkadaşları tam dişsiz alt çene modelden ağız içi tarayıcı/dijital ve splintli-splintsiz açık kaşık/konvansiyonel ölçü yöntemleri kullanılarak elde edilen modellerin doğruluklarını üç boyutlu çakıştırma yöntemi kullanarak kıyasladıkları çalışmalarında iki yöntem arasında anlamlı bir fark bulunmadığını ancak splintleme yapılmadan elde edilen modellerin dijital yöntemlerinkine göre ortalama 132µm kadar sapmaya neden olduğunu ve daha az doğrulukla sonuçlandığını bildirmişlerdir (Papaspyridakos ve diğerleri, 2016). Benzer bir başka çalışmada Kim ve arkadaşları dişsiz üst çene referans modele yerleştirdikleri altı adet implant analoglarında splintli açık kaşık tekniği kullanarak 10 adet alçı model, ağız içi tarayıcı kullanarak 10 adet dijital model elde etmişlerdir. Çalışmacılar her iki gruptaki modellerin doğruluklarını tüm düzlemlerde kıyaslamışlardır. Sonuç olarak konvansiyonel açık kaşık tekniği kullanılan grupta dijital yöntemlere göre daha küçük doğrusal yer değiştirmeler ölçülmüştür(K. R. Kim, Seo ve Kim, 2019).

Birbirini destekler nitelikteki bu çalışmalarda model üzerinden ağız içi tarayıcı kullanılarak elde edilen sanal modellerin doğrulukları tartışmalıdır. Çalışmamızda dijital ölçü esnasında klinik hatalara sebebiyet verebilecek kanama, tükürük ve taranacak alana sınırlı erişim gibi hasta kaynaklı faktörler elimine edilerek in-vitro koşullarda konvansiyonel yöntemlerle ve laboratuvar tarayıcıları kullanılarak ölçüler elde edilmiştir.

Tam ark implant taramalarından elde edilen STL uzantılı sanal modellerin doğruluğunu kıyaslayan çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalarda dijital yöntemlerin geleneksel yöntemlerle karşılaştırılabilir hatta daha iyi doğrulukla sonuçlandığı bildirilmiştir. Bahsedilen çalışmalarda kıyaslamalar tamamen sanal ortamda yürütülmüş ve fiziksel olarak model üretilmemiştir (Amin ve diğerleri, 2017; Menini ve diğerleri, 2018a; Papaspyridakos ve diğerleri, 2016; Pesce ve Pera, 2018; Vandeweghe, Vandeweghe, Vervack ve De, 2016)

DeLong ve arkadaşları dijital modellerin geleneksel alçı modele alternatif olup olmayacağını araştırdıkları çalışmalarında ark formunda üzerinde dişleri temsilen yedi adet bilye içeren paslanmaz çelik model üretmişlerdir. Modelden konvansiyonel yöntemlerle ölçüler alarak alçı modeller elde etmişlerdir. Çalışmacılar ölçüleri ve alçı

modelleri bir optik tarayıcı ile dijitalleştirerek kıyaslamışlardır. Karşılaştırmanın sonucunda sanal modellerin klinik olarak kabul edilebilir doğrulukta olduğu bildirilmiştir (DeLong, Heinzen, Hodges, Ko ve Douglas, 2003).

Diş hekimliği pratiğinde alçı modeller fotoğraf ve görüntüleme teknolojileri ile hasta takibinde sıklıkla kullanılmaktadır. Alçı modeller boyutsal stabilitesi göz önünde bulundurulduğunda dental arklar, dişlerin konum/boyutları ve implantların konumları hakkında güvenilir bilgiler vermektedir. Günümüz teknolojileri ile alçı modellerin fiziksel olarak saklanması yerine dijital görüntülerinin depolanması ve ihtiyaç halinde üç boyutlu yazıcılar kullanılarak modellerin üretilmesi tercih edilmektedir.

Kasparova ve arkadaşları ortodontik tedavide tanı için kullanılan dişli 10 adet alçı modeli laboratuvar tarayıcısı ile dijitalleştirerek elde edilen görüntülerden üç boyutlu yazıcı yardımıyla çalışma modelleri üretmişlerdir. Çalışmacılar modeller üzerinde belirlenen referans noktalardan dijital kumpas ile yapılan linear ölçümler sonucunda yazıcı ile basılmış modellerin geleneksel alçı modellerle benzer doğrulukta olduğunu bildirmişlerdir (Kasparova ve diğerleri, 2013). Bir diğer *in-vitro* çalışmada ise pekk materyalinden ürettikleri koni benzeri morfolojiye sahip bir örnek dört farklı üretim tekniği kullanarak çoğaltılmış ve geleneksel alçı modeller üç farklı yazıcı ile üretilen rezin modeller ile hacimsel olarak karşılaştırılmıştır. Çalışmada alçı modeller rezin modellere göre daha az hacimsel değişiklik göstermiştir, ayrıca üç boyutlu yazıcılar ile üretilen modeller arasında hacimsel olarak benzerlikler bildirilmiştir (Park ve Shin, 2018). Referans model olarak belirlenen örneklerin diş ve ağzı içi dokulara göre daha az karmaşık görünümde olması çalışmanın klinik uygulamalara olan katkısını sınırlandırmış olabileceği düşünülmektedir.

