T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

DİJİTAL İMPLANT ÖLÇÜ NETLİĞİNİN ARTIRILMASINA ETKİLİ PARAMETRELERİN İNCELENMESİ

GÖRKEM GÖKSOY

DANIŞMAN
PROF. DR. BİLGE GÖKÇEN RÖHLİG

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

İSTANBUL-2024

TEZ ONAYI

(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora danışmanım Prof. Dr. Bilge Gökçen-Röhlig'e,

Doktora eğitimim boyunca desteğini her zaman hissettiğim sevgili Prof. Dr. Gülümser Evlioğlu'na,

Doktora eğitimim boyunca tüm teorik ve pratik bilgi birikimini benimle paylaşan, beni geliştiren Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm öğretim üyeleri ve yardımcılarına,

Bu tez çalışması ve diğer akademik çalışmalarda yardımını esirgemeyen sevgili Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Öğretim üyesi Dr. Demet Çağıl Ayvalıoğluna,

Doktora eğitimimde yanımda olan tüm asistan arkadaşlarıma,

Her zaman yardımıma koşan sevgili Nazlı Sarı'ya,

Hayatım boyunca yanımda olan canım aileme teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI ..... İİ
BEYAN ..... İİİ
İTHAF ..... İV
TEŞEKKÜR V
İÇİNDEKİLER ..... Vİ
TABLOLAR LİSTESİ ..... İX
ŞEKİLLER LİSTESİ X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ ..... Xİİ
ÖZET ..... Xİİİ
ABSTRACT ..... XİV
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi 3
2.2. Dental implantlar ve İmplant Bileşenleri 4
2.2.1. Dental İmplant Materyalleri 7
2.2.2. Fibrointegrasyon ve Osseointegrasyon 8
2.2.3. Diş Kayıplarının Anatomik Sonuçları 9
2.2.4. Diş Kayıpları ve İmplant Tedavi Gereksinimleri 9
2.3. Dental İmplant Tedavilerinde Başarı Kriterleri 10
2.3.1. İmplant Tedavisinde Cerrahi Faz 14
2.3.2. İmplant Tedavisinde Protetik Faz 15
2.3.3. İmplant Tedavilerinde Biyomekanik 16
2.4. İmplant Üstü Protez Çeşitleri 19
2.4.1. Simante Protezler 20
Simante Protezlerin Avantajları: 20
Simante Protezlerin Dezavantajları: 20
2.4.2. Vidalı Protezler 20
Vidalı Protezlerin Avantajları 21
2.5. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü 22
2.5.1. İmplantüstü Protezlerde Ölçü Teknikleri: 23
2.5.2. Geleneksel Ölçüler 24

2.5.2.1. Açık Ölçü (Pick-up) Tekniği....24
2.5.2.2. Kapalı Ölçü (Transfer) Tekniği....25
2.5.2.3. Snap Fit (Press-fit) Tekniği....26
2.5.2.4. Geleneksel İmplant Ölçülerinde Kullanılan Ölçü Materyalleri....26
2.5.2.5. Geleneksel Ölçü Sonrası Model Elde Edilmesinde Kullanılan Alçılar....31
2.5.2.6. Geleneksel Ölçülerin Dijital Ortama Aktarılması....31
2.5.2.7. Geleneksel İmplant Ölçüsünü Etkileyen Faktörler....32
2.5.3. Dijital Ölçüler....32
2.5.3.1. Dijital İmplant Ölçüsünü Etkileyen Faktörler....34
2.5.3.2. Dijital Ölçü Parçası (Scan Body)....35
2.5.3.3. Ağız içi Tarayıcı ve Yazılımı....40
2.5.3.4. Opak Ajan Kullanımı....41
2.5.3.5. Tarama Protokolü....41
2.5.3.6. Tarama Yapılan Bölge....43
2.5.3.7. Taranan Ark Uzunluğu....43
2.5.3.8. Tarama Sırasında Kullanılan Görüntü Çözünürlüğü....43
2.5.3.9. Optik Gürültü (Optik Noise)....43
2.5.3.10. Artifaktlar....44
2.5.3.11. Operatör Tecrübesi....44
2.5.3.12. İmplant Pozisyonu....44
2.5.3.13. Ağız İçi ve Hastaya Bağlı Faktörler....44
2.5.4. Geleneksel ve Dijital İmplant Ölçü Farklılıkları....45
2.6. Ağız İçi Tarayıcılar....46
2.6.1. Ağız İçi Tarayıcı Çalışma Prensipleri....47
2.6.1.1. Aktif Triangülasyon....47
2.6.1.2. Konfokal Mikroskopi....47
2.6.1.3. Çoklu Tarama (Multiscan Imaging)....47
2.6.1.4. Aktif Wavefront Örnekleme....47
2.7. İmplant Ölçüsü Netliği ve Değerlendirme Teknikleri....48
2.7.1. Ölçü Netliği....48
2.7.2. Referans Tarayıcılar....48
2.8. Pasif Uyum ve Uyumsuzluk Sonuçları....49
3. GEREÇ VE YÖNTEM....50

3.1. Ana Modelin Elde Edilmesi....50
3.2. PMMA Dijital Ölçü Postunun Elde Edilmesi....52
3.3. Grupların Oluşturulması....52
3.4. Dijital Ölçülerin Alınması....55
3.5. Ölçülerin Çakıştırılması ve Sapma Miktarının Belirlenmesi....56
3.6. İstatistiksel Olarak Sonuçların Değerlendirilmesi....56
4. BULGULAR....58
4.1. Yumuşak Doku Üzerinde Meydana Gelen Sapmaların Değerlendirilmesi....58
4.1.1. Dijital Ölçü Parçası Materyalinin Etkisinin Araştırılması....58
4.1.2. Modifikasyonların Etksinin Araştırılması....59
4.1.3. Grup İçi Değerlendirmeler....60
4.2. İmplantlar Arası Mesafelerin Değerlendirilmesi....62
4.2.1. Dijital Ölçü Parçası Materyalinin Etkisinin Değerlendirilmesi....62
4.2.2. Modifikasyonların Etkisinin Değerlendirilmesi....63
4.2.3. Grupiçi Değerlendirmeler....65
5. TARTIŞMA....76
5.1. Çalışma Dizaynı....76
5.2. Dijital Ölçü Tekniği....77
5.3. Dijital Ölçü Post Materyali....79
5.4. Dijital ölçü postu geometrisi....81
5.5. Ek referans alanlarının etkisi....82
5.6. Ölçü Netliğinin Saptanması....84
6. SONUÇLAR....86
KAYNAKLAR....86
HAM VERİLER....114
FORMLAR....115
ETİK KURUL KARARI....116
PATENT HAKKI İZNİ....117
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI....118
ÖZGEÇMİŞ....119

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3.1: Çalışma grupları ve modifikasyon lar için kullanılan malzemeler

Tablo 4.1: Dijital ölçü parçası materyalinin etkisinin araştırılması

Tablo 4.2: Modifikasyoların etkisinin araştırılması

Tablo 4.3: Grup içi sapma değerlerinin değerlendirilmesi

Tablo 4.4: Dijital ölçü parçası materyaşinin implantlar arası mesafeye etkisi

Tablo 4.5: Modifikasyon ilavesinin implantlar arası mesafeye etkisi

Tablo 4.6: Mann Whitney U testi sonuçları

Tablo 4.7: Grup içi değerlendirmeler

Tablo 4.8: Mann Whitney U testi sonuçları

ŞEKİLLER LİSTESİ

Resim 2.1: Açık kaşık ölçü tekniği

Resim 2.2: Kapalı ölçü tekniği

Resim 2.3: Snap fit ölçü tekniği

Resim 2.4: Polieter ölçü maddesi

Resim 2.5: Dijital ölçü parçası bölümleri

Resim 2.6: Encode iyileşme dayanaklarının polivinilsiloksan ölçü görüntüsü

Resim 2.7: Farklı tarama teknikleri

Resim 3.1: Reçineden üretilmiş ana model

Resim 3.2: Ana modeldeki implant yuvaları

Resim 3.3: PMMA dijital ölçü postunun CAD dizaynı

Resim 3.4: PEEK

Resim 3.5: PEEK + GB

Resim 3.6: PEEK + C

Resim 3.7: PEEK + S

Resim 3.8: PMMA

Resim 3.9: PMMA + GB

Resim 3.10: PMMA + C

Resim 3.11: PMMA + S

Resim 3.12 : Endüstriyel tarayıcı (SOLUTIONIX MEDIT)

Resim 3.13: Dijital ana model

Resim 4.1: PEEK yumuşak doku sapma değerleri

Resim 4.2: PEEK implantlar arası mesafe değerleri

Resim 4.3: PEEK + GB yumuşak doku sapma değerleri

Resim 4.4: PEEK + GB implantlar arası mesafe değerleri

Resim 4.5: PEEK + C yumuşak doku sapma değerleri

Resim 4.6: PEEK + C implantlar arası mesafe değerleri

Resim 4.7: PEEK + S yumuşak doku sapma değerleri

Resim 4.8: PEEK + S implantlar arası mesafe değerleri

Resim 4.9: PMMA yumuşak doku sapma değerleri

Resim 4.10: PMMA implantlar arası mesafe değerleri

Resim 4.11: PMMA + GB yumuşak doku sapma değerleri

Resim 4.12: PMMA + GB implantlar arası mesafe değerleri

Resim 4.13: PMMA + C yumuşak doku sapma değerleri

Resim 4.14:PMMA + C implantlar arası mesafe değerleri

Resim 4.15: PMMA + S yumuşak doku sapma değerleri

Resim 4.16: PMMA + S implantlar arası mesafe değerleri

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

1- PEEK : Polietereterketon

2- PMMA : Polimetilmetakrilat

3- C : kompozit

4- S : Silikon

5- GB : Gingival Bariyer

6- Ncm : Newton santimetre

7- CAD-CAM : Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing; Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim

8- Mm : Milimetre

9- Ark. : Arkadaşları

10- CBCT : Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi

11- SP : Sabit protez

12- HP : Hareketli protez

13- PVS : Polivinilsiloksan

14- Dk : Dakika

15- Ph : Hidrojen gücü

16- µm : mikrometre

17- MR : Manyetik rezonans görüntüleme

18- BT : Bilgisayarlı tomografi

19- MPa : Megapaskal

20- GPa : Gigapaskal

21- STL : Stereolitografi

ÖZET

Göksoy G., (2024). Dijital İmplant Ölçü Netliğinin Artırılmasına Etkili Parametrelerin İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Dental implantların dijital ölçüleri yaygın olarak kullanılmaktadır ve dişsiz çenelerin tam ark taramaları için tek ve kısmi dişsiz boşluklara göre daha düşük doğruluk sonuçları vermektedir. Mevcut araştırmanın amacı, çoklu implantlı dişsiz arkların dijital ölçülerinin doğruluğu üzerinde, tarama gövdesi malzemesinin ve ek referans alanlarının etkisini değerlendirmektir. Ana model olarak altı implantlı (BLT, RC, Institut Straumann, AG) dişsiz bir maksilla modeli kullanılmıştır. PEEK ve PMMA tarama gövdeleri implantlara yerleştirilmiş ve bir ağız içi tarayıcı (TRIOS4, 3Shape) ile dijital ölçüler alınmıştır. Dişsiz boşluklara akışkan kompozit (C), dişeti bariyer materyali (GB), taranabilir silikondan (S) yapılmış referans işaretleyiciler yerleştirilmiş ve ölçüler alınmıştır. Ana model, yüksek çözünürlüklü bir referans tarayıcı ile dijitalleştirilmiştir. Önceden belirlenen noktaların sapmaları ve implantlar arası mesafeler çakıştırma tekniği kullanılarak hesaplanmıştır. Çoklu karşılaştırmaları belirlemek için Mann Whitney U ve Kruskal Wallis-H testi yapılmıştır. İmplantlar arası mesafe ölçümleri, PEEK tarama gövdelerinin PMMA tarama gövdelerinden daha iyi hassasiyet gösterdiğini göstermiştir (Ortalama sapmalar; PEEK: 40±4 mμ, PMMA: 127±6 mμ, $p<.001$). Alt gruplarda da PEEK grupları PMMA gruplarına göre daha doğru sonuçlar vermiştir ($p<.001$). Kruskal-Wallis testi de kesinlikte gruplar arasında önceden belirlenmiş noktaların sapmalarında istatistiksel olarak farklılık göstermiştir ($p<.001$). Ek referans alanlarının eklenmesi, PEEK gruplarında ölçünün kesinliği ve doğruluğu etkilememiştir. PEEK tarama gövdeleri kullanıldığında, referans işaretçilerin eklenmesi dijital ölçülerin doğruluğunda herhangi bir anlam ifade etmemektedir. PMMA, tarama gövdesi malzemesi olarak alternatif bir malzeme gibi görünmüyor, ek referans alanlarının eklenmesi gerekmektedir. Ancak farklı tarama teknolojileri ile daha ileri çalışmalar yapılmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Protez, İmplantüstü Protez, Dijital ölçü postu, Dijital Ölçü

ABSTRACT

Goksoy G. (2024). Evaluation of the Parameters Effecting the Accuracy of Digital Implant Impressions İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics Doctorate Thesis Istanbul.

The aim of current research is to evaluate the effect of scanbody material and additional reference markers in the form of artificial landmarks on the accuracy of digital impressions of edentulous arches with multiple implants. A model of an edentulous maxilla with six implants (BLT, RC, Institut Straumann, AG) was used as master model. PEEK and PMMA scanbodies were screwed on the implants and digital impressions were obtained with an intraoral scanner (TRIOS4, 3Shape). Reference markers made of flowable composite (C), gingival barrier material (GB), scannable silicone (S) were placed on the edentulous spaces and impressions were obtained. The master model was digitalized with an extraoral high-resolution reference scanner. Deviations of the predetermined points and inter-implant distances were calculated by using superimpositining technique. Inter-implant distance measurements showed that PEEK scanbodies demonstrated better precision than PMMA scanbodies, ($p<.001$). In the subgroups, also PEEK groups were more accurate than PMMA groups ($p<.001$). Kruskal-Wallis test also showed statistical difference in deviations of the predetermined points among the groups in precision ($p<.001$). Addition of markers did not influence the precision and trueness in PEEK groups but in PMMA groups both in distance measurements and predetermined point deviations. Addition of reference markers does not make any significance in the accuracy of digital impressions when PEEK scanbodies are used. PMMA seems not to be an alternative material as scanbody material, addition of markers is needed.

Keywords: Prosthesis, İmplant Supported Prosthesis, Scanbody, Digital İmpression

1. GİRİŞ VE AMAÇ

İmplant üstü protez uygulamalarının başarısındaki en önemli kriterlerden biri pasif uyumlu protezlerin üretilmesidir. Pasif uyum gösteren protezlerin üretilebilmesi için çene kemiği içerisine yerleştirilmiş olan implantların açılarının ve pozisyonlarının çalışma modeli üzerine net bir şekilde aktarılması gerekir ve bunun için de hassas bir implant üstü ölçü alınması gerekir. İmplant üstü protezlerin ölçülerinin alınmasında geleneksel ölçü ve dijital ölçü yöntemleri kullanılmaktadır. Son yıllarda geleneksel ölçü yöntemlerine kıyasla veri netliği ve kullanım kolaylığı açısından dijital ölçülerin popülaritesi artmış ve ağız içi tarayıcıların klinik kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır.

Dijital ölçü alırken dikkat edilmesi gereken en önemli konu dijital ölçü postu yüzeylerinin tam olarak görüntülenmesinin sağlanmasıdır. Uygun görüntüleme sağlandığında tarama gövdesi görüntüleri ile implant üretici firmalarının kendi dijital kütüphanelerinde bulunan eşleşme gerçekleşerek implant analoğunun doğru pozisyon tayini gerçekleşmektedir. Günümüzde büyük firmaların tamamı dijital iş akışının gerçekleşebilmesi amacıyla farklı tarayıcılarla kullanılabilen tarama parçaları üretmektedirler. PEEK, alüminyum alaşımı, titanyum alaşımı ve rezinler olmak üzere farklı materyallerden tarama parçaları üretilmektedir. Kullanılan farklı malzemeye sahip tarama parçalarının ölçüye olan netliği de tartışmalıdır ve yeterli miktarda çalışma mevcut değildir.

Dijital ölçü tekniği ile tam dişsiz hastalarda ölçü alırken diş gibi anatomik noktaların olmaması sebebiyle bu teknik fazlasıyla hassastır. Tam dişsiz ağızlara uygulanan implant sayısının artması ile beraber tarama esnasında oluşan sapmaların arttığı belirtilmiştir. Bu yüzden tam dişsiz ağızlarda tarama yaparken yetersiz anatomik yapıların olması ölçünün net bir şekilde elde edilmesini zorlaştırabilmektedir. Tarama parçalarının görüntülenmesi esnasında görüntülerde yaşanabilecek sapmaları engellemek ve tarama esnasında ölçünün kesintisiz bir şekilde devamlılığını sağlamak adına ek referans noktaların oluşturulmasının ölçüye katkı sağlayacağı düşünülmektedir. Bu alanda yeterli sayıda çalışmanın olmaması bu konunun araştırılması gerekliliğini göstermektedir.

Tam dişsizlikte doğal dişler olmadığı için elde edilen görüntülerin yazılım içinde birleştirilmesi ve virtüel modelin eldesi aşamasında sapmalar görülmektedir. Taramalar

esnasında referans noktaların olması taranan bölgelerin çakıştırılmasını kolaylaştırarak ölçü netliğini artıracağı varsayımından hareket edilerek bu çalışma tasarlanmıştır. Dişsiz sahalara ilave edilen referans noktalarının etkisinin yanısıra dijital tarama materyal farklılığı ile gövde tasarımının tam dişsiz arklarda çoklu implantların dijital ölçüsüne etkisinin araştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

Dental implantlar protez terimleri sözlüğünde; sabit veya hareketli protezlerde stabilitenin ve tutuculuğun sağlanabilmesi için mukozanın ve/veya periostun altına, çene kemiğinin üzerine veya içine yerleştirilen alloplastik materyaller olarak tanımlanmıştır[1]. İmplantoloji ise teşhis, tedavi, dental implant uygulaması, implant üstü restorasyonların üretimi ile eksikliklerin tedavisini sağlayan ve bununla beraber hasta memnuniyeti, hastaların fonksiyon, estetik gibi beklentilerini karşılayan bilim dalıdır[2]

Modern dental implantoloji, Branemark'ın (1929-2014) İsveç Gothenburg Üniversitesi'inde ve Schroeder'in (1918-2004) İsviçve Bern Üniversitesi'inde yaptığı çalışmalar ile başlamıştır[3] Branemark 1960'larda, titanyum (Ti) çevresinde kemik hücrelerinin büyüdüğünü ve olumsuzluk göstermeden direk yapıştığını bildirmiştir[4]. Titanyum yüksek biyouyumluluk göstermiştir. Bunun ardından titanyumun dental implant yapımında kullanılabileceğine karar verilmiştir. Titanyum ve arasında gerçekleşen bu sıkı tutunma osseointegrasyon olarak isimlendirilmiştir. Andre Schroeder ve Fritz Straumann , dental implant osseointegrasyonu ile ilgili ilk histolojik bulgularını yayınlamışlardır. Bu çalışmaların devamında temel kemik biyoloji bilimi, dental implant yüzey özellikleri ve metalurji bilimi ile yeni dental implantlar geliştirilmiştir[4].