Jeong ve arkadaşları dişli yarım ark şeklindeki ana modeli ağız içi tarayıcı kullanarak dijitalleştirmişlerdir. Tarama verilerinden eksiltme (CAD/CAM) ve ekleme (Üç boyutlu yazıcı) üretim teknikleri ile 10 adet PMMA, 10 adet rezin çalışma modeli üretmişlerdir. Üretilen bütün modeller laboratuvar tarayıcısı ile sanal ortama aktarılmıştır. Görüntüler üst üste çakıştırılarak kök kare ortalama (RMS-root mean square) değerleri hesaplanmıştır. Çalışmacılar üç boyutlu yazıcıların daha doğru ve güvenilir olduğunu bildirmişlerdir (Jeong, Lee ve Lee, 2018). Çalışmada frezeleme ünitesinde kullanılan frezlerin çapları ve kullanılan malzemelerin farklılıkları sebebiyle iki grup arasındaki kıyaslamaların tutarlılığı tartışılmalıdır.

Nestler ve arkadaşları 2020 yılında yaptıkları çalışmalarında rezin referans modelin dijital ölçülerinden beş farklı yazıcı kullanarak çalışma modelleri üretmişlerdir. Yazarlar yazıcıların ürettiği modellerde kısa (kanin-kanin / molar-molar) ve uzun mesafelerdeki (tüm ark) boyutsal sapma miktarlarını CMM cihazı kullanarak karşılaştırmışlardır. Muhtemelen kısa mesafe ölçümlerinde daha az büzülme olabileceği için en büyük sapmaların tam ark taramalarında olduğu gözlenmiştir. Yapılan ölçümler sonrasında SLA, DLP ve FDM üretim prensiplerine sahip beş yazıcıdan üretilen modeller birbirlerine yakın boyutsal sapmalar göstermiştir (Nestler, Wesemann, Spies, Beuer ve Bumann, 2021). Nestler ve ark'ları referans modeli ağız içi tarayıcısı kullanılarak dijitalleştirilmiştir. İş akışı çoğunlukla laboratuvar basamaklarını içerdiği için laboratuvar tarayıcılarının kullanılması daha farklı sonuçlara sebep olabilmektedir. Çalışmamızda ağız içi tarayıcılarındaki operatör etkisini ortadan kaldırmak için indirekt tarama yapabilen laboratuvar tarayıcısı ve SLA tip yazıcı kullanarak cihaz kaynaklı hataları minimuma indirmek amaçlanmıştır.

Üç boyutlu yazıcı tarafından üretilen modellerin doğruluğunu kıyaslayan çalışmalar içinde total dişsiz arkları değerlendirenler oldukça azdır.

Güncel bir çalışmada üst çene dişsiz referans modelde kanin, premolar ve molar bölgesine farklı açılarda altı adet implant analogları yerleştirilmiştir. Ana model konvansiyonel ve eklemeli üretim prosedürleri için dublike edilmiştir. Çalışmanın konvansiyonel basamağında üç boyutlu yazıcılardan elde edilen Co-Cr içerikli splint altyapı ve polimer içerikli ölçü kaşığı ile açık kaşık ölçüleri alınmıştır. Çalışmanın dijital basamağında ile referans model laboratuvar tarayıcısı ile taranarak üç boyutlu üretim yapan yazıcıdan çalışma modelleri elde edilmiştir. CMM cihazı (1µm) kullanılarak tarama parçalarının x, y, z düzlemlerindeki merkez noktaları tespit edilmiştir ve CAD yazılımı kullanılarak implant analoglarının doğrusal ve açısal yer değiştirme miktarları ölçülmüştür. Çalışmacılar tüm düzlemlerde iki grup arasında anlamlı bir fark bildirmemişlerdir. Bu çalışmada ölçülen hassasiyet değerleri gerçeklik değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Bu sebeple test edilen üç boyutlu üretim teknolojisinin tekrarlanabilirliğinin düşük olması implant içeren model üretim konusunda sınırlandırıcı olabilmektedir. (Olea-Vielba, Jareño-García, Methani, Martinez-Klemm ve Revilla-León, 2020)

Benzer şekilde Papaspyridakos ve arkadaşları ağız içi tarayıcı ile aldıkları tam ark implant ölçülerini kullanarak üç boyutlu yazıcıdan elde ettikleri fiziksel modellerin doğruluklarını kıyaslamışlardır. Çalışmacılar dişsiz alt çene alçı modele farklı açılarda yerleştirilmiş dört adet implant analogunun ağız içi tarayıcısı ile 25 defa tarayarak dijital ölçülerini elde etmişlerdir. Sanal modelleri üç boyutlu yazıcı ile fiziksel modele dönüştürmüşler. Çalışma modelleri laboratuvar tarayıcısı kullanılarak dijital ortama aktarılıp üç boyutlu kıyaslamalar yapılmıştır. Posterior bölgede bulunan implant analoglarının üç boyutlu yer değiştirmeleri daha fazla gözlenmiştir. Rezin modellerde arkin distaline doğru büzülmelerin arttığı bildirilmiştir. Bu çalışmada rezin çalışma modellerinin alçı referans modele göre üç boyutlu yer değiştirme miktarları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Ancak bu farklılıkların klinik olarak kabul edilebilir aralıklarda olduğu gözlenmiştir (Papaspyridakos ve diğerleri, 2020).

Günümüzde tamamen dijital iş akışı ile tek üye veya kısa boşluklu sabit protezlerin üretilmesi mümkündür (Joda, Bragger ve Zitzmann, 2019; Joda, Ferrari, Gallucci, Wittneben ve Brägger, 2017). Tam dişsiz vakaların implant protezlerle rehabilitasyonunda ise geleneksel ve dijital iş akışının birlikte kullanılması önerilmektedir (Papaspyridakos ve diğerleri, 2018, 2017).

Dijital üç boyutlu modellerin doğruluğunu (accuracy) açıklamak için hassasiyet (presicion) ve gerçeklik (trueness) parametreleri değerlendirilmektedir. Doğruluk; hassasiyet ve gerçekliğin birleşimi olarak ifade edilmektedir (ISO 5725-1). Gerçeklik; bir yazıcının ana modelin sanal tasarımını bozulma olmadan gerçek biçime en yakın şekilde yeniden üretebilme yeteneğini, hassasiyet ise yazıcının aynı koşullar altında özdeş nesneleri üretilebilmesi olarak tanımlanmaktadır. Hassasiyet ölçümleri standart sapma ve çeyrekler arası aralık gibi istatistiksel tanımlarla ilişkilendirilmiştir (Nestler ve diğerleri, 2021).

Üç boyutlu yazıcıların doğruluğu polimer seçimi, yazıcının kalibrasyonu, yazıcının bulunduğu ortam sıcaklığı, ışık kaynağının gücü, platformun pozisyonu, *support* yapıları (Braian, Jimbo ve Wennerberg, 2016), kullanılan yazılım, rezin rengi, objenin geometrisi, foto başlatıcılar, dalga boyunun gücü ve üretim sonrası işlemlerden etkilenmektedir (Reymus ve diğerleri, 2020). Bazı çalışmacılar foto-polimerizasyon temelli sistemlerde monomer yapıdaki rezinin ışık kaynağı tarafından tam polimerizasyonun sağlanamaması ve post-polimerizasyon gerektirmesi sebebiyle

boyutsal doğruluğun tartışmalı olduğunu belirtmişlerdir (Groth, 2014; Liaw ve Guvendiren, 2017). Eklemeli üretim yapan teknolojilerde çözünürlük ve boyutsal doğruluğunu etkileyen faktörler; x ve y düzlemlerindeki çözünürlük SLA sistemler için lazer spot boyutu, DLP sistemlerde piksel boyutu ve FDM sistemlerde nozzle boyutu etkiliyken z düzlemlerinde katman yüksekliği olarak sıralanabilir (Ishida ve Miyasaka, 2016). Çalışmamızda kullanılan dijital laboratuvar tarayıcısının tarama netliği 6 µm iken üretim yapan cihazda kullanılan reçinelerin çözünürlüğü ortalama 50 µm dir. Anatomik modellerin doğruluklarının ölçülmesinde dairesel morfolojileri sebebiyle referans noktalarının belirlenebilmesi ve standardizasyonunun sağlanması konusunda zorluklar yaşanmaktadır. Bu durum çalışmalarda doğruluk analizi için dijital model görüntüleri en uygun algoritmalarla üst üste karşılaştırılarak boyutsal sapmalar sayısal veya renkli görsellerle ile görüntülenmektedir. Ancak bazı araştırmacılar veri kaybının engellenmesi için tekrarlanabilir yapay referans noktaları kullanarak ölçümlerin hassasiyetinin arttırıldığını bildirmiştir (Ender ve diğerleri, 2016). Çalışmamızda dijital modellerin birbirlerine göre boyutsal farklılıklarını tespit edebilmek için tarama parçalarının üzerinde tüm düzlemlerde referans noktaları belirlenmiştir.

Ender ve arkadaşları implant ölçülerinin doğruluklarının değerlendirilmesinde STL uzantılı üç boyutlu görüntülerin üst üste karşılaştırılması ve mikron düzeyindeki farkların ölçülüp karşılaştırılması için kullanılan özel yazılımlar sayesinde tutarlı sonuçların elde edilebileceğini bildirmişlerdir (Ender ve Mehl, 2013). Guth ve arkadaşlarına göre doğruluk araştırmalarında STL verilerinin en uygun algoritmalar (best-fit algorithm) kullanılarak üst üste karşılaştırılması ve ölçümlerin yapılması en yaygın metodolojilerden biridir (Güth, Keul, Stimmelmayer, Beuer ve Edelhoff, 2013). Üç boyutlu görüntülerin karşılaştırılması teknikleri arasında daha az kullanılan en küçük kareler (least squares method) ve sıfır yöntemi (zero method) bulunmaktadır.