Dental implantlar, doğal diş köklerinden farklılık gösterirler. Osseointegrasyondan sonra kemikle gösterdikleri ilişki ile doğal bir ankiloz durumu ortaya çıkar[5]. Dental implantlar periodontal ligaman içermezler, bu konuda doğal diş köklerinden ayrılırlar. Elastikiyet ve hareket miktarları doğal dişlere göre çok daha azdır. Yapılan çalışmalara göre dental implantların kemik içerisindeki hareket kabiliyetleri doğal dişlerin köklerinin yaklaşık onda biridir. Bu sebeple implant dayanakları ve protez altyapısı arasındaki uyumsuzlukları tolere edebişlme miktarı, doğal dişlere göre çok daha azdır[6].

İmplant üstü protezlerin sağladığı avantajlar; kemiğin korunması, ,fonasyon ve fonksiyona katkısı, yüz estetiğinin korunması, iyileştirilmesi, okluzo vertikal ilişkinin muhafaza edilmesi, komşu dişlere müdahalenin önlenebilmesi, stomatognatik sisteme katkısı, psikolojik katkı, protez hacminin küçülebilmesi, hareketli protez yerine sabit

protez kullanılmasını sağlaması, hareketli protezlerde stabilizasyon ve retansiyona katkısı şeklinde belirtilebilir[1].

2.2. Dental implantlar ve İmplant Bileşenleri

Günümüzde sıklıkla kullanılan implantlar; implant gövdesi, dayanak ve protetik parçalar olan üç ana bileşenden oluşmaktadır [7]. Bu parçalar;

İmplant Gövdesi ve İmplant Kapağı

Cerrahi ile kemik içerisine yerleştirilen ve implantın kendisini oluşturan parçadır. İmplant gövdesi protetik yapıların bağlanacağı temel yapı olarak nitelendirilebilir.

İmplant kapağı, iki aşamalı cerrahi operasyonlarda implantın uygulanmasından sonra implant içerisine sert ve yumuşak dokuların ilerlemesini engellemek için implant gövdesi üzerinde kullanılan bir vidadır[8].

İyileşme Başlığı

Daimi restorasyon öncesi dişetinin şekillenmesini ve daha iyi bir çıkış profili oluşturmasını sağlar. Yumuşak dokunun implant gövdesini kapamasını önlemek amacıyla dişeti seviyesinden daha uzun seçilmelidir[9].

Anahtar ve Raşet

Anahtar; iyileşme başlığı, locator, implant kapağı, abutment, scan-body, ölçü postları gibi parçaların implant gövdesine veya analoğa bağlantısının sağlanmasında kullanılan metal parçadır. Raşet, anahtarın üzerine oturan ve daha kontrollü kuvvet iletilmesini sağlayan; torklu ve torksuz çeşitleri olan parçadır. Torklu çeşitlerinde kuvvet Newton santimetre (Ncm) cinsinden raşet üzerinde yazmaktadır. İmplant yapımı aşamasında implantın kontrollü bir şekilde yerleştirilmesinde ve daimi restorasyonun hastaya tesliminde abutment ve ataşman tipi tutucuların torklanmasında kullanılır[10].

Dayanak ve Dayanak Vidası

İmplant gövdesine bağlanan transmukozal komponenttir. Daimi ve geçici restorasyonların tasarlandığı ve bitirildiği temel parçadır[8], [9]. Farklı dişeti seviyeleri ve farkçı açılarda üretildikleri gibi yapılacak protez tipine uygun titanyum, zirkon, polieter eter keton (PEEK), plastik, altın gibi çeşitli malzemelerden de üretilebilirler. Üretilecek restorasyon tipine bağlı olarak abutmentlar;

Geçici Dayanak

Osseointegrasyon süresince veya osseointegrasyon sonrasında, hastaya geçici restorasyon yapmak istediğimizde veya eski hareketli total protezini kullandırmak amacıyla üretilmiş abutment çeşididir. Özellikle ön bölgede uygun dişeti çıkış profili yakalamak istediğimizde ve yumuşak doku estetiği için sıklıkla kullanılır.

Daimi Dayanak

Kullanım amacına bağlı olarak; simante tiplerde standart prefabrike dayanaklar, vidalı ve hibrit protezlerde multi ünit dayanaklar, CAD-CAM sistemlerde ti-base dayanaklar, implant üstü hareketli protez tercih edildiğinde ataşman tipi dayanaklar (locator, topuz vb) ve kişiye özel üretilebilen dayanak çeşitleri mevcuttur[11]

Standart dayanaklar, hekim veya laboratuvar tarafından uygun açı ve uzunluklarda modifiye edilebilirler. Birçok implant firması preparasyon sürecini hızlandırmak adına doğal dayanaklara benzer şekilde dayanak üretimi yapmaktadır. Üretilen bu dayanaklar farklı açı ve şekillerde bulunur ve vakaya göre tercih edilerek kullanılabilmektedir[12].

Günümüzde CAD-CAM teknolojisinin gelişmesi ile birlikte kişiye özel üretilen dayanakların üretimi de mümkündür. Alınan dijital ölçü sonrası sert ve yumuşak doku özelliklerine uygun dayanaklar üretilmektedir. Bu dayanaklar; taranabilir, taranmış ve preparasyona hazır dayanaklar, sanal asiste, robotik analog şeklinde belirtilebilir[12].

Ölçü Postları

Kemik içerisinde bulunan implantın pozisyon ve açısının, ölçü alındıktan sonra çalışma modeline aktarılmasını sağlayan parçalardır. Farklı tekniklerde kullanılmak üzere hazırlanmış çeşitli ölçü postları mevcuttur[13].

Direkt Ölçü Postları

İmplant gövdesine vidalanır ve tek aşamalı ölçü tekniğinde kullanılır. Açık kaşık ölçü postu ismi de verilir[13] . Ölçü kaşığında ölçü parçasına denk gelen yerler delinir. Ölçü parçasının vida deliğinin ölçü kaşığının dışında kalması sağlanır. Ölçü parçası üzerinde retantif alanlar bulunur. Ölçü sertleştikten sonra ölçü parçasının vidaları gevleştilir ve kaşık ağızdan çıktığında ölçü postu ölçü içinde kalır. İndirekt ölçü postuna göre boyu daha uzundur.

İndirekt Ölçü Postları

Direkt ölçü postlarında olduğu gibi kaşık delinmez. Ölçü sertleştikten sonra kaşık ağızdan çıkarılır. İndirekt ölçü postunun vidası gevşetilir ve implant gövdesinden ayrılır. Dışarıda analog ile birleştirilir ve ölçü içerine manuel olarak yerleştirilir[13].

Snap On

Kapalı kaşık tekniği ile ölçü alırken netliğin artırılması amacıyla tasarlanan parçalardır. Andırkatlı alanları ile ölçü içerisinde kalan kepleri bulunur[14].

Dijital Dijital ölçü postu

İmplant ölçülerinin dijital olarak alınmasında kullanılan parçalardır. İmplant pozisyonunun 3 boyutlu konfigürasyonunun dijital ortamda tespit edilmesini sağlar. İmplant firmasının farklı tasarım ve çapta üretim yaptığı implantlara özgü oluşturduğu dijital kütüphaneye entegrasyonu sağlar. Tasarlanan şekilleri sayesinde tarayıcılar implantın pozisyonunu rahatlıkla tespit edebilirler[15]. Ağız içi tarayıcılar ve laboratuvar tipi tarayıcılar için üretilen çeşitleri vardır. Bunun yanında ti-base dayanak üzerine oturtulan ‘dayanak seviyesi’ veya implant gövdesine bağlanan ‘implant seviyesi’ çeşitleri vardır.

Ti-Base Seti

Bu set dijital iş akışı sırasında kullanılan ti-base dayanak , vida ve tarama gövdesinden oluşmaktadır. Ti-base dayanak üzerine tarama gövdesi yerleştirilerek tarama yapılabilir, bunun yanında daimi restorasyonlarda dayanak olarak kullanılabilir, hibrit dayanak üretilmesinde tek başına da tercih edilebilir. CAD-CAM sistemlerinde adeziv siman gibi daimi restorasyonların üzerine simante edilmesiyle vidalı protezlerin üretimi de mümkündür[15].

Analog

İmplant gövdelerini ölçülerde ve alçı modellerde taklit ederek, implantların çene kemiği içerisindeki pozisyonunun modele aktarılmasında ve çalışma modelinde abutmentların kullanılmasına olanak vermesi sayesinde implant üstü protez yapımında kullanılan parçalardır[13].

2.2.1. Dental İmplant Materyalleri

Bir dental implant materyali ideal şartlarda;

- Biyouyumlu olmalı, kanserojen , alerjik, iritan bir yapı sergilememelidir.

- Korozyona uğramamalı ve mekanik olarak dayanıklı olmadlıdır.

- Fonksiyonel ve estetik olmalıdır.

- Radyoopak olmalı ve steril edilebilmelidir.

- Cerrahi ve protetik açıdan komplike olmamalı, kolay manipüle edilebilmelidir.

- Ekonomik ve hijyenik olmalıdır.

Aşınma direnci yüksek olmalıdır[16].

İmplantlar günümüzde yukarıdaki özelliklere sahip farklı malzemelerden üretilmektedir. Bu malzemeler; metal ve metal alaşımları, seramikler ve polimerlerdir.

Metal ve metal alaşımları;

Biyomateryal olarak seçilen metal ve metal alaşımları; metallerin mekanik özellikleri, üretim aşamaları, biyouyumlulukları ve sterilize edilebilme özellikleri göz önüne alınarak değerlendirilir. Daha eski yıllarda krom-kobalt ve molibden, krom-demir ve nikel gibi alaşımlar doku reaksiyonuna ve klinik başarısızlıklara neden olmuştur. Bu sebeple günümüzde titanyum ve alaşımları en çok tercih edilen implant materyalidir[16]. Günümüzde titanyumun biyouyumlu ve biyoinert olması, kemiğe yakın elastisite ve hafifliği, antibakteriyel olması, korozyona karşı yüksek direnci, mekanik dayanıklılığının yüksek olması, baskı ve çarpma dayanımının yüksek olması, kemikten daha sert olmasına rağmen kemiğe yakın elastik modülüse sahip olması nedeniyle kemik implant arayüzünde oluşan streslerin daha düzenli yayılmasını imkan sağlar. Tüm bu özellikler sebebiyle titanyum alaşımı dental şimplantolojide en çok tercih edilen biyomateryal olmaktadır[16].

Seramikler;

İmplantlarda seramik materyali ya implantın tümüyle seramiklerden elde edilmesinde ya da implant yüzeyinin kaplanmasında kullanılmaktadır[17]. En çok tercih edilen implant seramikleri arasında; alüminyum oksit (inerttir), hidroksiapatit (biyoaktif), trikalsiyum fosfat (biyoaktif) bulunmaktadır.

Hidroksiapati ve trikalsiyumfosfat biyoaktif materyaller olduğundan doku ile reaksiyona girmektedir[18]. Bunu yanında üzerlerine gelen yüklere karşı yeterli direnci gösterememektedir. Günümüzde hidroksiapatit ve trikalsiyumfosfat materyali yüzey kaplama materyali olarak tercih edilmektedir[19].

Polimerler;

Geçmişte dental implant polimerleri arasında poliüretan, poliamid ve polimetilmetakrilat rezin içeren polimerler sayılabilmektedir. Bu materyallerin kullanım amacı yüksek esneklik özellikleri ile beraber periodontal ligamentin mikro hareketlerinin taklit edilebilmesidir. Doğal dişler ile implantların splintlendiği vakalarda bu polimerler ile başarı elde edileceği düşünülmüştür. Günümüzde bu materyaller mekanik ve biyolojik özelliklerinin zayıf olması sebebiyle sadece greft materyali olarak kullanılmaktadır[19].

2.2.2. Fibrointegrasyon ve Osseointegrasyon

İmplant yapımı sonrasında iki farklı doku yanıtı oluşabilmektedir. Bunlar; fibrointegrasyon ve osseointegrasyon olarak adlandırılır. Fibrointegrasyonda; implant çevresinde fibröz yumuşak doku kapsülü oluşumu gözlenir. Bu durumda uygun biyomekanik bağlantı sağlanamamakta ve implant kayıpları ortaya çıkmaktadır.

Osseointegrasyon, canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasındaki, fibröz bağ dokusu olmadan oluşan ve ışık mikroskobi ile görülen direk bağlantı olarak tanımlanır. Osseointegrasyon tanımının yanında implant stabilitesinden de bahsedilmektedir. Birincil mekanik tip ve ikincil biyolojik tip stabiliteler implant stabilitesinin kademeleridir. Birincil stabilite; implant yüzeyi ve canlı kemik dokusunun makro düzeyli bir mekanik bütünleşmesi olarak tanımlanır. İkincil stabilite; mekanik bir bütünleşmeden ziyade implant yüzeyine protein absorbsiyonunu takiben hücreler arasında oluşan iletişim ile bir bütünleşme görülmesidir. Osseointegrasyon süreci yara iyileşmesinin safhalarına benzer, makro ve mikro yüzeyde stabil canlı implant ve kemik yüzeyi oluşumu, implantın fonksiyonel olarak yüklenebilmesindeki temel koşuldur[20].

İmplant destekli protezlerde ve bu protezlerin uzun dönem başarısında osseointegrasyon gerekli olan doku cevabıdır[21]. Osseointegrasyonun çeşitli faktörlerden etkilendiği yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır[21]. Osseointegrasyonda, implant geometrisi, implantın hidrofilik özellikleri, implantın yüzey özellikleri, kullanılan cerrahi teknik ve yüzey sertliği etkilidir. Osseointegrasyonda etkili olan

bireysel durumlar; genetik yapı, sigara ve alkol gibi alışkanlıklar, ilaçlar ve bazı sistemik hastalıklar olarak sıralanabilir[22]. Sonuç olarak osseointegrasyon implant tedavisindeki kilit noktadır. 1970'lerin sonu ve 1980'li yıllarda Brenemark'ın çalışmaları doğrultusunda birçok firma dişsiz hastaların tedavisinde yeni bir yola girmiştir[23].

2.2.3. Diş Kayıplarının Anatomik Sonuçları

Doğal dişlerin varlığı alveol kemiğin gelişimi için önemlidir. Kemik hacmi ve yoğunluğunun korunabilmesi için kemiğin dişlerden gelen uyaranlara ihtiyacı vardır. Dişlerin kaybı sonucu bölgedeki fonksiyon eksikliğine bağlı olarak, kemik yoğunluğu azalır ve bölgedeki kemik hacmi horizontal ve vertikal olarak kayba uğrar. Yapılan bir çalışmada tam dişsiz hastaların 25 yıllık takibinde, alt çenede meydana gelen kemik kaybının üst çeneye göre 4 kat daha fazla olduğu belirtilmiştir[1].

Hareketli protezler kemik yoğunluğunun ve kemik hacminin korunmasına bir stimulus meydana getiremedikleri için katkıda bulunamazlar. Fonksiyon esnasında ortaya çıkan kuvvetler kemiğin sadece yüzeyine iletilir. Bu sebeple alveol kemiğindeki kanlanma azalır ve rezorpsiyon başlar.

Tam dişsizliğin sert doku üzerindeki etkileri; alveol kemik üzerindeki vertikal ve horizontal kayıp, keratinize yumuşak doku kaybı, bazal kemik kaybı, kas bağlantılarının kret tepesine yakın konumlanması, anatomik olarak oluşan eğim nedeniyle protezin anterior hareketi, mukoza incelmesi ve abrazyona hassasiyetin artması, spina musculi genioglossilerin belirgin hale gelmesi ve ağrılı noktaların artması şeklinde sıralanabilir[24].

Tam dişsizliğin yumuşak doku etkileri; kemik kaybını takiben keratinize yapışık diş eti kaybı görülür. Zaman içerisinde yumuşak doku kalınlığı azalır ve vuruk oluşumuna sebep olur. Nötral denge bozulur ve dil hacmi artarak protez stabilizasyonunu olumsuz yönde etkiler[24].

2.2.4. Diş Kayıpları ve İmplant Tedavi Gereksinimleri

İmplant tedavilerine olan ihtiyaç gün geçtikçe artmaktadır. Artan implant tedavisi ihtiyacının etkenleri şu şekilde sıralanabilir; uzayan insan ömrü, yaşlanmayla beraber artan dişsizlik, kaybedilen dişlerle beraber ortaya çıkan psikolojik etkiler, geleneksel sabit protetik tedavilerin doğal dişlenme sürecine olumsuz etkisi, hareketli protezlerin estetik

olmaması ve konforsuz bulunması, dişsizlikle beraber ortaya çıkan olumsuz anatomik sonuçlar, total protezlerin fonksiyon açısından yetersiz bulunması, implant üstü protezlerin sağladığı fonksiyon ve prognoz avantajı, uzun dönem başarı şeklinde sıralanabilir[1].

Tüm dişlerin kaybedilmesi sonucu özellikle alt çenede ciddi kemik kaybı meydana gelmekte, stabilite ve retansiyon bakımından zayıf protezler hastalarda rahatsızlık yaratmaktadır. Bu sebeple özellikle dişsiz alt çenelerde uygulanan implant destekli protezler çok önemlidir.

2.3. Dental İmplant Tedavilerinde Başarı Kriterleri

Bugüne kadar yapılan çalışmalara göre implant tedavilerinin uzun dönem başarısını etkileyen birçok faktör vardır. İmplant tedavilerindeki başarı değerlendirilirken implant çevresindeki kemik miktarı ve yumuşak doku, yapılan protetik tedavi ve hastanın yapılan tedaviden memnuniyeti değerlendirilmelidir[6]. İmplant tedavilerindeki başarıda hastaya bağlı faktörlerin yanında, implantığın yerleştirildiği cerrahi aşamadan daimi protezin teslim edildiği protetik aşamaya kadar hekime bağlı faktörler de vardır.

Günümüze dek farklı implant başarı kriterleri tanımlamıştır. Bunlar arasından bilimsel olarak kabul gören ve implant-protetik üst yapı sisteminin değerlendirilmesinde kullanılanlardan başlıcaları aşağıda sıralanmıştır.

1978 Harvard Konsensüsü'nde alınan kararlara göre dental implant başarı kriterleri Subjektif ve Objektif kriterler olarak incelenmiştir.

Subjektif kriterler:

1-Yeterli fonksiyon

2-Rahatsızlık hissinin olmaması

3-Estetiğin daha iyi olması

4-Duygusal ve psikolojik açıdan hastanın daha iyi duruma gelmesi

Objektif Kriterler:

1- Kemik kaybının vertikal boyutunun 1/3'ünden daha fazla olması

2- Uygun oklüzal denge ve vertikal boyut

3- Tedavi edilebilir gingival enflamasyon

4- İmplantın herhangi bir yöndeki mobilitesinin 1mm'den az olması

5- Enfeksiyon semptomlarının olmaması

6- Komşu dişlere zarar verilmemesi

7- Parestezi, anestezi gibi durumların veya mandibular kanal, maksiller sinüs veya burun tabanında herhangi bir kopmlikasyon durumunun olmaması

8- Kollajen dokuların sağlıklı olması[26].

Alberktsson ve ark. (1986) tarafından implant başarısını belirlemek için önerilen kriterler ise aşağıdaki gibi belirlenmiştir:

1- Klinik olarak test edildiğinde implantta hareket olmamalıdır.

2- Radyografik olarak implant çevresinde herhangi bir radyolusentlik görülmemelidir.