Bu yöntemi kullanan yazılım programları hizalama ve karşılaştırmalar için en uygun algoritmaları kullanmaktadır. Çalışmamızda üç boyutlu görüntü karşılaştırmaları için bir metroloji yazılımı olan Geomagic Control X kullanıldı. Yazılımın *best-fit algorithm* özelliği sayesinde referans modellerdeki tarama parçaları sabit kabul edilerek çalışma modellerinin üç boyutlu görüntüleri üst üste karşılaştırılarak üç düzlemdeki yer değiştirme miktarları mm cinsinden ölçüldü.

6.Sonuç ve Öneriler

Dört ve altı adet implant analoğu içeren referans modellerden geleneksel ve dijital yöntemler kullanılarak üretilen çalışma modellerinin referans modele göre, çalışma gruplarının birbirlerine göre ve rezin modellerin kendi aralarında x, y, z düzlemlerinde üç boyutlu yer değiştirme miktarlarının kıyaslandığı bu çalışmada şu sonuçlara varılmıştır:

1-Tam dişsizlik vakalarında farklı ölçü yöntemleri kullanılarak elde edilen modellerin doğrulukları kıyaslandığında altın standart olan splintli açık kaşık ölçü tekniğine alternatif laboratuvar tarayıcıları kullanılarak alınan dijital ölçülerde benzer sonuçlar elde edilmiştir.

2-Model üretim basamaklarında laboratuvar işlemleri için tamamen dijital iş akışının geleneksel yöntemlere alternatif olabileceği düşünülmektedir.

3-Üç boyutlu yazıcılar kullanılarak elde edilen rezin modeller alçı modellerle benzer doğruluk göstermiştir. Resin modeller klinik kullanım için gelişmeye açık ve değerlendirilebilir.

4-Tekrarlayan tarama ve üretim zincirinde kullanılan tarayıcının tarama hassasiyeti ve yazıcının üretim hassasiyeti kabul edilebilir düzeydedir.

5-Bu tez çalışması in-vitro ortamda gerçekleştirilmesi sebebiyle, hasta ve oral ortama bağlı faktörlerden bağımsızdır. Çalışmanın klinik uygulamalara yönelik işlemlerle desteklenmesi gerekmektedir.

6-Ayrıca üretilen dental modellerin doğruluklarının implant destekli protezlerin pasif uyumuna olan etkisinin araştırılması ön görülmektedir.

KAYNAKLAR

- Abduo, J., Bennani, V., Waddell, N., Lyons, K. ve Swain, M. (2010). Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 25(3), 506–15.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20556249> adresinden erişildi.
- Adell, R. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, 10(6), 387–416.
doi:10.1016/S0300-9785(81)80077-4
- Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M. ve Kotiranta, U. (2018). Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *Journal of Prosthodontics*, 27(1), 35–41. doi:10.1111/jopr.12527
- Alikhasi, M., Siadat, H., Monzavi, A. ve Momen-Heravi, F. (2011). Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: Effect on marginal discrepancy. *Journal of Oral Implantology*, 37(6), 649–657.
doi:10.1563/AAID-JOI-D-09-00112.1
- Amin, S., Weber, H. P., Finkelman, M., El Rafie, K., Kudara, Y. ve Papaspyridakos, P. (2017). Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clinical Oral Implants Research*, 28(11), 1360–1367.
doi:10.1111/clr.12994
- Andonovic, V. ve Vrtanoski, G. (2010). Growing rapid prototyping as a technology in dental medicine. *Mechanical Engineering Scientific Journal*, 29(1), 31–39.
- Andriessen, F. S., Rijkens, D. R., Van Der Meer, W. J. ve Wismeijer, D. W. (2014). Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(3), 186–194. doi:10.1016/j.prosdent.2013.07.010
- Arcuri, L., Lorenzi, C., Vanni, A., Bianchi, N., Dolci, A. ve Arcuri, C. (2020). Comparison of the accuracy of intraoral scanning and conventional impression techniques on implants: A review. *Journal of Biological Regulators and Homeostatic Agents*, 34(1), 89–97.
- Aslı Acar, D. ve Özgür İnan, D. (2001). ImplantDestekli Protezlerde Okluzyon.

- Assif, D., Marshak, B. ve Schmidt, A. (1996). Accuracy of implant impression techniques. *Implant Dentistry*, 5(4), 296. doi:10.1097/00008505-199600540-00028
- Assuncao, W. G., Gennari Filho, H. ve Zaniqueli, O. (2004). Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dentistry*, 13(4), 358–366. doi:10.1097/01.id.0000144509.58901.f7
- Assunção, W. G., Tabata, L. F., Cardoso, A., Rocha, E. P. ve Gomes, E. A. (2008). Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant Dentistry*, 17(3), 248–256. doi:10.1097/ID.0b013e318182ef58
- Baig, M. R. (2014). Multi-unit implant impression accuracy: A review of the literature. *Quintessence International*, 45(1), 39–51. doi:10.3290/j.qi.a30769
- Bohner, L. O. L., De Luca Canto, G., Marció, B. S., Laganá, D. C., Sesma, N. ve Tortamano Neto, P. (2017). Computer-aided analysis of digital dental impressions obtained from intraoral and extraoral scanners. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(5), 617–623. doi:10.1016/j.prosdent.2016.11.018
- Braian, M., Jimbo, R. ve Wennerberg, A. (2016). Production tolerance of additive manufactured polymeric objects for clinical applications. *Dental Materials*, 32(7), 853–861. doi:10.1016/j.dental.2016.03.020
- Branemark, P.-I. (1997). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year study period. *Scand J Plast Reconstr Surg*.
- Çalikkocaoğlu, S. (2013). *Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi;Klasik Tam Protezler* (6th bs.). İSTANBUL: Quintessence Publishing.
- Carr, A. B. (1992). Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 7(4), 468–75. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1299642> adresinden erişildi.
- Chebib, N., Kalberer, N., Srinivasan, M., Maniewicz, S., Perneger, T. ve Müller, F. (2019). Edentulous jaw impression techniques: An in vivo comparison of trueness. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 623–630.

doi:10.1016/j.prosdent.2018.08.016

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

Cooper, K. G. (2001). Rapid Prototyping Technology: Selection and Application, 1–226.

Craig, R. G. ve Powers, J. M. (2002). *Restorative Dental Materials Restorative Dental Materials*. Mosby Inc. (11. bs., C. 135).
<http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Restorative+Dental+Materials#0> adresinden erişildi.

Del Acqua, M. A., Chavez, A. M., Castanharo, S. M., Compagnoni, M. A. ve Mollo, F. de A. (2010). The effect of splint material rigidity in implant impression techniques. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 25(6), 1153–8. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21197492> adresinden erişildi.

DeLong, R., Heinzen, M., Hodges, J. S., Ko, C. C. ve Douglas, W. H. (2003). Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *Journal of Dental Research*, 82(6), 438–442.
doi:10.1177/154405910308200607

Eckert, S. E. ve Koka, S. (2006). Osseointegrated dental implants. *The Bionic Human: Health Promotion for People With Implanted Prosthetic Devices*, 603–618. doi:10.1007/978-1-59259-975-2_45

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

Ender, A. ve Mehl, A. (2015). In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence International*, 46(1), 9–17. doi:10.3290/j.qi.a32244

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

- Fahad, M., Dickens, P. ve Gilbert, M. (2013). Novel polymeric support materials for jetting based additive manufacturing processes. *Rapid Prototyping Journal*, 19(4), 230–239. doi:10.1108/13552541311323245
- Flügge, T., van der Meer, W. J., Gonzalez, B. G., Vach, K., Wismeijer, D. ve Wang, P. (2018). The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 29(March), 374–392. doi:10.1111/clr.13273
- Flügge, T. V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S. ve Metzger, M. C. (2013). Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144(3), 471–478. doi:10.1016/j.ajodo.2013.04.017
- Gabor, A.-G., Zaharia, C., Stan, A. T., Gavrilovici, A. M., Negruțiu, M.-L. ve Sinescu, C. (2017). Digital Dentistry — Digital Impression and CAD/CAM System Applications. *Journal of Interdisciplinary Medicine*, 2(1), 54–57. doi:10.1515/jim-2017-0033
- Galhano, G. A. P., Pellizzer, E. P. ve Mazaro, J. V. Q. (2012). Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23(6), 575–579. doi:10.1097/SCS.0b013e31826b8043
- Gibson, I., Rosen, D. ve Stucker, B. (2015). *Additive manufacturing technologies: 3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing, second edition. Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing, Second Edition*. doi:10.1007/978-1-4939-2113-3
- González de Villaumbrosia, P., Martínez-Rus, F., García-Orejas, A., Salido, M. P. ve Pradíes, G. (2016). In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(4), 543-550.e1. doi:10.1016/j.prosdent.2016.01.025
- Groth, C. (2014). Three-Dimensional Printing Technology. *Journal of clinical orthodontics*, 48(8), 475–485.

- Gupta, A., Felton, D. A., Jemt, T. ve Koka, S. (2019). Rehabilitation of Edentulism and Mortality: A Systematic Review. *Journal of Prosthodontics*, 28(5), 526–535. doi:10.1111/jopr.12792
- Güth, J. F., Keul, C., Stimmelmayer, M., Beuer, F. ve Edelhoff, D. (2013). Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical Oral Investigations*, 17(4), 1201–1208. doi:10.1007/s00784-012-0795-0
- Herbst D, Nel JC, Driessen CH, B. P. (2000). Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83, 555–561.
- Hilton, P. (2000). *Rapid Tooling: Technologies and Industrial Applications*. (P. D. Hilton ve P. F. Jacobs, Ed.). NEWYORK-BASEL: MARCEL DEKKER,INC. <https://books.google.com/books?id=dU7Il1dphdWC&pgis=1> adresinden erişildi.
- İnan, Ö. (2011). Tam Dişsiz Hastalarda İmplant Destekli Protez Seçenekleri, 2(1), 81–89.
- Ishida, Y. ve Miyasaka, T. (2016). Dimensional accuracy of dental casting patterns created by 3D printers. *Dental Materials Journal*, 35(2), 250–256. doi:10.4012/dmj.2015-278
- Jeon, J. H., Choi, B. Y., Kim, C. M., Kim, J. H., Kim, H. Y. ve Kim, W. C. (2015). Three-dimensional evaluation of the repeatability of scanned conventional impressions of prepared teeth generated with white- and blue-light scanners. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 549–553. doi:10.1016/j.prosdent.2015.04.019
- Jeong, Y. G., Lee, W. S. ve Lee, K. B. (2018). Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(3), 245–251. doi:10.4047/jap.2018.10.3.245
- Joda, T. ve Brägger, U. (2016). Time-efficiency analysis of the treatment with monolithic implant crowns in a digital workflow: a randomized controlled trial. *Clinical Oral Implants Research*, 27(11), 1401–1406. doi:10.1111/clr.12753
- Joda, T., Bragger, U. ve Zitzmann, N. U. (2019). CAD/CAM implant crowns in a digital workflow: Five-year follow-up of a prospective clinical trial. *Clinical*