3- Yüklenmenin birinci yılını takiben implant çevresindeki veritkal kemik kaynın 0.2 mm den az olmalıdır.

4- Geri dönüşü olmayan enfeksiyon, parestezi, ağrı, nöropati veya manbibular kanal perforasyonu gibi semptomlar olmamalıdır.

5- İmplantın güvenilir olması için bu kriterleri beş yıllık gözlem periyodu sonunda %85 ve on yıllık periyot sonunda %80 oranında yerine getirmelidir[26].

Smith ve Zarb (1989) 'ın implant başarısı için belirledikleri kriterler;

1- Klinik olarak test sonuçlarında tek başına implantın mobilitesinin olmaması

2- İmplant çevresinde radyografide herhangi bir radyolüsent alan bulunmaması

3- Bir senelik kullanım sonucunda yıllık ortalama kemik kaybının vertikal olarak 0.2 mm olması

4- İmplant kaynaklı enfeksiyon, rahatsızlık ve ısrarcı ağrı olmaması

5- İmplant tasarımının optimum protez ya da kuron yapımına engel teşkil etmemesi.

6- İmplantın güvenilir olması için bu kriterleri beş yıllık gözlem periyodu sonunda %85 ve on yıllık periyot sonunda %80 oranında yerine getirmelidir[26].

Buser ve ark. (1990)'nın önerdiği implant başarı kriterleri;

1- İmplantların orjinal yerlerinde olması
2- Ağrı, parestezi, yabancı cisim hissi gibi ısrarcı subjektif şikayetlerin olmaması.
3- Tekrarlayan süpürasyon ve periimplantitis olmaması.
4- Mobilite olmaması
5- Implant çevresinde devamlılık içeren bir radyolüsent alan olmaması[26].

Naert ve ark. (1992)'nın belirlediği implant başarı kriterleri;

1- İmplantların orjinal yerlerinde olması
2- Periotest sonuçlarının +5'ten küçük olması
3- Implant çevresinde devamlılık içeren bir radyolüsent alan olmaması.
4- Parestezi, ağrı ve enfeksiyon gibi durumların olmaması.
5- İmplant fraktürü olmaması[26].

1998 yılında yapılan bir çalışmada Zarb ve Albrektsson başarı kriterlerini şu şekilde açıklamışlardır[7].

1. Yapılan testlerde implantlarda hiçbir mobilite gözlenmemelidir.
2. Yapılan radyografik değerlendirmelerde implant çevresi dokularda radyolusent alanlar olmamalıdır.
3. Hastada dental implant yapımına bağlı ortaya çıkabilecek ağrı, parestezi, enfeksiyon ve nöropati gibi semptomlar görülmemelidir.

4. İmplant yapımından sonraki ilk bir yıllık süreçte 0.2mm den fazla kemik kaybı gözlenmemelidir.
5. Dental implant uygulamasının ardından 5 yıllık implant sağ kalım oranı %85 in, 10 yıllık sağ kalım oranı %80 in altında olmamalıdır.

Amerikan Periodontoloji Akademisi'nin (2000) implant başarısı için belirlediği kriterler;

1- Nöropati, ağrı, parestezi, enfeksiyon gibi ısrarcı belirti ve semptomların olmaması ve canlı dokulan zarar görmemesi

2- İmplant mobilitesinin olmaması

3- Radyografik olarak implant çevresinde radyolüsensi olmaması

4- Fonksiyonun ilk yılında, fizyolojik remodelingden sonra, ihmal edilebilir oranda progresif kemik kaybı olması (0.2 mm den az).

5- İmplant destekli restorasyonuın hem hastayı hem de hekimi memnun etmesi[26].

Karoussis ve ark. (2003)' nın belirlediği implant başarı kriterleri;

1- İmplantta mobilitenin olmaması

2- Yabancı cisim hissi, disestezi ve ağrı gibi ısrarcı subjektif şikayetlerin olmaması

3- 5 mm' den büyük cep derinliğinin olmaması

4- 5 mm' ye eşit cep derinliği varlığında sondalamada kanamanın olmaması.

5- İmplant etrafında devamlılık içeren bir radyolüsensinin bulunmaması

6- Bir yıllık kullanım sonucu implant etrafındaki vertikal kemik kaybının 0.2 mm'yi aşmaması[26].

Günümüzde gelişen teknoloji ve implantoloji alanındaki başarılar doğrultusunda, yapılan yeni çalışmalarda sistemik olarak sağlıklı bireylerde yapılan dental implantlarda 15 yıllık başarı oranı % 95 sevilerinde görülmüştür [8]. 2012 yılında, Papaspyridakos ve ark. tarafından yapılan çalışmada implant çevresindeki kemik miktarı ve yumuşak doku sağlığı, yapılan protetik diş tedavisinin başarısı ve hastanın memnuniyeti gibi parametrelerin de başarı kriterleri olarak değerlendirilmesini gerektiğini belirtmişlerdir[6].

2.3.1. İmplant Tedavisinde Cerrahi Faz

İmplant tedavisinin ilk aşaması implantın cerrahi işlem ile kemik içine yerleştirilmesidir. Osseointegrasyonun başarılı olabilmesi için cerrahi tekniklerin atravmatik seçilmesi gerekmektedir. Bu sayede sert ve yumuşak dokularda meydana gelebilecek travma ve fazla ısı oluşumu önlenebilir[9].

İmplant cerrahisindeki başarıda kemiğin kalite ve kantitesi de oldukça önemlidir[10]. İmplantolojinin başlarında, implant yapımının sadece yeterli kemik miktarına sahip olan tam dişsiz hastaların tedavisinde endike olduğu düşünülmüştür. Ancak günümüzde gelişen cerrahi teknikler, malzeme biliminde yaşanan gelişmeler ve buna bağlı olarak kısa ve dar implantların hekimlein kullanımına sunulması ile kısmi dişsizliklerde ve tek diş eksikliklerinde dental implantlar uygulanabilmektedir[11].

Vertikal ve horizontal olarak yetersiz kemik miktarına sahip hastalarda Benic ve ark. ogmentasyon yöntemlerinin kemik rejenerasyonunda etkili olduğunu bildirmişlerdir[12].

Uygulanabilen cerrahi teknikler arasında;

1- Kemik hacminin artırılması (ogmentasyon)

2- Sinüs lifting işlemleri

3- Onley kemik greft uygulamaları

4- Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu işlemleri sayılabilmektedir[10].

Yapılan eski çalışmalarda sağlıklı bir osseointegrasyon gerçekleşebilmesi için protetik tedaviye kadar ortalama 6 ay beklenmesi tavsiye edilirken, günümüzde bu süre implant yüzey özelliklerinin gelişimiyle beraber kısalmıştır[13]. Bu yüzey işlemleri

arasında titanyum plazma sprey uygulanması, tornalama, biyoaktif peptid, biyoaktif ajanlar, polimerler, bifosfonatlar ve hidrofilik ajanlar ile kaplanması, biyoseramik kullanımı ve nano yüzeylerin değişimi gibi bir çok yöntem bulunmaktadır[14]. Yapılan çalışmalarda modifiye SLActive (Sand Blasted – Large Grit – Acit Etched) yüzeylerde osteoblastların hacim artışı, alkalen fosfataz aktivitesinde artma ve osteokalsin üretimi ile karakterize farklı bir fentopite osteoblastlar gözlenmiştir[14].

Günümüzde CBCT (konik ışınlı bilgisayarlı tomografiler) ve 3 boyutlu printerlar ile hazırlanabilen cerrahi rehber plaklar sayesinde dental implant uygulamaları daha hassas bir hale gelmiş ve uygulanan cerrahi süresi kısalmıştır. Bununla birlikte operasyon sonrasındaki komplikasyonlar minimalize edilmiştir[13].

2.3.2. İmplant Tedavisinde Protetik Faz

Kemik içine yerleştirilen implantların osseointegrasyon süreci tamamlandıktan sonra protetik aşamaya geçilir. Mevcut dişler ya da eksik diş sayısına göre protez- implant planlaması yapılır. Genel olarak tek diş ve çoklu diş eksikliklerinde implant destekli sabit protezler uygulanırken tam diş eksiklilerinde hem sabit hem de implant destekli hareketli (implant destekli overdenture protezleri) protezler uygulanabilmektedir.

İmplant destekli protezler Misch'e göre beş farklı şekilde gruplandırılmıştır (Misch 2004);

1- Normal diş boyutlarında implant destekli sabit protezler

2- Normalden daha konturlu olan implant destekli sabit protezler

3- Vertikal yönde değerlendirildiğinde hem dişetini hem de dişi içine alan implant destekli sabit protezler

4- Çenelerin hem anterior hem de posterior bölümlerinde implant olan implant destekli hareketli protezler

5- Çenelerin sadece anterior bölümlerinde implant olan implant destekli harektli protezler

İmplant destekli protezler Bueno-Samper ve ark'larına göre ise üç grupta sınıflandırılmıştır[34]:

1- İmplant destekli sabit protezler

2- İmplant destekli yarı sabit protezler

3- İmplant destekli hareketli protezler (overdentur protezler)

Komşu dişlerde herhangi bir çürük, preparasyon, maloklüzyon olmayan tek diş eksikliklerinde öncelikle implantüstü kuronların yapılması tercih edilmektedir. İki ya da daha fazla diş kaybı olan vakalarda diş kaybı sayısı ve yerleştirilen implant sayısı birbirini karşılıyorsa implant destekli sabit protez yapılabilmektedir. Örnek vermek gerekirse beş diş kaybı olan vakada beş adet implant yerleştirmek yerine üç adet implantla implant destekli sabit protez yapılabilir. Total dişsiz çenelerde implant desteki sabit protez yapılabilmesi için minimum 6 adet implant ile restorasyon yapılması gerekliliği bildirilmiştir[35]. Total dişsiz üst çenelerde implant destekli hareketli protez yapılabilmesi için minimum dört adet implantın yapılması gerekliliği bildirilmiştir. Total dişsiz alt çenelerde implant destekli hareketli protez yapılabilmesi için McGill Konsensus Konferansı'nda alınmış kararlara uyulması uygun görülmektedir[35]. Bu konferansta alt çeneye yerleştirilen iki implantın implant destekli harektli protez yapımına olanak sağlaması ve bunun ilk tedavi seçeneği olması protez uzmanları tarafından kabul edilmiştir. Bu planlamanın çiğneme etkinliğini, stabiliteyi, kullanım kolaylığını ve fonasyonu arttırdığı bildirilmiştir. Farklı gruplarda yapılan bir araştırmada iki implant kullanılan implant destekli hareketli protez kullanımı ve tam protez kullanımı karşılaştırılmış, yaşam kalite endeksinin implant destekli hareketli protez kullananlarda çok daha yüksek olduğu bildirilmiştir[35].

İmplant destekli protezlerde planlama yapılırken; diş eksiklikleri, implant uygulanması için uygun kemik bölgeleri, yeterli implant desteği ve protezin retansiyonu, biyomekanik, interoklüzal mesafe, oklüzyon, mevcut dişler ve yumuşak doku durumu, hastanın çiğneme durumu, hastanın beklentileri ve maliyet gibi birçok etken göz önünde bulundurulmalıdır.

2.3.3. İmplant Tedavilerinde Biyomekanik

Biyomekanik prensipler temel olarak, uygulanan implantın gövdesi ve protezi taşıyacak olan üst parçalarının uzun dönem başarısını sağlamak için dikkat edilmesi gereken prensiplerdir[15].

Osseointegrasyonu tamamlanan implantlarda uzun dönem başarının sağlanabilmesi için doğru bir planlama yapılmalıdır. Periimplantitis ve mekanik aşırı yüklenme implant sağkalımında en önemli faktörlerdendir. Periimplanter yumuşak doku ile uyum içinde, mekanik streslerin minimuma indirildiği bir planlama yapılmalıdır[37]

Yapılan çalışmalarda gingivitis bulunmayan vakalarda aşırı yüklenme sebebiyle implant çevresi bölgede kemik rezorpsiyonlarının görüldüğü ortaya konulmuştur [38]. Oklüzal kuvvetlerin şiddeti ve hangi yönde geldiği kemik-implant ve protez arasındaki her bir bileşende oluşacak gerilme miktarına etki etmektedir[39]. Çiğneme kuvvetleri, parafonksiyon, yutkunma sebebiyle oluşan okluzal yükler zaman geçtikçe marjinal kemik kaybı, implant parçalarında deformasyon ve vida gevşemelerine sebep olabilir[40].

Osseointegrasyonun başarılı bir şekilde devam edebilmesi ve osseointegrasyonun bozulmaması için, oklüzal kuvvetler implanta fizyolojik sınırlarda etki etmelidir. Fizyolojik sınırları aşan kuvvetler, implant çevresindeki kemik dokusunda aşırı stres ve gerilim oluşturur. Aşırı kuvvetler devam ettiğinde osseointegrasyon bozulur ve kemik rezorpsiyonu oluşur. Bu durumun önlenmesi amacıyla hastaya özgü planlama yapılmalı ve en uygun implant üstü protez çeşidine karar verilmelidir.

İmplantlardan kemiğe aktarılan yükü doğrudan etkileyen faktörler şunlardır;

1- Uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin yönü
2- Seçilen protez tipi ve kullanılan materyal
3- İmplantın dizaynı ve mekanik özellikleri
4- İmplant sayısı, çapı ve uzunluğu
5- Kemik içerisine yerleştirilen implantın konumu
6- Karşı taraftaki dental arkın diş durumu
7- İmplant ve dayanak arasındaki bağlantı tipi
8- Mevcut kemiğin kalitesi
9- Üst yapı stabilizasyonu
10- Kullanılan kantilever durumu
11- Oklüzal faktörler[41], [42]

Çene kemiği aynı yönde gelen iki kuvvetin oluşturduğu basma kuvvetine dayanıklıyken; bir kısmı kayma oluşturan kuvvetler, çeşitli büyüklükte ve farklı yönlerden gelen kuvvetlerin makaslama etkisi oluşturduğu kuvvetlere karşı % 65 oranında daha dayanıksızdır. Cisimleri birbirinden uzaklaştırarak zıt yönde gelen makaslama kuvvetlerine karşı ise % 30 daha zayıf mukavemet gösterir[1].

Çiğneme hareketi ile birlikte ortaya çıkan kuvvetler, implantın dikey ekseninde tek bir doğrultuda gerçekleşmez çeşitli doğrultularda implantı etkilerler. İmplant üzerinde en tehlikeli olan kuvvet lateral eksen üzerinde iletilen kuvvetlerdir. Bu kuvvetler dönme momentinin etkisiyle öncelikle implant boynunda sonra da boyun seviyesindeki kemik üzerinde etkili olurlar[43].

Planlanan bir implant üstü sabit protez vidalı veya simante sistemlerle üretilebilir. Simante protezlerde mevcut bir vida boşluğu olmadığı için oklüzyon daha dengeli bir şekilde kemiğe iletilebilir. Vidalı sistemlerle üretilen ve ataşman tipi tutucularla destekli overdenture protezlerde ise simante protezlere göre fizyolojik kuvvetler ve okluzal baskıda azalma, dayanak etrafında oluşan eğilme kuvvetinde ise artış görülmektedir[44].

Yapılan protez ve protez komponentlerine gelen okluzal kuvvetlere karşı bu kuvvetleri absorbe etme yeteneğinde protez materyalinin tercih edilmesi, kemiğe ulaşan stresin daha da azaldığını yapılan çalışmalar göstermiştir[45], [46].

İmplantın morfolojisi implant ve kemik birleşimde oluşan stresler üzerinde oldukça etkilidir. Yüzeyi pürüzlü bir implant gelen kuvvetlerin kemiğe iletilmesinde yüzey alanını artırarak stresin azalmasını sağlar[47]. İmplantın yüzey alanını artırmak, maksimum primer stabilizasyon sağlamak ve ortaya çıkan germe kuvvetlerini minimuma indirmek için farklı implant yivleri tasarlanmaktadır. Yivler arasındaki mesafe, yivlerin derinliği ve yapısı implantın fonksiyonel yüzey alanında önemli etki oluşturmaktadır. Artırılmış yiv sayısıyla yüzey alanı artacağından basma ve germe kuvvetleri şiddetinde azalma görülecektir[48].

Geniş çaplı ve fazla sayıda implant kullanımı biyomekanik olarak avantaj gösterir. Uzun implant kullanımı ise kemik içerisinde ısı artışı gösterebileceğinden başarıyı bir noktaya kadar destekleyecebileceği belirtilmiştir[49]. İmplant konumu kemik içerisinde mümkün olduğunca okluzal düzleme dik olarak planlanmalıdır. İmplantın dik yerleştirilemediği durumlarda 10 derece sapma implant ve proteze gelen yüklerde %5

oranında artma göstermektedir. İmplant üzeri restorasyonlarda tüberkül eğimlerindeki 10 derece sapmanın implant ve proteze gelen yükleri %30 artıracağı bildirilmiştir[50].

İmplant üstü protezlerde kantilever bulunması, meydana gelecek lateral kuvvetlerden dolayı biyomekanik olarak sakıncalıdır. Kantilever bulunan implant üstü protezlerde vida gevşemesi, kemik kaybı gibi birçok komplikasyon ortaya çıkabilir[1]. Rastlanan bir diğer önemli komplikasyon ise desimantasyon problemidir[48].

2.4. İmplant Üstü Protez Çeşitleri

İmplant üstü protezler 2 gruba ayrılmaktadır. Bunlar implant üstü sabit protezler ve implant üstü hareketli protezlerdir. İmplant sayısı, ataşman çeşidi, implant-mukoza desteği daha çok implant destekli hareketli protez sınıflamasında değerlendirilirken, geri kazandırılan doku miktarı implant üstü sabit protez sınıflamasında etkili olmuştur[1]

Misch'e göre implant üstü protezler [1]:

1. SP 1 : Sadece kuronu geri kazandıran implant destekli sabit protezler

2. SP 2 : Kuron ile birlikte bir miktar koronal kök bölgesini de içine alan sabit protezler

3. SP 3 : Kuron, kök ve yumuşak dokuyu içine alan sabit protezler

4. HP 4 : Anterior ve posterior bölgedeki yeterli implant sayısıyla gerçekleştirilen implant destekli hareketli protezler

5. HP 5 : Sadece anterior bölgeye yerleştirilen düşük sayıda implantla beraber implant ve mukoza destekli hereketli protezler

Dişsiz alt çenelerde implant üstü hareketli protez yapımı için en az 2 adet implant uygulanması gerekliliği McGill Konsensus'unda kabul görmüştür. Alt çeneye uygulanan minimum iki implant çiğneme etkinliği, kullanım kolaylığı ve stabilite açısından kabul görmüştür. İmplant üstü hareketli protezlerde alt çenede uygulanan 2 adet implant klasik total protezlere göre hastanın yaşam kalitesini belirli ölçülerde arttırmıştır[51]. Eski çalışmalar değerlendirildiğinde tam dişsiz çenelerde implant üstü sabit bir protez yapabilmemiz için en az 6 adet implant yapılması gerekliliği belirtilmiştir ancak günümüzde geliştirilen all-on-4 konsepti sayesinde sadece 4 adet implant kullanarak implant destekli sabit protez yapabilmemiz mümkündür.

İmplant destekli sabit protezler, implant ve abutment arasındaki tutunma ilişkisine göre simante ve vidalı olarak ikiye ayrılmaktadır.