Implant Dentistry and Related Research, 21(1), 169–174.

doi:10.1111/cid.12681

Joda, T., Ferrari, M., Gallucci, G. O., Wittneben, J. G. ve Brägger, U. (2017). Digital technology in fixed implant prosthodontics. *Periodontology 2000*, 73(1), 178–192. doi:10.1111/prd.12164

Karl, M., Rosch, S., Graef, F., Taylor, T. D. ve Heckmann, S. M. (2005). Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(4), 324–330.

doi:10.1016/j.prosdent.2004.12.006

Kasparova, M., Grafova, L., Dvorak, P., Dostalova, T., Prochazka, A., Eliasova, H., ... Kakawand, S. (2013). Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models. *BioMedical Engineering Online*, 12(1), 1–11.

doi:10.1186/1475-925X-12-49

Keul, C. ve Güth, J. F. (2020). Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clinical Oral Investigations*, 24(2), 735–745.

doi:10.1007/s00784-019-02965-2

Kim, K. R., Seo, K. young ve Kim, S. (2019). Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(6), 543–549. doi:10.1016/j.prosdent.2018.10.018

Kim, R. J. Y., Park, J. M. ve Shim, J. S. (2018). Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation.

Journal of Prosthetic Dentistry, 120(6), 895-903.e1.

doi:10.1016/j.prosdent.2018.01.035

Klim, J ; Fagd, Fadfe, Edward, B. (2012). Innovation in Dentistry : CAD / CAM Restorative. *J adv prosthodontics*, 2, 1–11.

Krar, S. F. ve Gill, A. (2003). *Exploring Advanced Manufacturing Technologies*.

<http://books.google.com/books?id=TGkfsC77pdwC&pgis=1> adresinden erişildi.

Kurtulmus-Yilmaz, S., Ozan, O., Ozcelik, T. B. ve Yagiz, A. (2014). Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *Journal of Dentistry*, 42(12), 1551–1559.

doi:10.1016/j.jdent.2014.10.008

Laney, W. (2017). *Oral and Endorsing Organizations : Int J Oral Maxillofac Implants*. (C. 32).

Larry J. Hornbeck, Van Alstyne, Tex Alstyne, T. (1996). Multi-level digital micromirror device. <https://patents.google.com/patent/US5583688A/en> adresinden erişildi.

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

Lee, K. Y., Cho, J. W., Chang, N. Y., Chae, J. M., Kang, K. H., Kim, S. C. ve Cho, J. H. (2015). Accuracy of three-dimensional printing for manufacturing replica teeth. *Korean Journal of Orthodontics*, 45(5), 217–225. doi:10.4041/kjod.2015.45.5.217

Lee, S. J., Kim, S. W., Lee, J. J. ve Cheong, C. W. (2020). Comparison of intraoral and extraoral digital scanners: Evaluation of surface topography and precision. *Dentistry Journal*, 8(2). doi:10.3390/dj8020052

Liaw, C.-Y. ve Guvendiren, M. (2017). Current and emerging applications of 3D printing in medicine. *International Society for Biofabrication*, 9, 024102. doi:<https://doi.org/10.1088/1758-5090/aa7279>

Lin, W., Harris, D. D. S. B. T., Elathamna, D. M. D. E. N., Abdel-azim, T. ve Morton, D. D. S. D. (2015). Implant-Level Impressions : An In Vitro Comparative Study, 30(1). doi:10.11607/jomi.3592

Liu, Q., Leu, M. C. ve Schmitt, S. M. (2006). Rapid prototyping in dentistry: Technology and application. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 29(3–4), 317–335. doi:10.1007/s00170-005-2523-2

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

Ma, T., Nicholls, J. I. ve Rubenstein, J. E. (1997). Tolerance Measurements of

Various Implant Components. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(3), 371–375.