2.4.1. Simante Protezler

İmplant üstü simante protezler farklı materyaller ve altyapılar kullanılarak üretilebilir. Abutment implant gövdesine vidalandıktan sonra protez abutment üzerine siman yardımıyla yapıştırılır. Abutment şekli ve simantasyon süreci diş üstü protezlerle benzerlik gösterir. Siman boşluğu sayesinde meydana gelebilecek abutment protez uyumsuzlukları önlenebilir[52].

Simante Protezlerin Avantajları:

1. Klinik iş akışı ve laboratuvar süreci daha kolaydır.
2. Maliyeti daha düşüktür.
3. Oklüzal uyum vidalı sisteme göre daha rahat oluşturulur.
4. Pasif uyum daha iyidir.
5. İmplant abutment arasındaki stresler daha azdır.
6. Açılı yerleştirilen implantlarda estetik daha iyidir.
7. Vidalarda oluşabilecek gevşeme ve kırılma problemi daha azdır.

Simante Protezlerin Dezavantajları:

1. Simantasyon yapıldıktan sonra kalabilecek artık siman sebebiyle periimplantitis ortaya çıkabilir.
2. Siman sebebiyle hidrostatik basınç oluşabilir ve protez tam oturmayabilir. Marjinal kemik seviseyinde siman kalabilir.
3. Simante protezlerin sökülmesi zordur.
4. Retansiyon yetersiz kalabilir[1].

2.4.2. Vidalı Protezler

Vidanın protez üzerinde hazırlanmış vida deliklerinden doğrudan implant gövdesine veya abutmenta bağlanmasıyla uygulanan protez çeşididir. Vidaya kolay ulaşım sağlanarak protezin çıkarılması kolaylaştırılabilir. Bazı durumlarda 4 mm'den daha kısa abutment kullanılması gerektiğinde retansiyonun artırılması amacı ile vida

tutuculu protezler tercih edilir. Bu sayede retansiyonun artırılması sağlanır. Aynı zamada siman artığı sebebi ile meydana gelebilecek periimplantitisin önlenmesi amacı ile tasarlanmış protezlerdir.

Siman boşluğu olmaması sebebiyle minimum uyumsuzluklar tolere edilemediğinden vidalı protezlerde pasif uyum çok daha önemlidir[52]. Implant parçalarının üretimi, ölçü alınması, model oluşturulması, protezlerin üretimi ve hastaya teslimi gibi birçok aşamada boyutsal değişimler meydana gelebilir. Bu boyutsal değişimler pasif uyum miktarına etki edebilirler. Günümüzde bu dezavantajlara rağmen vida tutuculu protezlerin popülerliiği artmaktadır[52].

Vidalı Protezlerin Avantajları

1. Daha iyi retansiyon elde etmek amacıyla 4mm den kısa abutment kullanılması gerektiğinde ve interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda kullanılabilir.

2. Siman artığı sebebiyle ortaya çıkabilecek periimplantitis engellenir.

3. Moment kuvvetleri simante sisteme göre daha düşüktür.

4. Protezin sökülmesi gerektiği durumlarda proteze zarar verilmeden rahatlıkla sökülebilir.

Vidalı Protezlerin Dezavantajları

1. Klinik ve laboratuvar işlemleri zordur

2. Hasta başında geçirilen zaman daha fazladır

3. Pasif uyum sağlamak daha zordur.

4. Maliyeti daha yüksektir

5. Dar oklüzal tablaya sahip dişlerde vida deliği sebebiyle kırıklar ortaya çıkabilir

6. Abutment protez arasındaki boşluklarda bakteri invazyonu olabilir

7. Vida deliği pozisyonları estetiği olumsuz etkileyebilir

8. Geçici restorasyon yapımı simante sistemlere göre daha zordur

9. Vida deliği sebebiyle okluzal düzlemde ideal şekillendirme yapılamayabilir

10. Vida gevşeme ve kırılma ihitimali daha yüksektir[1]

2.5. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü

Ölçü; çeşitli uygulamalar ve ölçü maddeleri kullanılarak preparasyon alanının ya da ağız içinin tam negatifinin elde edilmesidir. Implantüstü protezlerin üretiminin ilk aşamasıdır. Alınan ölçünün kalitesinin elde edilen ana modelin kalitesini etkilediği bildirilmiştir[53]. Net bir ölçünün elde edilemediği durumlarda üretilen restorasyonun da başarılı bir uyum sağlayamayacağı açıktır. Uyum göstermeyen final restorasyonlar misfit olarak isimlendirilir. Misfit gözlenen durumlarda mekanik ve biyolojik komplikasyonlar orataya çıkabilir. Marjinal uyumsuzluklar ve artan plak sebebiyle yumuşak ve sert doku reaksiyonları biyolojik komplikasyonlara örnektir [54]. Mekanik komplikasyonlar ise; implant destekli protezlerde vida kırığı, vida kaybı, implant kırığı, protetik restorasyon malzemesinde kırılma, porselende atma gibi komplikasyonları kapsar [55].

Yapılan araştırmalarda misfit görülen diş destekli sabit protezlerde, destek alınan dişlere fazla kuvvet aktardığı bildirilmiştir. Dişler, çevresini saran peridontal ligamanlar sayesinde aksiyal ve lateral yönde hareket edebilmektedir[56]. Doğal dişler fazla kuvvetin etkisine ve yönüne bağlı olarak, kemik içinde yer değiştirebilmektedir.

Kemik içerisine yerleştirilmiş osseointegre implantlarda periodontal ligaman olmaması sebebiyle etkisi altında kaldığı zararlı kuvvetler sonucunda klinik açıdan büyük zararlar görebilmektedir. Implantlar maruz kaldığı zararlı kuvvetleri diş destekli protezlere göre oldukça zor tolere etmektedir. Bu durumda diş destekli protezlere benzer komplikasyonlar ortaya çıkabilmektedir. Oluşabilecek tüm bu komplikasyonların önüne geçebilmek adına net ölçü almak fazlasıyla önem kazanmaktadır.

Ölçü netliğinin değerlendirilmesinde doğruluk ve gerçeklik kavramı üzerinden değerlendirme yapılmaktadır. Netlik, nitel bir kavram olarak belirtilir. Netliğin sayısal olarak mutlak benzeri gerçeklik olarak belirtilir. Gerçeklik, incelenen ölçüm metodlarının orjinal geometrik yapıdan sapmalarını açıklamak için kullanılır[57]. Doğruluk, tekrarlanan deney sonuçlarının kabul edilebilir ortak sonuçlarının elde edilen standart deviasyon miktarına yakınlığıdır. Doğruluk, bir test grubunda yer alan ölçülerin standart sapma değeridir[57].

İmplant üstü protezlerde net ölçü alınabilmesi için kemik içerisindeki implantların koronal kısımları ile üzerine yerleştirilen ölçü parçası arasındaki uyumla yakından ilgilidir. Protezlerin uzun dönem başarılı olması amacı ile protezler doğru pozisyonda yerleşmeli ve pasif uyuma sahip olmalıdır. Bu sebeple klinisyenler tedavi başlangıcında

kullanacakları parçalar hakkında bilgi sahibi olmalıdır. İmplant markası ve kullanılan ölçü sistemine ait parçalara hakim olmalıdır. Kullanılan implant markalarının ve implant sistemlerinin radyografik muayene ile tespit edilebilmesi mümkün olmamaktadır. Bu sebeple tedavi kayıtları mutlaka tutulmalıdır. Ölçü aşamasında mutlaka kullanılan implant sistemine ait ölçü parçaları ile ilerlenmelidir. Kullanılan ölçü parçaları farklı markalarda benzer özellikler gösterse de istenilen hassas uyum sağlanamamaktadır[58]. Özetle, implantlar ve ölçü parçaları arasında; ölçü parçaları ile dayanaklar arasında yüksek hassasiyetli bir uyum olmalıdır. Bu uyum başarılı bir ölçü alınabilmesinde oldukça önemlidir.

Internal ve eksternal olmak üzere 2 farklı implant-dayanak geometri tipi mevcuttur. Eksternal antirotasyonel kullanımın tanıtımı ilk olarak Branemark ile yapılmış ve bu dizayn en yaygın kullanım haline gelmiştir[59], [60]. Eksternal bağlantı yapısı en başta implant yerleştirilmesini kolaylaştırmak amacı ile kullanılmıştır[61]. Bu bağlantı yapısının avantajları; iki aşamalı cerrahilerde kullanımı uygundur, antirotasyonel mekanizmaya sahiptir, görünebilirliği, farklı sistemlerle kullanıma uygun olması şeklinde ifade edilebilir. Azaltılmış hegzagon yapısı ile mikrohareketliliğe izin vermektedir. Yüksek rotasyon merkezi lateral hareketlerde daha az rotasyon rezistansına izin verir ve implant dayanak arayüzünde olası bir boşluk oluşturarak kemik rezorpsiyonuna sebep olabilmektedir. Bu sistemlerin aşırı yüklenme yapılacak sistemlerde kullanılması önerilmemektedir[62].

İnternal bağlantı yapılarında, implantlar ve ölçü parçaları arasında mükemmel bir uyum vardır. Buna bağlı olarak ölçü ağızdan çıkarılırken ölçü malzemesi zorlanabilir ve distorsiyonlar ortaya çıkabilmektedir[63]. İnternal bağlantı tipleri daha yüksek kuvvetleri absorbe edebilir ve bu bağlantı tiplerinde daha az vida kaybı ve vida kırılması gözlendiği bildirilmiştir[64]. Internal bağlantı tipleri homojen stres dağılımı sğlar ve buna bağlı olarak kemiğe iletilen kuvvet miktarı daha azdır.yapılan araştırmalar bağlantı tiplerinin implant seviyesi ölçülerde netliği anlamlı şekilde etkilediğini göstermiş, dayanak seviyesindeki ölçülerde anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir[65].

2.5.1. İmplantüstü Protezlerde Ölçü Teknikleri:

İmplant üstü protezlerde ölçü temel olarak ikiye ayrılır. Bunlar geleneksel ölçü ve dijital ölçü teknikleridir. İmplant ölçüleri alınırken, özellikle full ark implant üstü restorasyonlarda genellikle polivinil siloksan (PVS) ve polieter gibi ölçü maddeleri tercih

edilerek geleneksel bir ölçü alınır ve alçı model elde edilir. Restorasyon bu model üzerinde üretilir. Dijital ölçülerde ise implantın kemik içerisindeki yeri ve çevre dokular ile olan ilişkisi 3 boyutta ağız içi tarayıcı adı verilen apareyler ile taranarak elde edililir ve elde edilen veri bir yazılıma aktarılarak, restorasyonun tasarım aşamasına geçilir.

2.5.2. Geleneksel Ölçüler

Geleneksel ölçü, çeşitli materyaller ve teknikler tercih edilerek çalışma alanının tam negatifinin elde edilmesidir[66]. Bugüne kadar implantüstü protezlerin üretimi için üç farklı geleneksel ölçü yöntemi önerilmiştir.

-Açık ölçü (Pick-up) tekniği

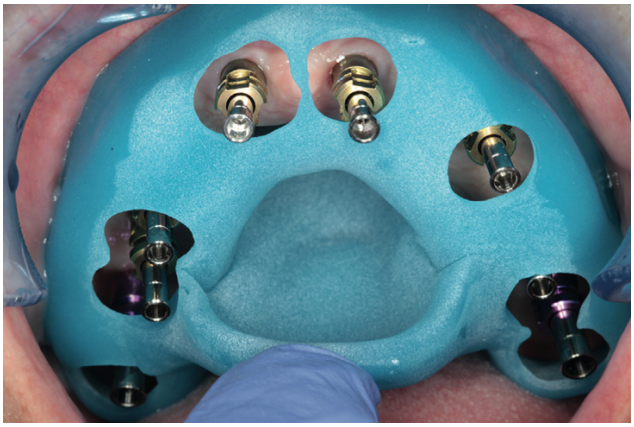
-Kapalı ölçü (Transfer) tekniği

-Snap fit (Press-fit) tekniği

2.5.2.1. Açık Ölçü (Pick-up) Tekniği

Açık kaşık ölçü tekniğinde ölçü alınması için ya kişiye özel ölçü kaşığı ya da plastik prefabrike ölçü kaşıkları kullanılır. İstenilen bölgede implanta ulaşılmasına imkan sağlayan parçalı metal kaşıklar da kullanılabilmektedir. Kaşık üzerinde ölçü postlarının olduğu alanlarda ölçü postuna ulaşılabilecek alanlar açılır.

Açık kaşık tekniğinde kapalı kaşık tekniğine göre daha uzun ve retantif olan ölçü postları kullanılır. Ölçü alınırken, ölçü maddesinin sertleşmesi beklenir. Ölçü maddesi sertleştikten sonra, ölçü postunun vidaları gevşetilir ve kaşık ağızdan çıkarılır. Ölçü postları ölçü materyalinin içinde kalır ve ağızdan çıkarıldıktan sonra analog ile birleştirilir ve vidaları sıkılır. Vidaların sıkılması esnasında ölçü postlarında rotasyonel bir hareket meydana gelebilir ve bu ölçü netliğinin bozulmasına sebep olabilir.



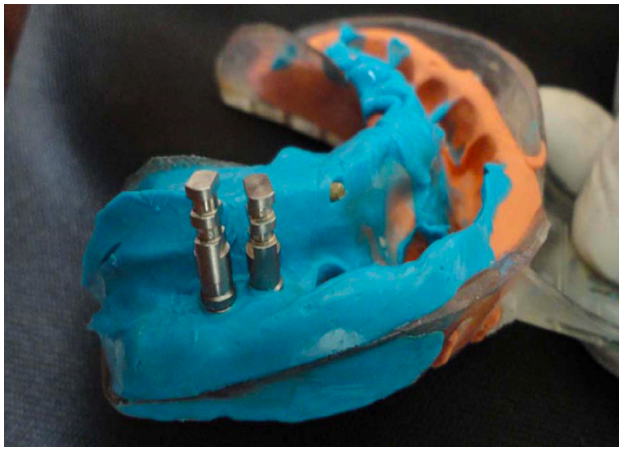
Resim 2. 1 Açık Kaşık Ölçü Tekniği[67]

Açık kaşık ölçü tekniği ölçü postlarının birbirine splintlendiği ve splintlenmediği iki şekilde uygulanabilir [68]. Birden fazla implantın bulunduğu durumlarda ölçü alımı sırasında ölçü parçalarının birbirlerine rijit bir şekilde bağlanması öngörülmektedir. Bunun en önemli nedenleri arasında; ölçü parçaları vidalanırken oluşabilecek hareketler ve ölçü ağızdan uzaklaşırken meydana gelebilecek hareketlerin önüne geçilebilmesidir[69], [70].

Splintleme materyali çeşitleri akrilik rezin, ölçü plasteri ve kompozit olarak açıklanabilir. Eğer splintleme materyali olarak akrilik rezin kullanılacaksa, akrilik rezin kullanmadan önce ölçü parçaları üzerinde diş ipi veya ortodontik tel kullanılabileceği de açıklanmıştır[69], [70], [71].

2.5.2.2. Kapalı Ölçü (Transfer) Tekniği

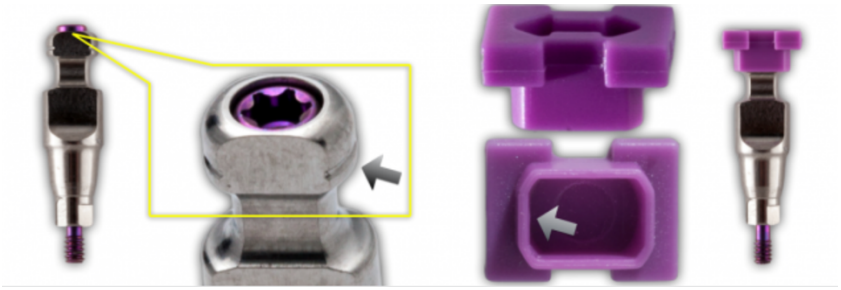
Ölçü postları implant gövdesine vidalanır ve kaşık üzerinde ölçü postları için herhangi bir işlem yapılmadan ölçü maddesi ağıza yerleştirilir. Ölçü maddesinin sertleşmesinin ardından kaşık çıkarılır. Kapalı kaşık ölçü tekniğinde, açık kaşık ölçü tekniğinde kullanılan ölçü postlarından daha kısa ölçü postları kullanılır. Ölçü postları ağız dışında analoglar ile birleştirilir ve manuel olarak ölçü içerisindeki yuvalarına yerleştirilir[72].



Resim 2. 2 Kapalı Ölçü Tekniği[73]

2.5.2.3. Snap Fit (Press-fit) Tekniği

Kapalı kaşık ölçü tekniğinde hekim ve ölçü parçalarına bağlı olarak gelişebilen hataları elimine etmek ve ölçü hassasiyetini arttırmak amacıyla geliştirilmiş ölçü tekniğidir. Kapalı kaşık ölçü tekniğidir. Kapalı kaşık ölçü tekniğinden farkı ölçü postlarının ucuna yerleştirilen plastik snap-fit parçalar kullanılır. Snap-fit parçalar ölçü içerisinde kalır. Ölçü malzemesi sertleştikten sonra ölçü postu analog ile birleştirilir ve ölçü malzemesi içinde kalan snap-fit üzerine yerleştirilir[14].



Resim 2. 3 Snap Fit Ölçü Tekniği[74]

2.5.2.4. Geleneksel İmplant Ölçülerinde Kullanılan Ölçü Materyalleri

Ölçü maddelerinin seçiminde temel olarak planlanan iş, tercih edilecek ölçü yöntemi, hekimin tercihi ve ekonomik etkenler rol oynar. Sabit protezlerin ölçüsü alınırken yaygın olarak elastomerik ölçü materyalleri tercih edilmektedir. Kimyasal yapılarına göre polieter, polisülfit, polivinilsiloksan ve silansiloksan olmak üzere 4 gruba ayrılırlar.

Polisülfit

Polisülfit monomeri ve titanyum dioksit , çinko sülfit, çinko oksit ve silika gibi inert dolgu maddeleri içeren bir baz ve hidrate bakır oksit ya da organik peroksit, kurşun dioksit dibütil ftalat ve sülfür içeren katalizörden oluşan iki pat şeklinde kullanılır. Düşük, orta ve yüksek vizkozite içeren formaları mevcuttur. Reaksiyon nem ve sıcaklık artışı ile hızlanır. Sertleşme süresinin uzaması istenirse materyal soğuk bir yerde saklanmalıdır. Tiksotropik olan polisülfitlerin karıştırma esnasında vizkoziteleri düşer, basınç kalktığında ise vizkoziteleri artar. Bu sayede yüzey detaylarını iyi bir şekilde yansıtırlar. Ekzotermik reaksiyon verirler ve meydana gelen ısıdan oda sıcaklığına geçişte ısı kontraksiyonu ortaya çıkar. Büzülme meydana gelmesinin sebebi ise polimerizasyonun bir süre daha devam etmesi ve ortaya su çıkmasıdır. Boyutsal stabilitesi iyi, yırtılmaya karşı dirençleri yüksektir[75].

Elastomerler arasında en düşük elastik düzelme oranı gösteren ölçü materyali polisülfitlerdir. Ölçü alındıktan sonra 30 dk içerisinde mutlaka model elde edilmelidir. Ayrıca ölçü modelleri tektrar kullanıma izin vermez. Daimi deformasyon oranları yüksektir. Kullanımı sırasında özel kaşık ve adeziv gerekliliği vardır[76]. Yüksek yırtılma direnci sebebiyle andırkat varlığında ve subgingival alanlarda rahatlıkla tercih edilebilirler. Hidrokolloidlerden farklı olarak hidrofiktirler ve içerdiği kurşun sebebiyle kahverengi görüntü ortaya çıkarır, kötü koku oluştururlar.