Menini, M., Setti, P., Pera, F., Pera, P. ve Pesce, P. (2018a). Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure. *Clinical oral investigations*, 22(3), 1253–1262. doi:10.1007/s00784-017-2217-9

Menini, M., Setti, P., Pera, F., Pera, P. ve Pesce, P. (2018b). Accuracy of multi-unit implant impression: Traditional techniques versus a digital procedure. *Clinical Oral Investigations*, 22(3), 1253–1262. doi:10.1007/s00784-017-2217-9

Misch, C. E. (2005). *Dental Implant Prosthetics. Hilos Tensados* (C. 1). doi:10.1017/CBO9781107415324.004

Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association*, 137(9 SUPPL.), 7–13. doi:10.14219/jada.archive.2006.0398

Müller, F. ve Schimmel, M. (2010). Tooth loss and dental prostheses in the oldest old. *European Geriatric Medicine*, 1(4), 239–243. doi:10.1016/j.eurger.2010.06.001

Mutwalli, H., Braian, M., Mahmood, D. ve Larsson, C. (2018). Trueness and Precision of Three-Dimensional Digitizing Intraoral Devices. *International Journal of Dentistry*, 2018. doi:10.1155/2018/5189761

Mwema, F. M. ve Akinlabi, E. T. (2020). *Fused Deposition Modeling Strategies for Quality Enhancement*. (Joao Paulo Davim, Ed.). Springer Nature Switzerland. doi:https://doi.org/10.1007/978-3-030-48259-6_1

Nakhaei, M., Madani, A. S., Moraditalab, A. ve Haghi, H. R. (2015). Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants. *Dental Research Journal*, 12(5), 431–437. doi:10.4103/1735-3327.166190

Nestler, N., Wesemann, C., Spies, B. C., Beuer, F. ve Bumann, A. (2021). Dimensional accuracy of extrusion- and photopolymerization-based 3D printers: In vitro study comparing printed casts. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(1), 103–110. doi:10.1016/j.prosdent.2019.11.011

Olea-Vielba, M., Jareño-García, D., Methani, M. M., Martinez-Klemm, I. ve Revilla-

- León, M. (2020). Accuracy of the Implant Replica Positions on the Complete Edentulous Additive Manufactured Cast. *Journal of Prosthodontics*, 29(9), 780–786. doi:10.1111/jopr.13179
- Papaspyridakos, P., Chen, C.-J., Gallucci, G., Doukoudakis, A., Weber, H.-P. ve Chronopoulos, V. (2014). Accuracy of Implant Impressions for Partially and Completely Edentulous Patients: A Systematic Review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(4), 836–845. doi:10.11607/jomi.3625
- Papaspyridakos, P., Chen, Y. wei, Alshawaf, B., Kang, K., Finkelman, M., Chronopoulos, V. ve Weber, H. P. (2020). Digital workflow: In vitro accuracy of 3D printed casts generated from complete-arch digital implant scans. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(5), 589–593. doi:10.1016/j.prosdent.2019.10.029
- Papaspyridakos, P., Gallucci, G. O., Chen, C. J., Hanssen, S., Naert, I. ve Vandenberghe, B. (2016). Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: Accuracy outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, 27(4), 465–472. doi:10.1111/clr.12567
- Papaspyridakos, P., Kang, K., DeFuria, C., Amin, S., Kudara, Y. ve Weber, H. P. (2018). Digital workflow in full-arch implant rehabilitation with segmented minimally veneered monolithic zirconia fixed dental prostheses: 2-year clinical follow-up. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(1), 5–13. doi:10.1111/jerd.12323
- Papaspyridakos, P., Lal, M. S. K., George, M. S. ve White, S. (2012). Effect of splinted and nonsplinted impression techniques on the accuracy of fit of fixed implant prostheses in edentulous patients: a comparative study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(2), 83. doi:10.1016/s0022-3913(12)60111-5
- Papaspyridakos, P., Rajput, N., Kudara, Y. ve Weber, H. P. (2017). Digital Workflow for Fixed Implant Rehabilitation of an Extremely Atrophic Edentulous Mandible in Three Appointments. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(3), 178–188. doi:10.1111/jerd.12290
- Park, M. E. ve Shin, S. Y. (2018). Three-dimensional comparative study on the accuracy and reproducibility of dental casts fabricated by 3D printers. *Journal*

of Prosthetic Dentistry, 119(5), 861.e1-861.e7.

doi:10.1016/j.prosdent.2017.08.020

Patzelt, S. B. M., Emmanouilidi, A., Stampf, S., Strub, J. R. ve Att, W. (2014).

Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical Oral Investigations*, 18(6), 1687–1694. doi:10.1007/s00784-013-1132-y

Paul F. Jacobs. (1992). *Rapid Prototyping Manufacturing Fundamentals of*

StereoLithography (First Edit.). Dearborn,MI,USA: Society of Manufacturing Engineers One SME Drive.

Persson, A., Andersson, M., Oden, A. ve Sandborgh-Englund, G. (2006). A three-

dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(3), 194–200. doi:10.1016/j.prosdent.2006.01.003

Persson, A. S. K., Odén, A., Andersson, M. ve Sandborgh-Englund, G. (2009).