Polieter

Elastomerik ölçü materyallerinden polieterler tetrametilen glikol ve bu zincire bağlı imino gruplarını içerirler. Iki patlı sisteme sahiptirler ve orta kıvamlı ölçü materyalleridir. Şu anda piyasada düşük, orta ve yüksek vizkoziteli seçenekleri mevcuttur. Pseudoplastik özellikleri sebebi ile tek fazlı veya çift karıştırma tekniği ile kullanılabilirler. Tek fazlı ölçü yönteminde en çok tercih edilen ölçülerden birisi polieterler idi. Sertleşme sırasında açılan reaktif halkalar ana yapıdan ayrılmadan yeni bir halkanın açılmasını sağlar. Böylece bir reaksiyon mekanizması başlar. Bu polimerizasyon mekanizması snap-set olarak adlandırılır. Bu durum polietere özgüdür ve çalışma sürecinden sertleşmiş hale hızlı bir geçiş sağlar. Bunun avantajı materyalinin çalışma zamanı bitmeden sertleşmemesi ve sertleşme gerçekleştiğinde ise bunun çok hızlı bir şekilde olmasıdır[77]. Sertleşme reaksiyonu osrtalama 150 saniyedir. Polimerizasyon esnasında herhangi bir yan ürün oluşmaması sebebiyle yüksek boyutsal stabilite

gösterirler[78]. Ölçü hazırlandıktan sonra gösterdiği viskoelastik özellik ve sertleşme süresinin kısa olması sebebiyle ölçü hazırlandıktan sonra hemen ağza yerleştirilmelidir. Polieter düşük ıslanma açısı gösterir bu sebeple tam ark restorasyonların kaydını almak polivinil siloksana göre dah kolaydır[75]. Yüksek ıslanabilirlik özellikleri sebebiyle model elde edilmesi kolaydır. Polieter ile alınmış ölçüler bir haftaya kadar kuru ortamda bekletilebilir ve boyutsal stabilitesini bu sürede koruyabilirler. Ancak 1 saat içerisinde ölçünün dökülmesi önerilmektedir. Elastik düzelme oranı %98,5 olarak açıklanmıştır[79]. Bu sayede iki kez ölçü dökülmesine olanak sağlayabilirler. Rijiditesi çok yüksek olan polieterler elastomerlerin en çok sertleşeni olarak kabul edilirler. Bu sebeple andırkatlı bölgelerde ölçünün ağızdan çıkarılması ve modelden uzaklaştırılması sırasında zorluklar yaşanabilir. Polieterin sertleşme sonrası oluşan katılığı implantüstü proterzlerde ölçü transfer başlıklarının doğru pozisyonlanması açısından avantaj sağlar.



Resim 2. 1 Polieter Ölçü Maddesi [80]

Silansiloksan(Kondanzasyon Silikonu)

Günümüzde diş destekli sabit protez yapımında sıklıkla kullanılan ölçü materyalidir. Polidimetilsiloksan isimli bir polimer ve kalay oktoat ve alkil silikat içeren bir aktivatörden oluşmaktadır. Ölçünün elastik özelliğe geçisi tamamlanmadan ağızdan

çıkarılması ve elastik özelliğe geçiş yapmaya başlayan ölçünün ağız içerisine yerleştirilmesi ölçüde kalıcı deformasyon oluşmasına sebep olabilmektedir. Çalışma süresi 3-4 dakika olan ölçünün sertleşme süresi 6-8 dakikadır[75]. Sertleşme reaksiyonu sonucu yan ürün olarak alkol açığa çıkar ve bu durum ölçünün boyutsal değişimine sebep olur. İlk 24 saat içinde meydana gelen büzülme oranı %0.2-1 arasında değşirken bu değişimin büyük bir kısmı ilk bir saat içerisinde meydana gelir[81]. Boyutsal değişimi en aza indirmek için putty wash tekniği ile ölçü alınması gerekir. Iki aşamalı bu yöntem büzülmeyi bir miktar azaltmaktadır. Polimerizasyon kondanzasyon reaksiyonu ile gerçekleştiğinden ölçü maddesi bu ismi almıştır. Bu silikon hidrofobik yapıdadır ve bu durum ölçü alınması esnasında bir takım zorluklara sebep olabilmektedir. Ölçü alınacak bölge kuru olmalı, dişeti oluğu sıvısı, tükrük ve kan gibi yapıların tamamen uzaklaştırılması gerekir. iyi ealstik özellik göstermesi, temizliği, kolay manipülasyonu, özel kaşık gerektirmemesi kullanımını yaygın hale getirmiştir[77].

İlave Silikon (Polivinil Siloksan)

Polivinil siloksan ve vinil polisiloksan kondanzasyon silikonundan farklı olarak divinilpolisiloksan ve polimetilhidrosiloksan arasında katalizör olarak platin tuzu bulunması ile ilave polimerizasyon gerçekleştirir. Baz kısım polimetilhidrosiloksan ve divinilpolisiloksan, kataliz kısım ise divinilpolisiloksan ve platin tozu içerir. Bu iki yapıda da doldurucu vardır. Doğru oranlarda kullanıldığında reaksiyon sonucunda hiçbir yan ürün oluşmaz. Malzemede artık kalan polimetilhidrosiloksan kendi içinde veya nem ile ikincil bir reaksiyona girerek hidrojen gazı açığa çıkmasına neden olur. Hidrojen gazı herhangi bir boyutsal değişime sebep olmaz ancak alçı hemen dökülürse alçı içinde noktasal boşlukların meydana gelmesine sebep olabilir.

Silikon ölçü materyallerinin en büyük dezavantajı hidrofobik yapıda olmasıdır. Hidrofilik yüzey özelliklerinin artırılması için sürfaktan ilavesi yapılan tipler mevcuttur. Ancak ideal bir ölçü elde edilebilmesi için kuru bir yüzeye ihtiyaç vardır. Sürfaktan ilavesi ölçünün çekme dayanımının düşmesine sebep olur ve bu durum da ölçünün ağızdan ayırılırken deformasyonuna sebep olabilir.

Yüksek yırtılma direncine sahip bu ölçü materyalinde aynı ölçüden birden fazla model elde edilebilir. Model elde etmek için süre ile ilgili bir kısıt yoktur, bir hafta sonra bile model elde edilebilir. Ilave tip silikonlar %99 oranında elastik geri dönüş kapasitesine

sahiptir. Mevcut elastomerik ölçü materyalleri arasında en iyi orana sahip ölçü materyalidir[82].

Vinil Siloksan Eter (Vinil Polieter Siloksan)

Polieter ve ilave tip silikonun özelliklerini aynı anda taşıyan yeni bir ölçü materyalidir. 2009 yılında piyasaya sürülmüştür. Özellikle dar ve derin dişeti oluğu ve andırkatlı bölgelerin varlığında ilave silikonun ağızdan çıkarılma kolaylığı ve polieterin hidrofilik yapısının avantajları ile kullanım kolaylığı sağlamıştır. Iyi bir akıcılığa sahip olan bu ölçü materyalinde yüzeyde kabarcık oluşumu en aza inmiştir. Uzun çalışma zamanı, yüksek boyutsal stabilite, yırtılma direnci, kısa polimerizasyon süresi ve tat kokusunun hastayı rahatsız etmemesi kullanım alanında genişlik sağlamışıtr[83].

Vinil siloksan eter kullanılarak alınan ölçüler aynı zamanda ölçünün endirek dijital ölçü olarak kullanılmasına da olanak tanır. Yüzey özellikleri ve parlaklarının yeterince iyi olması sebebiyle pudra kullanımı gerektirmeden direk taranabilirler[84].

İmplant üstü sabit protez ölçüleri alınırken elastomerik ölçü materyalleri kullanılarak genellikle tek aşamalı ölçü tekniği kullanılır. Koyu kıvamlı putty ve akışkan ligth body aynı anda karıştırılır ve ölçü alınır.

Elastomerik ölçü materyallerinin başarısını boyutsal stabilite, hidrofiliklik, elastik hafıza, rijidite ve ıslanabilirlik etkiler. Ölçü maddelerinin yüzey üzerinde yayılma kapasitesi ölçü netliğini ciddi oranda etkiler ve ıslanabilirlik olarak adlandırılır[85], [86].

Model elde etmek amacıyla ölçü üzerine alçı dökülür. Alçının ölçü materyali üzerinde yayılma kapasitesi hidrofiliklik olarak adlandırılır. Alçının ölçü üzerinde iyi bir şekilde yayılmasıyla detaylar net bir şekilde görülebilir[87]. Polivinil siloksanlar hidrofobik karaktere sahiptir ve sürfaktan ilavesi ile hidrofilik özellik artırılır ve polieter ölçü maddesine yakın özellikler elde edilebilir[88].

Ölçü kaşığı ağızdan uzaklaştırılırken ölçü postları ölçü materyaline zarar verebilir ve ölçü netliği bozulabilir. Bu sebeple özellikle implant ölçüsü alınırken rijidetitesi yüksek bir ölçü materyali kullanılmalıdır. Polieter ölçü maddeleri bu sebeple implant üstü ölçülerde sıklıkla kullanılmaktadır[89].

Boyutsal stabilitesi yüksek ölçü materyalleri, klinik ve laboratuvar ortamlarındaki farklı sıcaklık ve pH faktörlerinden az etkilenen ölçü maddeleridir. Aynı zamanda ölçü

alımından sonra geçen zamanda da ölçü netliğini korurlar. Elastik hafıza sayesinde ölçü postu ve ölçü materyali arasında ortaya çıkan deformasyonlar önlenir[90].

İmplant üstü sabit protez ölçüleri alınırken polieter ve PVS sıklıkla kullanılırlar. Boyutsal stabiliteleri ve netlikleri oldukça yüksek olsa da ıslanabilirlikleri, ölçü alımından sonra uğradıkları hacimsel değişimleri dezavantajlarıdır[91], [92]. PVS ölçü malzemesinin daha çok tercih edilmesinin sebebi daha ucuz maliyetli olmasıdır[93].

Son yıllarda bu materyallerinin dezavantajları sebebiyle polşeter ve PVS kombine edilmiş ve vinil siloksaneter ölçü materyali geliştirilmiştir. Yüksek boyutsal stabilitesi ve hidrofilik olması ifade edilmiş ancak çalışma hassasiyetinin iyi olmaması sebebiyle kullanım alanı yeterli bulunmamıştır[94].

Polieter, PVS ye oranla daha sert bir ölçü materyalidir. Bu durum daimi deformasyon riskini azaltabilir. PVS nin elastik hafızası daha yüksektir ve özellikle açılı implantlarda ölçü kaşığı ağızdan çıkarılırken oluşabilecek deformasyon riski daha azdır[89].

2.5.2.5. Geleneksel Ölçü Sonrası Model Elde Edilmesinde Kullanılan Alçılar

Dental alçılar geleneksel ölçü netliğinde kullanılan alçı ve teknik kadar etkilidir[95]. Yüzey sertliği, detayların aktarılabilmesi ve abrazyon direnci gibi özelliklerin değerlendirilenbilmesi için çeşitli alçı tipleri denenmiştir ancak günümüzde en büyük problem sertleşme sürecinde ortaya çıkan genleşmedir.

2.5.2.6. Geleneksel Ölçülerin Dijital Ortama Aktarılması

İmplant üstü sabit protezlerin üretiminde CAD-CAM sistemlerinden yararlanılır. Geleneksel ölçü yöntemiyle elde edilen alçı modeller, laboratuvar tipi tarayıcılar ile taranarak 3 boyutlu modeller elde edilir. Günümüzde hassasiyet oranı yüksek laboratuvar tipi tarayıcılar kullanılsa da, tarama aşamasında oluşabilecek boyutsal değişimler geleneksel ölçülerin hassasiyetini etkilemektedir [96]. İmplant tedavilerinde yaygın olarak kullanılan yöntem, geleneksel bir şekilde modellerin elde edilmesi ve laboratuvar tarayıcıları ile modellerin dijitalize edilmesi şeklinde ilerlemektedir[97], [98].

2.5.2.7. Geleneksel İmplant Ölçüsünü Etkileyen Faktörler

Geleneksel implant ölçü tekniği birçok basamağa sahiptir. Bu sebeple ağız içerisindeki implantların modele aktarılması ve alçı modelin 3 boyutlu dijital modele dönüştürülmesi aşamasında boyutsal değişim yaratabilecek birçok parametre vardır. Geleneksel iş akışında meydana gelen boyutsal değişimlerin yarısı ölçü aşamasında, bir diğer yarısı ise CAD-CAM sürecinde ortaya çıkar[99].

Geçtiğimiz 30 yıl boyunca, farklı ölçü nmateryalleri ve teknikleri kullanılarak ölçü netlikleri üzerinde birçok araştırma yapılmıştır. Buna rağmen bazı noktalarda görüş birliği elde edilememiştir [100]. Geleneksel ölçü hassasiyetini etkileyen bir takım faktörler vardır;

- ölçü materyali,
- ölçü postu seviyesi, ölçü kaşığı,
- ölçü parçalarının üretim hassasiyeti,
- ölçü postlarının splintlenmesi,
- ölçü materyali,
- implantlararası mesafe,
- implant sayısı,
- implantların açı ve derinlikleri,
- hastanın ölçü alımı sırasındaki toleransı,
- alçı tipi ve zamanı,
- dijital laboratuvar tarayıcısının hassasiyeti olarak sıralanabilir.

2.5.3. Dijital Ölçüler

Dijital diş hekimliği popülaritesini günümüzde giderek artırmakta ve kliniklerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Son 10 yılda farklı firmalar ağız içi tarayıcı üreterek bunları farklı markalar ile piyasaya sürmüştür. Bu da rekabeti fazlasıyla artırmıştır. Veri netlikleri ve kullanım kolaylıklarındaki çeşitli tarayıcıların üretilmesiyle implantoloji alanı da birçok değişime uğramıştır[101].

CAD-CAM teknolojisi 30 yıl öncesine kadar tek üye restorasyonların üretimi için geliştirilmişti ancak günümüzde tam çene implant üstü restorasyonların üretiminde de başarıyla yer almaktadır. Bunun sebebi, 2000 li yıllarda yüksek veri kalitesi elde edebilen birçok ağız içi tarayıcı üretilmiştir[102]. Ağız içi tarayıcılar ile beraber ölçü almak daha da kolay hale gelmiş ve hekim laboratuvar arasındaki iletişim de güçlenmiştir[103], [104].

Ağız içi tarayıcıların gelişmesiyle birlikte implant tedavi protokolünde de dijital iş akışı rol almaya başlamıştır. İmplant tedavilerindeki dijital iş akışı 3 adımda gerçekleştirilmektedir:

1- İmplant yerleşimi: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) görüntüsü ve alınan dijital ölçülerin birbiri ile çakıştırılması ile planlamanın yapılması ve 3d printerlar ile buna uygun rehber cerrahi plak üertimi

2- İmplant ölçülerinin alınması: Osseointegre olmuş implantların ölçülerinin ağız içi tarayıcılar ile alınması

3- Protezlerin üretilmesi: CAD-CAM sistemleri kullanılarak implant üstü protezlerin üretimi [105].

Hastanın anatomisine ve yapılan planlamaya göre implantların yerleştirilmesinden sonra protezlerin de dijital iş akışıyla beraber üretilmesi birçok avantaj sağlamaktadır. CAD-CAM sistemlerinde katı blok materyalleri kullanılarak implant üstü protezlerin altyapıları üretilmektedir. Bu şekilde üretilen materyaller daha homojen bir yapı ve yüksek mekanik özellikler sağlamaktadır. CAD-CAM sistemleriyle üretilebilen titanyum, geleneksel yöntemlerle üretilen metal alaşımlara oranla daha düşük maliyet sağlamaktadır. İmplant ile aynı yapıya sahip olması sebebiyle de daha iyi bir biyolojik uyum sağlamakta ve galvanik korozyon açısından geleneksel metallere göre daha iyi uyum göstermektedir[106].

Dijital olarak alınan implant ölçüleri, geleneksel olarak alınan ölçülerdeki birçok aşamayı elimine ettiği için implant üstü sabit protez yapımındaki hassasiyeti yükseltebilir[107]. Dijital ölçü sayesinde kolaylayaşan iş akışı ve boyutsal değişim faktörleri elimine edilmiş, geleneksel ölçüde kullanılan malzemeler için harcanan masraf azalmış, enfeksiyon riski azalmış ve depolama gibi dezavantajlar ortadan kalkmıştır[108],

[109]. Başka bir avantajı ise hekimim ölçü üzerindeki hatayı anında tespit edebilmesi, bunu düzeltebilmesi ve ölçüyü mail yoluyla tekrar laboratuvara ulaştırabilmesidir[109]

Günümüzde dijital ölçü tekniği sayesinde implantın 3 boyutlu pozisyonunun dijital ortama aktarılabilmesi için dijital ölçü postu (scanbody) kullanılmaktadır[101]. Dijital ölçü postları; implantın açısı ve derinliği, heks pozisyonu hakkındaki implanta ait verileri sağlamak üzere çentik,düzlem gibi konfigürasyonlara sahiptir. Metalden yapılmış tipleri mevcuttur ancak ışığın yansımasını engelleyen plastik ve PEEK dijital ölçü parçası tipleri daha çok tercih edilmektedir[110].Ağız içi tarayıcılar kullanılarak dijital ölçü alınır, implant firmasına ait dijital kütüphane kullanılarak implant pozisyonları saptanır ve protetik süreç dijital olarak devam ettirilebilir[111], [112].

Ağız içi tarayıcıların gelişmesine rağmen, kemik seviyesindeki implantlarda çevre yumuşak dokuların ölçüsünün tam anlamıyla alınması mümkün olmamaktadır. Dijital ölçü alınırken tarayıcının elde ettiği görüntülerin birleşip ölçü bütünlüğünün sağlanabilmesi için çeşitli referans noktalarına ihtiyaç duyulmaktadır. Dişsiz çenelerde, ölçü aldığımız bölgeler hareketli yumuşak mukozaya sahip olduğu için dijital ölçüler belirli limitlere sahiptir[113].

Günümüzde dijital teknikler kullanılarak, doğal dişli hastalarda tam çene gibi geniş alanlı bölgelerin ölçülerinin yüksek hassasiyetle alınabildiği birçok çalışmada gösterilmiştir[97], [109], [114]. Tam dişli çenelerin ölçülerinde netlik karşılaştırmak için invitro çalışma yapan Ender ve Mehl[97], dijital ölçü ve geleneksel ölçünün benzer sonuçlar ortaya koyduğunu göstermiştir. Dişli ağızların dijital ölçülerinin alınması ile dijital ölçü parçası kullanılarak taranan implant ölçüleri farklı protokoller içerir[115].

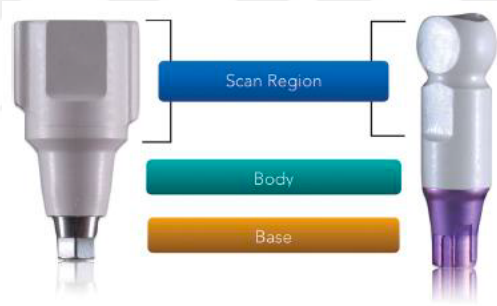
2.5.3.1. Dijital İmplant Ölçüsünü Etkileyen Faktörler

Dijital olarak ilerleyen protetik tedavinin ilk basamağı dijital implant ölçüsüdür. Geleneksel ölçü tekniğinde alçı ve ölçü materyaline bağlı olarak gelişen boyutsal değişimler dijital ölçüde elimine edilir çünkü dijital ölçü içerisinde farklı teknikler barındırır. Teknolojik altyapı, insan faktörleri ve farklı implant sistemlerine bağlı olarak ağız içierisindeki implant pozisyonları dijital ortama aktarılırken boyutsal değişimler ortaya çıkabilir.

Dijital ölçü ; yazılım programı, görüntülerin bu yazılımda dizilme, birleşme, artifaktları ortadan kaldırabilme kapasitesi, ağız içi tarayıcının hacmi, görüntü çözünürlüğü, kullanım hızı gibi birçok özellikten etkilenmektedir. Teknolojik altyapının etkisi kadar scan body ve scan bodynin dijital laboratuvarla uyumu , implant pozisyonu, tarama protokoli, hastaya ve hekime bağlı birçok faktör dijital ölçüde önemlidir[116].

2.5.3.2. Dijital Ölçü Parçası (Scan Body)

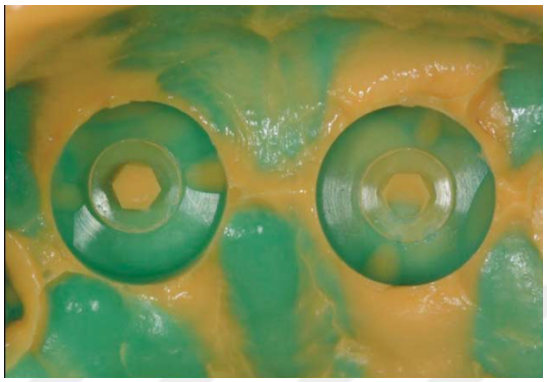
Dijital ölçü parçaları implantların 3 boyutlu pozisyonlarının dijital ortama aktarılmasını sağlayan ölçü parçlarıdır. Ağız içerisinde kullanılan ağız içi dijital ölçü parçaları olduğu gibi alçı model üzerine yerleştirilen ve laboratuvar tarayıcısı ile kullanılmak üzere geliştirilen dijital ölçü parçaları da mevcuttur. Dijital ölçü parçalarının kullanımı ile beraber dijital ortama aktarılmış implant ölçüleri üzerinde kişiye özel abutmentlar tasarlanabildiği gibi, implant üstü kuron, köprü ve bar ataşman gibi protetik parçalar da dijital olarak üretilebilir.



Resim 2. 2 Dijital Ölçü Parçası Bölümleri[117]

Dijital ölçü parçaları ile alınan implant ölçülerinde dijital ölçü parçaları yüzeyleri uygun bir şekilde görüntülenmelidir çünkü alınan ölçü ile dijital kütüphane arasında yüksek hassasiyette yüzey eşleşmesi algoritması gerçekleşmelidir[118]. CAD programı kullanılırken bu algoritma ile dijital ortamda implant analoğunun pozisyonu doğru şekilde tanımlanır. Birçok implant markası kütüphanesini ücretsiz bir şekilde kullanıma sunarken, belirli laboratuvarlar ile anlaşma yoluna giden markalar da vardır[119]. Bu sebeple dijital iş akışı ile yürütülen implant tedavilerinde dijital kütüphaneye sahip bir laboratuvarla çalışılmalı ya da tedavi öncesi kütüphaneye sahip olunmalıdır.

Straumann group 2008 yılında ilk dijital ölçü parçaları üretimini gerçekleştirmiştir[120]. Daha öncesinde Biomet 3i Encode abutment (Encode; Biomet 3i, Palm Beach Gardens, FL, USA) adında 2004 yılında bir iyileşme başlığı üretmiş ve ölçüsü alınan iyileşme parçasının sonrasında taranması ile implantların üç boyutlu pozisyonlarının elde edilmesi sağlanmıştır[121], [122].



Resim 2. 3 Encode İyileşme Dayanaklarının Polivinil Siloksan Ölçü Görüntüsü[121]

Üretilen bu dijital ölçü parçaları başlangıçta yalnız bir tarayıcı (Itero; Align Technologies, San Jose, Calif) ve yalnız bir tarama teknolojisi (paralel konfokal mikroskopi) kullanılabilmiştir. Aynı senenin sonuna doğru Camlog firması farklı teknolojiler tarafından taranabilen ve farklı firmalara göre üretilmiş tarama postlarını hekimlerin kullanımına sundu. Bu aşamadan sonra tam dijital iş akışının dental implantoloji de kullanılması da uygulanmaya başlandı.

Büyük firmaların tamamı günümüzde farklı tarayıcılar ile kullanılabilen dijital ölçü parçaları üretmektedir. Üretilen dijital ölçü parçaları materyal, şekil, bağlantı biçimleri, boyut, yüzey konfigürasyonları, maliyeti ve tarayıcı-yazılım uyumu gibi çeşitli özelliklere sahiptirler[123], [124].

Ağız içerisinde tarama yaparken parlak, translüsent ve pürüzlü yüzeylere kıyasla mat, opak ve düzgün yüzeyler daha iyi sonuçlar verir. Ancak, ağız içerisinde bulunan tükürük ile beraber bu yüzeyler ışığı yansıtabilecek parlak yüzeyler oluşturabilmektedir[125], [126]. Yapılan çalışmalar açılı, keskin, derin undercutlara sahip yüzeylerin daha düşük netlikte veri ortaya çıkardığını göstermiştir[125], [127], [128]

Dijital ölçü postunun üretildiği materyalin yüzey özellikleri oldukça önemlidir. PEEK, titanyum alaşımı, alüminyum alaşımı ve rezinler kullanılarak birçok dijital ölçü postu üretilmiştir. Materyallerin üretim hassasiyeti implant ve abutment ile uyumu etkilemektedir[119].

Birden çok implant var olan ağızlarda tarama yaparken, ağız içi tarayıcıların birbiri ile eş dijital ölçü parçaları birbirinden ayırması ve ark içerisindeki pozisyonunu doğru olarak konumlandırabilmesi oldukça zor olmaktadır. Özellikle fotoğrafların birleştirilmesi teknolojisi ile çalışan tarayıcılar, tarama devam ederken görüntüyü kaybettiklerinde farklı dijital ölçü parçaları birbiri üzerine yapıştırabilmektedir[129].

Flügge ve ark.[129], kısa ve küçük sc dijital ölçü parçaları kullanıldığında ölçü hassasiyetinin azaldığını belirtmişlerdir. Ajioka ve ark.[130] ise, dijital ölçü parçaları uzunluğu arttıkça açılanmada ortaya çıkan boyutsal değişimin arttığını belirtmişler ve bu çalışmayı 5 mm ve 7 mm dijital ölçü parçaları kullanarak yapmışlardır.

PEEK (polietereterketon) Dijital Ölçü Postları

PEEK (polietereterketon), 300 °C yi aşan yüksek sıcaklık dayanımı, yüksek kimyasal direnci ve yüksek mekanik direnci olan PAEK (poliarileterketon) polimer grubunun bir üyesidir[131]. İlk olarak 1978 yılında bu polimer bir grup İngiliz bilim adamının önerileri doğrultusunda 'ICI Advenced Materials' tarafından üretime geçmiş ve 'Victrex PEEK' adıyla ticarileşmiştir. PEEK ilk zamanlarda enjeksiyon kalıplama ve kompozitlerde güçlendiri olarak kullanıma geçmiş ancak zaman içerisinde yapılan çalışmalarda bu polimerin çok yüksek performans özellikleri olduğu anlaşılmıştır. Bu polimerin 1980 li yıllarda yüksek potansiyelinin farkedilmesi ile, diğer firmalar da bu polimere rakip özelliklerde polimer üretme çalışmalarına başlamışlardır [132]. Yapılan çalışmalar sonucunda PEKK (polieterketonketon) ve PEEKK (polietereterketonketon) öne çıksa da 1990 ların sonuna doğru PEEK bu malzeler arasından sıyrılmıştır[133]. PEEK polimeri 1993 yılında resmi olarak ICI Advanced Materials'dan ayrılan Victrex LTD. şirketi tarafından üretilmeye başlanmıştır.

PEEK fonksiyonelleştirilmiş monomer ilavesiyle polimerizasyondan önce veya sülfonasyon, aminasyon ve nitrasyon gibi kimyasal işlemlerle polimerizasyondan sonra modifiye edilebilir[134]. Bununla birlikte PEEK radyolüsens olup X-ray, manyetik rezonans görüntüleme (MR) ve bilgisayarlı tomografi (BT) teknikleriyle uyumludur. PEEK in radyoopasitesi herhangi bir işleme gerek kalmadan hastalıkların tanı ve tedavisine izin verir.

Tüm bu sebeplerle PEEK ortopedik travma ve spinal implantlarında titanyum ve paslanmaz çelik gibi geleneksel metalik malzemelerin yerine kullanılabilir[135].

PEEK iyi aşınma direnci, dayanıklılık, iyi elektriksel izolasyon, solvent direnci, yüksek yorulma direnci gibi üstün mekanik özellikleri sebebiyle tıbbi ekipman, havacılık, otomotiv, elektronik gibi birçok alanda kullanılmaktadır[136].

PEEK doğru bir şekilde üretildiğinde ve işlendiğinde parçalanma göstermez ve vücut tarafından kolaylıkla kabul edilir. Yapılan araştırmalarla birlikte PEEK insan vücudunda fiziksel özelliklerini yitirmeden uzun süre dayanıklılığını sürdürmektedir[137]. Lieberman ve ark., Polimetilmetarilat(PMMA), kompozit reçine ve PEEK i karşılaştırdığı in vitro çalışmasında, PEEK in en düşük su emme ve çözünürlük değerlerine sahip olduğu görülmüştür[138]. PEEK in eğilme modülü 140-170 MPa olarak ölçülmüş; mekanik özelliklerinin buhar, gama ve etilen oksit kullanılarak yapılan sterilizasyon işleminde değişmediği ispatlanmıştır[139].

PEEK'in insan kemiğine yakın elastik modülü (3-4 GPa) en önemli özelliğidir[140]. Titanyum ve titanyum alaşımları, kemiğe göre önemli oranda daha yüksek bir elastik modül gösterirler, bu sebeple dokular üzerinde ciddi bir gerilim oluşur ve bu da uzun vadede başarısızlık doğurur[141]. Doldurucu içermeyen PEEK yaklaşık olarak 4 GPa elastik modülüs ve 100 MPa gerilim direncine sahiptir. İmplant komponentleri ve üst yapı amacıyla kullanılan PEEK materyalinin daha yüksek elastik modülüse sahip olması gerekir. PEEK'in elastik modülüs değeri kortikal ve spongiyöz kemik elastik modülüsüne uyum sağlaması için yapısal katkı malezemeleri kullanılarak ayarlanabilir.

PEEK'in elastik modülüsünün kemiğe yakın olması sebebiyle gelen kuvvetler dengeli bir şekilde paylaştırılır ve sonuçta stres azaltılarak kemik remodelizasyonu hızlanır[142]. Koutouzis ve ark. tarafından yapılan randomize kontrollü bir klinik çalışmada, yumuşak doku enflamasyonu ile kemik rezorpsiyonu açısından PEEK ve titanyum dayanakların etkisi karşılaştırılmış ve gruplar arasında anlamlı bir fark oluşmadığı bildirilmiştir [143]. Ayrıca oral mikrobik flora değerlendirildiğinde PEEK dayanakların titanyum, PMMA ve zirkonya dayanaklara benzer sonuçlar verdiği görülmüştür[144]. Bir başka raporda titanyum takviyeli PEEK dayanakların geleneksel titanyum dayanaklara oranla daha etkili bir malzeme olacağını açıklamaktadır çünkü PEEK yumuşak doku stabilitesinin ve kemik yüksekliğinin korunmasını geliştirebilir[145]. PEEK yüzeyinin ve kemiğin elastik modülüsünün yakın olması kemiğin yeniden şekillenmesini teşvik eder ve stress koruyucu

etkisini arttırır. Bu sebeple PEEK'in implant dayanakların yapımında titanyuma iyi bir alternatif olacağı kanıtlanmıştır.

Çeşitli malzeme ve teknikler kullanılarak PEEK materyalinin modifiye edilebilmesi sebebiyle yakın zamanda implantolojide daha fazla kullanılacağı tahmin edilmektedir. PEEK materyali kullanılarak iyileşme başlıkları, bireysel ve geçici dayanaklar ve tarama gövdeleri üretilebilir. Tüm bu kullanım alanının yanı sıra PEEK geçici restorasyonlar için de kullanılmaktadır.

PEEK materyalinin optik yansıma özellikleri metallere oranla çok daha iyidir. Bu sebeple ağız içi tarama gövdelerinin büyük çoğunluığu, metal taban üzerinde PEEK gövde olan iki parçadır ve üreticiler tarafından birleştirilirler. PEEK materyalinden üretilmiş tek parça ağız içi tarama gövdeleri tek kullanımlık olarak kabul edilirler. Diğer bir seçenek tek parça metalden üretilmiş tarama gövdeleridir[146].

Titanyum Dijital Ölçü Postları;

Titanyum ve titanyum alaşımları üstün fiziksel ve mekanik özellikleri, korozyon direnci ve üstün biyouyumlulukları sayesinde çeşitli tıp ve mühendislik alanlarında tercih edilmektedir[147], [148]. Titanyum TiO2'den oluşan oksik filmi oluşturur. Titanyum, implantların biyouyumluluğunda aktif rol oynayan titanyum yüzeyini kendiğilinden oluşturur[148]. Vücut sıvıları etkisinde kalan ortopedik eklem implantlarında yüzeyler arasında kayan temas vardır. Dental implantlara bakıldığında temas yüzeyleri, tükürük ve gıdalara bağlı asidik pH veya diş fırçalamaya bağlı sert partiküller sebebiyle kayma aşınması etkisinde kalır. Titanyum yapıların bozulması için fizyolojik ortamın aşınma ve korozyonu aynı anda gerçekleşmelidir. Bu durum, ağız içi restorasyonlar, protez ve implant başarısızlıklarının önüne geçmek için birçok çalışmanın öncelikli hedefi haline gelmiştir[149].

Titanyum eskiden nadir bulunan malzeme olarak kabul edilirken günümüzde en çok tercih edilen endüstri malzemelerinden birisi haline gelmiştir. Brenemark'ın çalışmalarıyla beraber diş hekimliğinde en çok tercih edilen implant malzemesi olmuştur. Titanyum ilk olarak 1790'da İngiltere'de Gregor tarafından keşfedilmiştir. 1795'te Klaproth tarafından titanyum olarak adlandırılmıştır. Alüminyum, magnezyum ve demirden sonra yerkabuğunda en çok bulunan dokuzuncu element ve en çok bulunan dördüncü metalik elementtir. Günümüzde en çok tercih edilen implant malzemesi titanyumdur. Brenemark'ın çalışmaları sonucu implant diş hekimliğinde titanyum altın standart haline gelmiştir[150].

Titanyum tarama gövdelerinde PEEK tarama gövdelerine oranla daha az deformite görülür ve üretici firmalar uzun dönem kullanım için titanyum tarama gövdelerini önerirler. Tarama gövdeleri hem geleneksel hem de ağız içi kullanım için uygundur ve titanyum tarama gövdeleri önemli oranda daha yüksek dayanıklılık ve hassasiyet sağlayan titanyumdan üretilmiştir. Özel bir yüzey işlemine sahip olan tarama gövdeleri sterilizasyon için uygundur[151].

2.5.3.3. Ağız içi Tarayıcı ve Yazılımı

Diş hekimliğinde 2 tip tarayıcı vardır, bunlar; kontakt ve non kontakt modda kullanılan tarayıcılardır. Güncel tarayıcılar görüntülenen objeye temas etmeyen non kontakt tarayıcılardır. Farklı firmalar farklı prensiplerde çalışan ağız içi tarayıcılar üretmişlerdir. Bu prensipler; konfokal mikroskopi, interferometri, triangulasyon, yapısal aydınlatma(structured light), dalga örneklemi(wavefront sampling), lazer ve videodur[119]. Farklı prensipler sebebiyle ortaya çıkan görüntü netlikleri arasında ciddi farklılıklar bulunabilmektedir.

Dijital ölçü alındıktan sonra yüzey yapılandırması obje yüzeyinde elde edilen nokta bulutu kullanılarak gerçekleştirilir[152]. Bu işlem kullanılan ağız içi tarayıcıya özel olarak üretilen yazılım sayesinde yazılım içinde bulunan algoritmanın bu nokta bulutları uygun şekilde sıralaması, düzenlemesi ve bunları birleştirerek tek bir görüntü elde etmesiyle gerçekleşir. Bu şekilde taraması yapılan objenin 3 boyutlu görüntüsü elde edilmiş olur[153], [154].

Nokta bulutu yoğunluğu fazla olduğunda, yazılım üzerindeki yüzey işleme algoritması daha yüksek hassasiyette çalışır[155]. Bu sayede taraması yapılan gerçek objeye daha benzer bir 3 boyutlu model elde edilebilir. Ölçü alındıktan sonra görüntü bazı yüzeylerde yetersiz kalabilir ve yazılım bu yüzeyleri kendisi yapılandırır. Yazılımın kendisinin yapılandırdığı bölgeler bazı durumlarda gerçek boyutlarda gerçekleşirken bazı durumlarda ciddi farklılıklar gösterebilmekte ve ölçü netliğinde ciddi sıkıntılar ortaya çıkarabilmektedir[119].

Dijital modellerdeki yüzeyler STL (Standart Triangle Language) diliyle tanımlanmaktadır. Bu dilin boyutu ağız içi tarama sistemlerine göre ve aynı sistemin kullanıldığı farklı taramalarda değişebilmektedir. Ağız içi tarayıcıların kullanımına bağlı olarak taraması yapılan obje yüzeyleri farklı yoğunlukta görüntülenebilmektedir. Bu sebeple taraması yapılan objenin farklı kişiler tarafından farklı zamanlarda taranması ile

farklı yoğunluklarda elde edilen 3 boyutlu modellerde hatalı yüzeyler ortaya çıkabilir[156].

Ağız içi tarayıcılar farklı büyüklüklerde tarama uçlarına sahiptirler. Büyük uçlu tarama sistemleri kullanıldığında ağız açıklığı kısıtlı hastalarda ve posterior bölgelerin görüntüsü alınırken yeterli görüntüyü almak bazı durumlarda mümkün olmamaktadır[157].