Digitization of simulated clinical dental impressions: Virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dental Materials*, 25(7), 929–936.

doi:10.1016/j.dental.2009.01.100

Pesce, P. ve Pera, F. (2018). Precision and Accuracy of a Digital Impression Scanner

in Full-Arch Implant Rehabilitation. *Quintessence Publishing*, 31(2), 171–175.

doi:10.11607/ijp.5535

Prithviraj, D. R., Pujari, M. L., Garg, P. ve Shruthi, D. P. (2011). Accuracy of the

implant impression obtained from different impression materials and techniques: Review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 3(2), 106–111. doi:10.4317/jced.3.e106

Pujari, M., Garg, P., Prithviraj, D. R. ve Karson, K. (2014). Evaluation of Accuracy

of Casts of Multiple Internal. *Journal of Implantology*, 137–145.

doi:10.1563/AAID-JOI-D-10-00207

Reich, S., Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W. H., Reich, S., Zimmermann,

M. ve Pyri, C. O. (2015). Intraoral scanning systems – a current overview

Intraoralscanner: eine aktuelle Übersicht. *International Journal of Computerized Dentistry*, 1818(22), 101–129.

Revilla-León, M., Ceballos, L. ve Özcan, M. (2019). Implant-Prosthodontic

- Discrepancy of Complete-Arch Cobalt-Chromium Implant Frameworks Manufactured Through Selective Laser Melting Additive Manufacturing Technology Using a Coordinate Measuring Machine. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34(3), 698–707. doi:10.11607/jomi.6739
- Reymus, M., Fabritius, R., Keßler, A., Hickel, R., Edelhoff, D. ve Stawarczyk, B. (2020). Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 24(2), 701–710. doi:10.1007/s00784-019-02952-7
- Ribeiro, P., Herrero-Climent, M., Díaz-Castro, C., Ríos-Santos, J. V., Padrós, R., Mur, J. G. ve Falcão, C. (2018). Accuracy of implant casts generated with conventional and digital impressions—An in vitro study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 15(8), 1–15. doi:10.3390/ijerph15081599
- Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguié, G., Viennot, S., Robinson, P., ... Ducret, M. (2017). Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017. doi:10.1155/2017/8427595
- Rupp, F., Axmann, D. ve Geis-Gerstorfer, J. (2008). Effect Of Relative Humidity On Lubricant Performance, 21(69–71), HD-HD. doi:10.1109/intmag.1993.642766
- Rupp, F. ve Geis-Gerstorfer, J. (2010). Hydrophilicity of Unset and Set Elastomeric Impression Materials. *International Journal of Prosthodontics*, 23, 552–554.
- Sadowsky, S. J. (2007). Treatment considerations for maxillary implant overdentures: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(6), 340–348. doi:10.1016/S0022-3913(07)60022-5
- Sorrentino, R., Gherlone, E. F., Calesini, G. ve Zarone, F. (2010). Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: An in vitro comparative study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 12(SUPPL. 1), 63–76. doi:10.1111/j.1708-8208.2009.00167.x
- Stansbury, J. W. ve Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges

- among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, 32(1), 54–64.
doi:10.1016/j.dental.2015.09.018
- Stimmelmayer, M., Beuer, F. ve Edelhoff, D. (2016). Implant Impression Techniques for the Edentulous Jaw : A Summary of Three Studies. *American College of Prosthodontists*, 25, 146–150. doi:10.1111/jopr.12305
- Stimmelmayer, M., Güth, J. F., Erdelt, K., Edelhoff, D. ve Beuer, F. (2012). Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit-an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 16(3), 851–856. doi:10.1007/s00784-011-0564-5
- Tomita, Y., Uechi, J., Konno, M., Sasamoto, S., Iijima, M. ve Mizoguchi, I. (2018). Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning. *Dental Materials Journal*, 37(4), 628–633.
doi:10.4012/dmj.2017-208
- Turkylmaz, I. ve Hariri, N. H. (2018a). Four-year outcomes of full-arch fixed dental prostheses using CAD/CAM frameworks: A retrospective review of 15 cases. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(10), e1045–e1048.
doi:10.4317/jced.55176
- Turkylmaz, I. ve Hariri, N. H. (2018b). Four-year outcomes of full-arch fixed dental prostheses using CAD/CAM frameworks: A retrospective review of 15 cases. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(10), e1045–e1048.
doi:10.4317/jced.55176
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3–12. doi:10.1016/j.dental.2011.10.014
- Vandeweghe, S., Vandeweghe, S., Vervack, V. ve De, H. (2016). Accuracy of digital impressions of multiple dental implants : an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 1–6. doi:10.1111/clr.12853
- Vigolo, P., Majzoub, Z. ve Cordioli, G. (2003). Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(2), 186–192. doi:10.1067/mpr.2003.15
- Wee Alvin G. (2000). Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83, 323–31.

doi:doi:10.1067/mpr.2000.104915

Zhou, M., Zhou, H., Li, S. yi ve Geng, Y. ming. (2020). Dental implant location via surface scanner: a pilot study. *BMC Oral Health*, 20(1), 1–6.

doi:10.1186/s12903-020-01297-y

Zitzmann, N. U. ve Marinello, C. P. (2000). the edentulous maxilla . Part I : Patients ' assessments. *the Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(4).



ÖZGEÇMİŞ

2011 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde lisans eğitimime başladım ve 2016 yılında tamamladım.2017 yılında yapılan Diş Hekimliğinde Uzmanlık sınavını kazanarak 2018 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım.

Yabancı Dil: İngilizce

E-posta : [REDACTED]