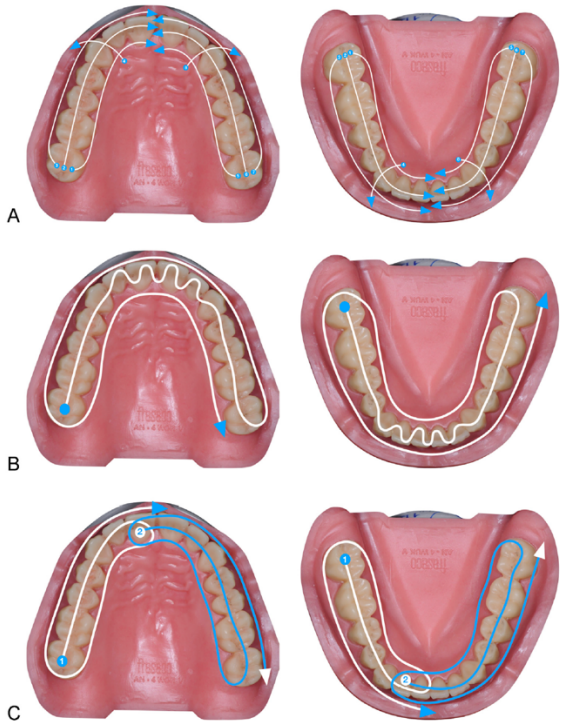
2.5.3.4. Opak Ajan Kullanımı

Ağız içi tarayıcılar opak ajan kullanım gereksinimi gösterebilmektedir. Opak ajan veya pudra kullanımı daha çok eski jenerasyon ağız içi tarayıcılarda gereklilik göstermektedir. Piyasada bulunan True Defination(3M ESPE) vb. Birkaç ağız içi tarayıcı dışındaki güncel tarayıcılar opak ajan ihtiyacı duymamaktadır. Metalik objeler taranırken ışık yansımasını engellemek amacıyla opak ajanlar kullanılabilmektedir[158], [159].

Opak ajanların kullanımı hastayı rahatsız edebileceği gibi, tarama yapılacak yüzey üzerinde aynı kalınlıkta uygulanması da oldukça zordur. Bu durum ölçüğü netliğini olumsuz etkileyebilir.

2.5.3.5. Tarama Protokolü

Ağız içi tarayıcıların görüntü elde etme yöntemleri farklı olduğu için, firmalar kendi tarayıcıları için farklı tarama protokolleri önermektedirler[160], [161].



Resim 2. 4 Farklı Tarama Teknikleri[162]

Ağız içi taramalar, tarama yapılan objelerin ilk görüntüye uzaklık veya yakınlık derecelerine göre quadrant (çeyrek ark) olarak isimlendirilen bölgelere göre ayrılması ile gerçekleştirilir. Posterior bölgeden başlanan bir taramada burası 1.quadrant olarak adlandırılırken, anterior bölge 2.quadrant olarak adlandırılır. Tarayıcılar görüntüleri best fit algoritması ile en uygun şekilde birleştirmeye çalışır. Best fit algoritması görüntüleri birleştirirken referans olarak 1.quadrant bölgeyi kullanır ve 2.quadrant bölgeye gidildikçe ölçü netliği azalır. Bu sebeple taranan alanın uzaması daha fazla görüntünün birleştirilmesine sebep olur. Bu da boyutsal değişimin ortaya çıkma ihtimalini artırır[128].

Ağız içi tarama yaparken posterior bölgeden başlandığında anterior bölgede daha fazla boyutsal değişim olduğu ortaya çıkmıştır. Posterior bölgeler anterior bölgeye göre daha geniş yüzey alanı barındırırlar. Bu sebeple ağız içi tarayıcılar için daha iyi bir referans oluştururlar. Bu sebeple taramaya posterior bölgeden başlanılması yani 1.quadrant olarak kullanılmaları tavsiye edilir[163].

2.5.3.6. Tarama Yapılan Bölge

Ağız içi tarama yapılırken, quadrant etkisinin yanısıra tarama yapılan alanın geometrik verisi ölçü netliğini etkilemektedir. Posterior bölgelerde yapılan taramalara göre anterior bölgede yapılan bir tarama daha az yüzey alanı gösterdiği için daha az veri elde edilir ve bu da birtakım boyutsal değişimlerin ortaya çıkmasına sebep olabilir[164].

Ender ve ark[156]. 2015 yılında yaptıkları bir çalışmada, alınan dijital ölçülerde gingival ve interproksimal bölgelerde daha fazla boyutsal değişim gözlemlemişlerdir. Tarayıcı ucunun bu bölgelere yeterince ulaşamadığı ve ideal açıda tarama yapamadığını söylemişlerdir. Uygun açıda yapılamayan tarama da az miktarda verinin elde edilmesine sebep olmuştur.

2.5.3.7. Taranan Ark Uzunluğu

Taranan ark uzunluğunun artması ile nokta bulutları arasındaki yeterli miktardaki referans nokta elde edilmesi zorlaşır. Bu durumda elde edilen görüntülerin ideal şekilde birleştirilmesi mümkün olmaz ve sonuçta optik gürültüler ve distorsiyonlar ortaya çıkar ya da yazılım yüzey eşleme algoritmasını düzgün kullanamaz ve bazı bölgeleri kesip atar. Özellikle dişsiz hastalarda bu durumu engellemek adına referans noktalarını artırmamız gerekir. Referans noktalarını artırmak amacıyla ölçü postları splintlenebilir[165], [166] ve ek nokta bulutu kaynakları ortaya çıkarılır.

2.5.3.8. Tarama Sırasında Kullanılan Görüntü Çözünürlüğü

Ağız içi tarama ile elde edilen görüntüler, bu sistemlerde bulunan düzeltme (meshing) algoritmaları ile uygun şekilde düzenlenir. Bu düzenlemeler ile 3 boyutlu model için istenen görüntüler elde edilir. Düzeltme algoritmaları bazı durumlarda orjinalden farklı yüzeyler yaratırlar ve boyutsal değişime sebep olabilirler[167].

Bu durumların önüne geçmek amacıyla tarayıcılara kalibrasyon testi yapılmalıdır. Taramalar yüksek çözünürlükte gerçekleştirilmelidir. Yüksek çözünürlükte yapılan taramalar maliyeti artırır, süreci uzatabilir ve daha fazla sistem hafızası kullanabilir. Bu durumlar dezavantajlar olarak değerlendirilir[119].

2.5.3.9. Optik Gürültü (Optik Noise)

Ağız içi taramalar yapılırken tarayıcı yansıyan ışık görüntülerinden etkilenmekte ve optik gürültü ortaya çıkmaktadır [168]. Optik gürültüyü engellemek için ağız içi tarayıcının tarama yaparken spesifik şekilleri aramasına izin veren parametrelerin

oluşturulması gerekir[169]. Doğal dişler birbirlerinden farklı şekiller gösterdiği için bu yöntemin kullanılması mümkün değildir ancak scan bodyler birebir aynı şekillerde olduğu için taraması yapılacak scan body yazılımda seçilir ve yazılıma tanıtılır; bu şekilde optik gürültülerin önüne geçilir[170].

2.5.3.10. Artifaktlar

Ağız içi taramalar yapılırken, görüntüsü alınmak istenen yapıların komşu yapılar ve undercut alanları sebebiyle gölgelenmesi, tükürük sebebiyle nemli olması dijital veri kalitesini düşürür[170]. Bu sebeple 3 boyutlu modellerde yetersiz veri ve artifaktlar ortaya çıkar. Optik yansımalar sebebiyle de artifaktlar ortaya çıkabilir[109].

2.5.3.11. Operatör Tecrübesi

Operatörün kullanılan ağız içi tarayıcıya olan bilgi birikimi ve o tarayıcıya ait geçmiş tecrübesinin ölçü netliğinde önemli etkisinin olduğu düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarda tecrübeli ve tecrübesiz operatörler arasında anlamlı farklar görülmüştür[167].

Bilgisayar dünyasında büyüyen ve teknoloji ile iç içe olan genç hekimlerin dijital iş akışına daha kolay adapte oldukları belirtilmiştir. Daha yaşlı ve klinik akışlarını belirli düzene oturtmuş hekimler dijital iş akışını daha komplike bulmaktadır[171].

2.5.3.12. İmplant Pozisyonu

Dijital implant ölçüleri alınırken herhangi bir materyal deformasyonu ve ölçü postunun ölçü içerisinde hareket etmesi gibi bir durum olmaması sebebiyle implant pozisyonundan etkilenmemesi gerekir. Ancak yapılan çalışmalarda 15 ve 30 dereceden yüksek açılanmaların ölçüyü etkilediği belirtilmiştir[128], [167].

Implant derinliğinin artması ile dijital ölçü alınırken görüntülenecek dijital ölçü parçaları boyutunun azalması sebebiyle ölçü netliğinin etkilenebileceği düşünülmüştür. Konu üzerinde yapılan 4 farklı çalışmada farklı derinliklerdeki implantlar kullanılmış (2mm ve 4mm) ve ölçü netliği değerlendirilmiştir. Ancak implant derinliğinin netlik üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir[128], [167], [172].

2.5.3.13. Ağız İçi ve Hastaya Bağlı Faktörler

Bugüne kadar yapılan çalışmalarda dijital implant ölçü netlikleri araştırılırken in vitro ortamda çalışmalar yapılmış ve kliniksel bilgi belirli limitler dahilinde

şekillenmiştir. İn vivo ortamda tükürük, ağız açma kısıtlılığı ve dijital ölçü alınırken hastanın ağzını hareket ettirmesinin dijital ölçü netliğini etkileyebileceği düşünülmüştür[160].

Çene hareketleri sebebiyle mukoza şeklinin değişmesi, ağız içi tarayıcının taramayı devam ettirebilmesi için ihtiyacı olan referans nokta bulmasını zorlaştırmaktadır[101].

2.5.4. Geleneksel ve Dijital İmplant Ölçü Farklılıkları

İdeal implant ölçüsü alınırken, ölçü pratik ve güvenilir olmalı, yüksek hassasiyette olmalı, az zaman almalı ve hasta ile hekim açısından rahat olmalıdır[173]. Geleneksel ölçüler bazı hastalarda rahatsız edici bir durum oluşturabilir. Dijital ölçüler hem hasta hem de hekimler açısından daha pratiktirler[113].

Geleneksel ölçü tekniğinde; ölçü ağızdan uzaklaşırken ölçü parçaları ölçü içinde hareket edebilir, ölçü materyali büzülme gösterebilir, alçı genleşebilir, ölçü dijital laboratuvar tarayıcısı ile taranırken yine boyutsal değişim ve enfeksiyon faktörü gösterebilir. Dijital ölçüler ise çok daha az aşamaya ve iyi bir standardizasyona sahiptir[174].

Ağız içi tarayıcılar ile beraber alçı model elde etme zorunluluğu ortadan kalkmıştır. Ölçü kalitesi hem hekim hem de teknisyen tarafından rahatça değerlendirilebilir hale gelmiş ve hata görüldüğünde ölçünün bir kısmı veya tamamı rahatça yenilenebilmektedir. Ölçüler dijital ortamda uzun süre saklanabilir ve alçı model depolanmasında ihtiyacımız olan yer sıkıntısı ortadan kalkar[175], [176].

Kaşık, ölçü materyali, splint için kullanılan malzemeler, alçı kullanılmamsı sebebiyle bu malzeme masraflarından kaçınılır ve ölçü anında laboratuvara ulaştırıldığı için tedavi hız kazanmış olur[175], [176]. Özellikle öğürme refleksi gösteren hastalarda, mobil dişi bulunan ve ağız açmada kısıtlılık yaşayan hastalarda dijital teknik çok daha rahat ölçü alınmasını sağlar[130] ve hasta-hekim iletişimini kolaylaştırır[160].

Ancak dijital sistemler geleneksel yöntemlere göre oldukça pahalı ekipmanlar içermektedir. Tarayıcı yazılımlarının güncellenmesi ekstra ücretler gerektirebilir. Kapalı sistem prensibine sahip ağız içi tarayıcılar elde edilen ölçülerin sadece bir CAD-CAM sisteminde kullanılmasına izin verir ve entegre edilmedikleri sistemlerde kullanılabilmeleri için yine ek ücret ödenmesi gerekbilir[177].

2.6. Ağız İçi Tarayıcılar

CAD-CAM sistemleri 1980 li yıllarda geliştirilmeye başlanmış ve diş hekimliğinde dijital bir devrim yaşanmıştır. Bu dijital teknoloji seneler içinde gelişmeye devam etmiştir. CAD-CAM sistemleri; dijital görüntünün elde edilmesi, elde edilen veriler üzerinde dijital protetik bir tasarım yapılması ve tasarıma ait verilerin kazıyıcılar ile birlikte uygun blokların kazınmasıyla üretimin gerçekleştirilmesi prensibine dayanan 3 aşamalı bir sistemdir. Dijital görüntülerin eldesi en başlarda laboratuvar tarayıcıları ile yapılsa da 2003 yılından itibaren ağız içi tarayıcıların geliştirilmesi ile birlikte 3 boyutlu veriler direk elde edilebeilmektedir[178].

Mevcut ağız içi tarayıcı sistemler, tüm arkın görüntüsünü tek bir görüntüleme ile elde edecek teknolojiye sahip değildir. Birçok görüntü elde edilir ve bunlar üst üste konarak birleştirilir ve ağız içi yapılar dijitalize edilebilir[179]. Ağız içi tarayıcılar görüntü elde edilmesinde kullandıkları yönteme bağlı olarak temelde ikiye ayrılırlar; bunlardan birincisi dijital fotoğraflar oluşturan ve bunları birleştiren sistemler, ikincisi ise görüntüleri dijital video sistemi ile ortaya çıkaran tarayıcılardır[180].

Ağız içi tarayıcılar tarama esnaasında görüntülenmek istenen objenin yüzeyine lazer veya yapılandırılmış ışık karakteri gösteren ışınlar gönderir. Ardından ışınların o yüzeyde maruz kaldığı deformasyonu tespit ederler. Sahip oldukları yazılım sayesinde 3 boyutlu koordinat hesaplamaları yaparlar. Yazılım, nokta bulutları ve örgüler sayesinde yüzeyin 3 boyutlu yapılandırmasını gerçekleştirir. Yazılım saniyede binlerce nokta tespit eder, bunları işler, elde ettiği görüntüleri birleştirir ve 3 boyutlu bir model elde edilir[181], [182]. Dijital ölçüde ortaya çıkan boyutsal değişim problemi, görüntülerin birleştirildiği bu aşamada ortaya çıkar[183].

Taraması yapılacak objenin kendine has bir takım özellikleri vardır. Transparanlık, ışığın yansıması, hasta ve hekimin taramayı etkileyebilecek hareketleri sonucu dijital ölçüde meydana gelebilecek boyutsal değişimleri elimine etmek adına ağız içi tarayıcılarda birçok veri elde etme prensibi oluşturulmuştur[184].

Video kaydı ve fotoğraf almanın dışında, aktif triangülasyon, çoklu tarama, konfokal mikroskopi, optik koherans tomografisi, aktif wavefront örnekleme gibi veri elde etme prensiplerine göre ağız içi tarayıcılar sınıflandırılabilir[179].

2.6.1. Ağız İçi Tarayıcı Çalışma Prensipleri

2.6.1.1. Aktif Triangülasyon

Temel çalışma yöntemi, ağız içi tarayıcının ışık kaynağının farklı dalga boylarındaki ışığı yayması ve yansıyan ışığın kamera ile tespit edilip yazılımda işlenmesidir[185]. Taranan alandaki mesafeye dair veriler elde edilirken üçgensel düzlemde açısal ölçümler yapılarak gerçekleşir[109]. Cerec Ominicam ve Carestream 3500 tarayıcıları bu prensip ile çalışır. Her iki tarayıcı da taranan alana ait gerçek renklerde veriler elde edilebilir[185].

2.6.1.2. Konfokal Mikroskopi

Bu çalışma yöntemi, tarayıcı tarafından paralel lazer demetlerinin yayılması ve aynı optik yol üzerinden geri dönmesi sonrası algılanarak istenen derinlikte görüntülerin elde edilebilmesidir[185]. Odaklanılan alanın dışında kalan ışık yansıtan objeler etkisiz hale getirilebilmektedir ve objenin 3 boyutlu görüntüsü nokta birleştirme yöntemiyle elde edilmektedir. 3 shape Trios ve iTero bu prensipte görüntü elde ederler[182]. iTero orjinal renk için renk tekerleğine ihtiyaç duyarken Trios yüksek tanımlama özelliğine sahiptir ve obje rengini görüntüye aktarabilir[185].

2.6.1.3. Çoklu Tarama (Multiscan Imaging)

Straumann CARES tarafından kullanılan görüntüleme tekniğinde minyatürize edilmiş 5 tarama modülü vardır. Akıcı bir şekilde 3 boyutlu tarama yapılabilir. Küçültülen birçok kamera sayesinde farklı alanlar aynı anda görüntülenebilmektedir.

2.6.1.4. Aktif Wavefront Örnekleme

Bu tarama yönteminde görüntülemede dönen açıklık prensibi ve mavi ışık projeksiyonu kullanılır. Farklı açılardan yüksek çözünürlükteki kameralar ile ölçü alınır. Uzaysal mesafeler hesaplanır ve 3 boyutlu konumlama gerçekleşir. Bu teknik 3M ESPE firması tarafından üretilmiş; Lava COS ve True Definition ağız içi tarayıcılarda kullanılmaktadır[185]. Bu yöntemde ışık yansıması fazla olacağından pudra kullanılması gerekmektedir[109].

Ağız içi tarayıcıları birbirinden ayıran en önemli özellikler; kullanım hızları, başlık büyüklükleri, opak ajan gereksinimleri, satın alma maliyetleri, güncelleme maliyetleri vb. özelliklerdir. Ancak, alınan dijital ölçünün başarısını etkileyen en önemli unsur netliktir[97], [161]. Son yıllarda gelişen yazılımlar ve ağız içi tarayıcı kameraları

sayesinde netlikleri artmış olan tarayıcılar, tam çene gibi geniş alanların ölçülerini kliniksel olarak kabul edilebilir düzeylerde alabilmektedir[97], [109], [114].

2.7. İmplant Ölçüsü Netliği ve Değerlendirme Teknikleri

2.7.1. Ölçü Netliği

Ölçü netliği, doğruluk (trueness) ve tekrarlanabilirlik (precision) terimleri ile tanımlanmaktadır. Doğruluk, ölçü alınan bölgenin gerçek uzaysal geometrisi ile ölçü sonrası elde edilen 3 boyutlu modelin uzaysal geometrisi arasındaki boyutsal sapmayı ifade eder[97], [161]. Ağız içi tarayıcılar sert ve yumuşak dokuları dijitalize ederken koordinatları gerçeğe yakın yansıtabilmelidir[186]. Tekrarlanabilirlik, aynı ağız içi tarayıcı kullanılarak elde edilen taramalar arasındaki boyutsal sapma farkını ifade eder.

Ölçü doğruluğunun tespitini yapabilmemiz için, taranan objenin gerçek uzaysal geometrisinin saptanması gerekir[187], [188]. Bu sebeple objelerin doğruluk ve netlik kapasitesi yüksek referans tarayıcılar ile taranması gerekir.

2.7.2. Referans Tarayıcılar

Gerçek implant pozisyonları ile implant ölçülerinin karşılaştırılabilmesi için, yüksek netlikte tarama yapabilen endüstriyel tarayıcılarda taranması ya da koordinat ölçüm cihazları ile implant koordinatlarının saptanması gerekmektedir. Koordinat ölçüm cihazları 1 μm netlikte olmasına rağmen, tarama hızı yavaş ve özellikle interproksimal alanlarda zor tarama yapması gibi dezavantajlara sahiptir[98], [189].

Optik tarayıcıların yaptığı tarama sonucu az miktarda boyutsal farklılıklar ortaya çıkar[105]. Tarama netlikleri farklı olan ATOS, Scan rider, Activity 885 ve Activity 880 Scanner gibi tarayıcılar 6-10 μm arasında distorsiyon gösterirler. Bu değer klinik açıdan çok düşüktür ve ölçü karşılaştırılmaları için bu yöntem altın standart kabul edilir[190], [191], [192].

Kulanım yöntemleri ve boyutları sebebiyle referans tarayıcılar ağız içerisinde kullanılamazlar.Referans tarayıcılar in vitro çalışmalarda ölçü netliği karşılaştırması yapabilir, in vivo çalışmalarda ise tekrarlanabilirlik veya alınan ölçü sonrası protetik parçaların uyumu gibi karşılaştırmalar yapabilmektedir[188], [193].

2.8. Pasif Uyum ve Uyumsuzluk Sonuçları

İmplant üstü protezlerin abutment ile uyumunu etkileyen ana faktör direkt olarak alınan implant ölçüsüne ve protezin üretim hassasiyetine bağlıdır. CAD-CAM teknolojisi ile beraber protetik üretim aşamaları standardize edilmiş ve 5 akslı kazıma cihazları sayesinde pasif uyuma sahip yüksek standartta protezlerin üretilmesi kolaylaşmıştır[194].

İmplant üstü protezlerde uzun dönem başarı için en önemli faktörlerden birisi protetik alt yapı ve abutment-implant arasında pasif uyumun sağlanmasıdır. Pasif uyum, protetik alt yapı ile implant, abutment ve çevre kemik üzerinde kuvvet ve gerilim yaratmayan; protez ve implant arasında oluşan bir uyumdur[195]. Protetik alt yapının tüm yüzeyinin abutment a uygun teması sağlanmalı ve abutment-implant-kemik bütününde fazla yüklemeden kaçınılmalıdır[196].

Dişlerden farklı olarak implantlar periodontal dokulara sahip olmadığından gelen kuvvetlerde kemik içerisinde gömülme oranları doğal dişlere göre 10 kat daha azdır. Bu sebeple protetik altyapıda olan bir uyumsuzluğu kompanse etme olanakları çok daha sınırlıdır.

Protez ve abutment arasında oluşan uyumsuzluklar sebebiyle birtakım biyolojik ve mekanik komplikasyonlar ortaya çıkabilir. Bunlar marjinal kemik kaybı, gingival enflamasyon, ağrı, implant kırığı, protez kırığı, vida gevşemesi veya kırılması şekinde sıralanabilir. Horizontal düzlemde meydana gelen uyumsuzluklar protez ve abutment vidası arasında çekme ve bükme gerilimlerine sebep olurken, vertikal düzlemde var olan uyumsuzluklar ekstra yüke sebep olur ve abutment vidasının gevşemesine veya kırılmasına yol açabilir[197].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, ağız içi dijital tarayıcıların veri eldesinde ortaya çıkan görüntü sapmalarını iyileştirmek amaçlanmıştır. Tam ark dişşizliklerde implant üstü ölçü alımında hem dijital ölçü postu materyalinin etkisi araştırılmış hem de dişsiz alanlarda yaratılan ek modifikasyonların dijital ölçü kalitesine etkisi değerlendirilmiştir. Bu amaçla standart dijital ölçü postu ve yeni tasarlanmış PMMA dijital ölçü postu kullanılmıştır. Ayrıca dişsiz alanlarda 3 farklı materyalden ek referans alan modifikasyonları yapılmıştır. Dijital ölçü kalitesi araştırılırken implantlar arası mesafe ve yumuşak dokudaki sapmalar değerlendirilmiştir.

Çalışmamız 6 adımdan oluşmaktadır. Bunlar;

1- Ana modelin elde edilmesi

2- PMMA dijital ölçü postunun elde edilmesi

3- Ana model üzerinde modifikasyonların oluşturulması

4- Dijital ölçülerin alınması

5- Ölçülerin çakıştırılması ve sapma miktarının belirlenmesi

6-İstatistiksel olarak sonuçların değerlendirilmesi

3.1. Ana Modelin Elde Edilmesi

Ana model elde edilirken dişsiz bir üst çene modeli üç boyutlu yazıcı (Uniz NBEE 3d, 9400 Activty Rd Ste L San Diego, CA 92126, US)ile üretilmiştir. Dişeti rengini taklit edebilmesi amacıyla pembe renkli bir reçine kullanılmıştır (Resim 3.1).



Resim 3. 1 Reçineden üretilmiş ana model

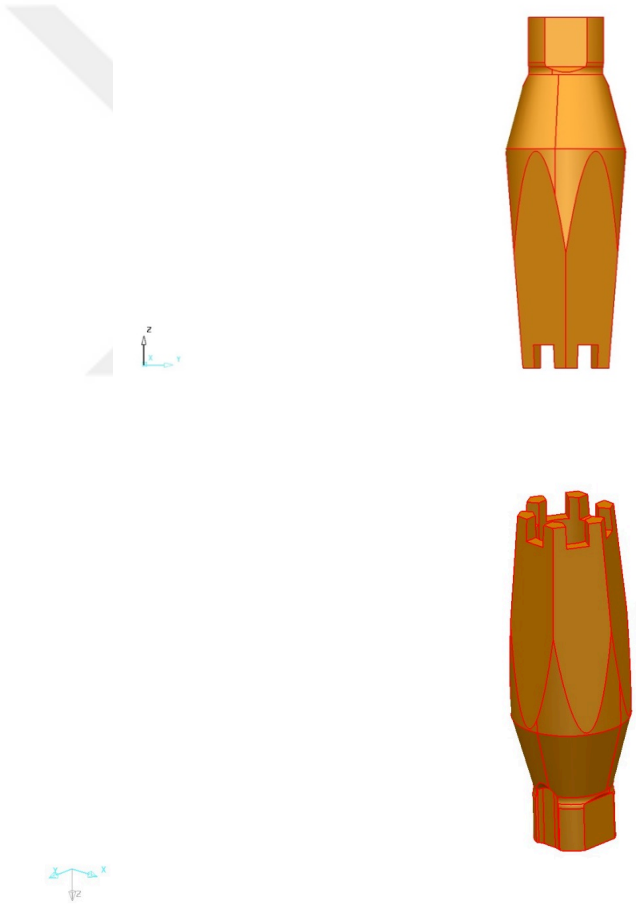
Elde edilen model üzerine 6 adet straumann (BLT, RC, Institut Straumann, AG, Basel, Switzerland) implant (bone level4,1-10mm) birbirine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. Yerleştirmeler bir paralelometre eşliğinde yapılmıştır. Yerleştirilen implantlar 16,14,12,22,24,26 numaralı diş bölgelerinde pozisyonlandırılmıştır (Resim 3.2).



Resim 3. 2 Ana modeldeki implant yuvaları

3.2. PMMA Dijital Ölçü Postunun Elde Edilmesi

Dijital ölçü postunun tasarımı (Autodesk 2021) Powershape programı kullanılarak yapılmıştır. Tasarım üzerinde ek referans alanları oluşturularak ölçü netliğini artırıp, sapma miktarını azaltmak amaçlanmıştır. Üretim üç boyutlu yazıcı ile (Uniz NBEE 3d, 9400 Activty Rd Ste L San Diego, CA 92126, US) PMMA (polimetilmetakrilat) reçine (Uniz Z Dental Model, 9400 Activty Rd Ste L San Diego, CA 92126, US) kullanılarak yapılmıştır (Resim 3.3).



Resim 3. 3 PMMA dijital ölçü postunun CAD dizaynı

3.3. Grupların Oluşturulması

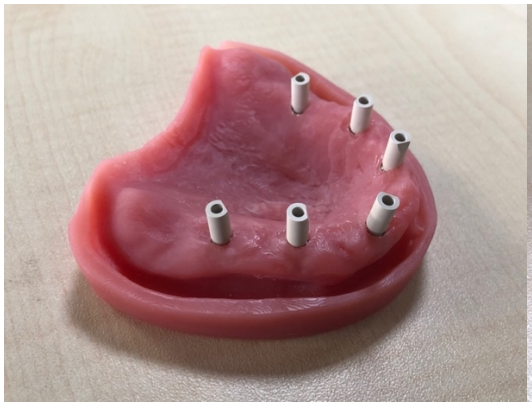
Bu tez çalışmasında toplamda 8 grup bulunmaktadır. Çalışma öncesinde SPSS programı ile araştırma gruplarının örneklem sayısı hesaplanması için güç analizi

yapılmıştır. Çalışmanın etki büyüklüğünün 0,5 ve anlamlılık düzeyinin de 0,05 olacağı varsayımı ile yapılan analize göre her bir grup için 5, toplamda 40 adet ölçüm yapılması sonucuna varılmıştır.

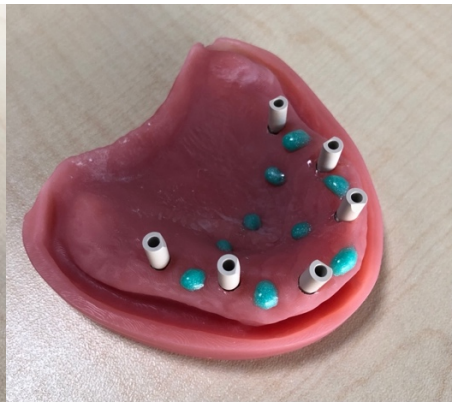
Modifikasyon materyalleri yerleştirilirken implantlar arasındaki yumuşak doku ve palatinal mukoza alanları seçilmiş ve bu sayede ek referans alanları oluşturulmaya çalışılmıştır. Modifikasyonların kullanıldığı çalışma gruplarının hepsinde aynı sayıda ve aynı lokasyonlardagingival bariyer, kompozit ve taranabilir silikon ilavesi yapılmıştır(resim 3.4-3.11). Referans malzemelerinin polimerizasyonları üretici firmaların talimatları doğrultusunda yapılmış, polimerizasyonlar tamamlandıktan sonra ölçümlere geçilmiştir. Gruplar ve modifikasyonların oluşturulmasında kullanılan malzemelere dair bilgi aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 3.1).

Tablo 3. 1 Çalışma grupları ve Modifikasyonlar için kullanılan malzemeler

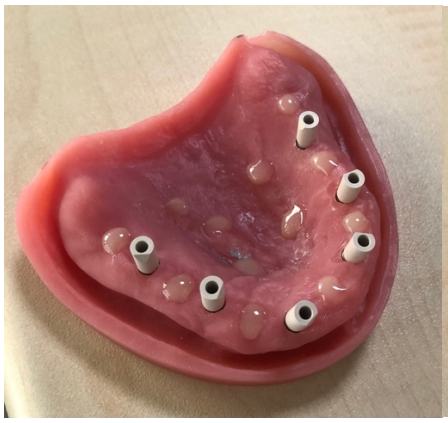
Grup	Modifikasyon	Firma
PEEK	----------	----------
PEEK+GB	Gingival Bariyer (GB)	OpalDam Green Light Cured Gingival Barrier, Ultradent Products, Inc,USA
PEEK+C	Kompozit (C)	3M ESPE Filtek Ultimate Flowable Restorative A2 Shade
PEEK+S	Taranabilir Silikon (S)	Aqium 3D Light Scannable, Müller Omicron Dental, Germany
PMMA	----------	----------
PMMA+GB	Gingival Bariyer (GB)	OpalDam Green Light Cured Gingival Barrier, Ultradent Products, Inc,USA
PMMA+C	Kompozit (C)	3M ESPE Filtek Ultimate Flowable Restorative A2 Shade
PMMA+S	Taranabilir Silikon (S)	Aqium 3D Light Scannable, Müller Omicron Dental, Germany



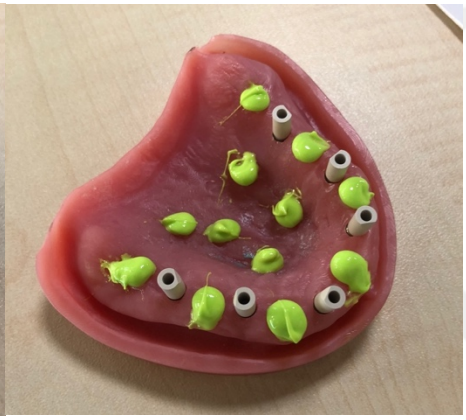
Resim 3. 4 PEEK



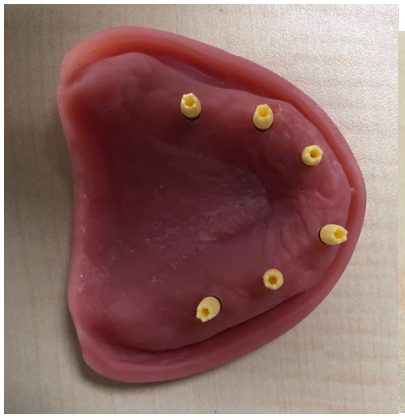
Resim 3. 5 PEEK + GB



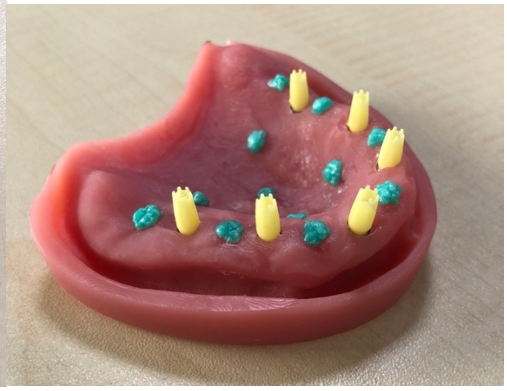
Resim 3. 6 PEEK + C



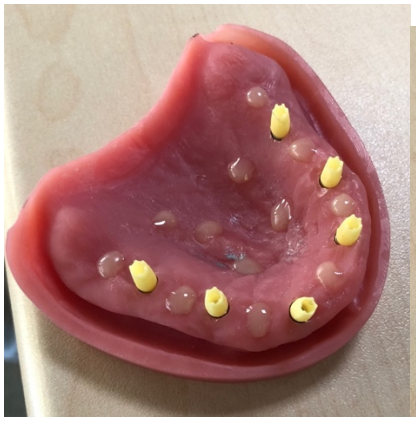
Resim 3 7 PEEK + S

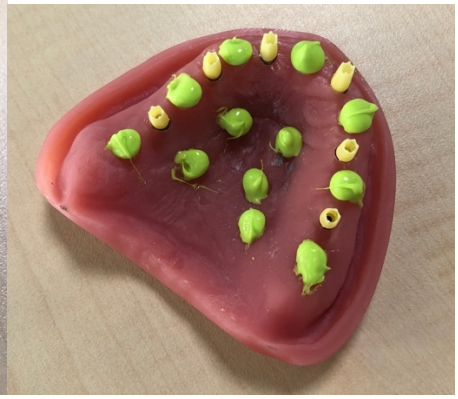


Resim 3. 8 PMMA



Resim 3. 9 PMMA + GB





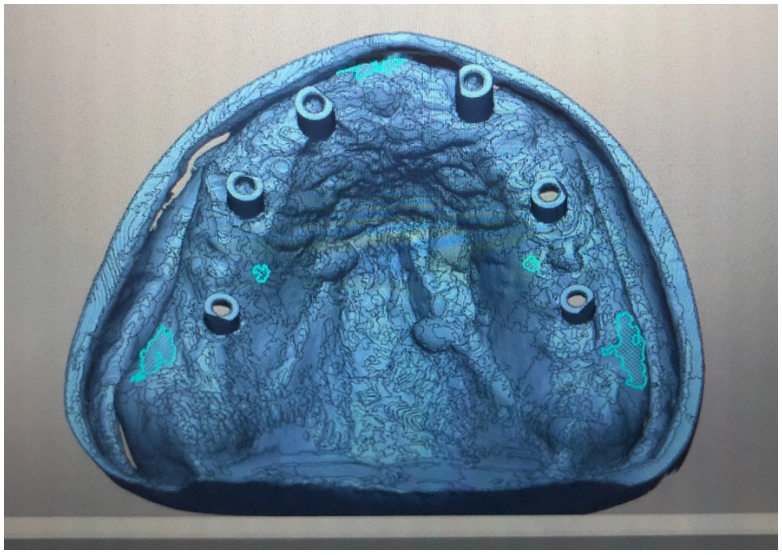
Resim 3. 10 PMMA + C **Resim 3. 11** PMMA + S

3.4. Dijital Ölçülerin Alınması

Toplamda 8 gruptan oluşan çalışmada 1 kontrol grubu (resim 3.4) ve 7 çalışma grubu (resim 5,6,7,8,9,10,11) vardır. Grupların dijital ölçüleri ağız içi tarayıcı (TRIOS4, 3 Shape) ile elde edilmiştir. Her gruptan 5 adet tarama yapılmış ve STL formatındaki veriler kaydedilmiştir. Hassasiyeti ve güvenilirliği kanıtlanmış endüstriyel bir tarayıcı (SOLUTIONİX, MEDIT corp. 23 Goryeodae-ro 22 gil, Seongbuk-gu, Seoul, Korea, (Resim 3.12)) kullanılarak dijital ana model (Resim 3.13) oluşturulmuştur.



Resim 3. 12 Endüstriyel Tarayıcı (SOLUTIONIX, MEDIT)



Resim 3. 13 Dijital Ana Model

3.5. Ölçülerin Çakıştırılması ve Sapma Miktarının Belirlenmesi

Grupların ağız içi tarayıcı ile elde edilen tarama verileri ve referans modelin endüstriyel tarayıcı ile elde edilen tarama verileri stl dosyası olarak kaydedildi. Kaydedilen STL formatındaki dosyalar Geomagic Control X programına aktarıldı. Görüntülerin çakıştırılması için referans model datası programa yüklendi. Program üzerinde karşılaştırılma yapılacak alanların verileri yumuşak doku alanları ve implantalar arasındaki mesafeler olarak program üzerine işlendi. Program üzerinde yumuşak dokuda 8 adet nokta belirlendi. Bu noktalar belirlenirken implantlar arasındaki yumuşak dokular seçildi.

İmplantlar arasındaki mesafelerin değerlendirilebilmesi adına 7 farklı mesafe ölçüldü ve görüntüler çakıştırıldı. Ölçümler yapılırken implantlara 1 den 6 ya kadar numaralar verildi ve ölçümler (1-2),(2-3),(3-4),(4-5),(5-6),(1-6),(2-5) olarak yapıldı. Yapılan ölçümler dijital ortamda çakıştırıldı ve sonuçlar elde edildi.

3.6. İstatistiksel Olarak Sonuçların Değerlendirilmesi

Bu çalışmada elde edilen veriler IBM SPSS 28 (MAC OS) programı ile analiz edilmiştir. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (Ortalama Standart Sapma, Medyan, Frekans, Oran, Minimum, Maksimum) kullanılmıştır. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu, histogram grafikleri ve Kolmogorov-Smirnov testi ile test edilmiştir. Normal dağılım göstermeyen verilerin

değerlendirilmesinde Kruskall Wallis ve Mann Whitney U testtleri ile analizler yapılmıştır. P- değerinin 0.05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında üç boyutlu yazıcı ile üretilen dişsiz çene modeli üzerine 6 adet implant yerleştirilmiştir ve dijital ölçü postu materyalinin ve dişsiz sahalara ilave edilen modifikasyonların çoklu implantların dijital ölçüsünün netliğine etkisi in vitro olarak araştırılması hedeflenmiştir.

Çalışmanın hipotezi test edilirken 2 parametrede görülen sapmalar değerlendirilmiştir:

1. Yumuşak doku alanlarında daha önceden belirlenen noktalardaki sapmalar
2. İmplantlar arası mesafenin ölçümünde görülen sapmalar

4.1. Yumuşak Doku Üzerinde Meydana Gelen Sapmaların Değerlendirilmesi

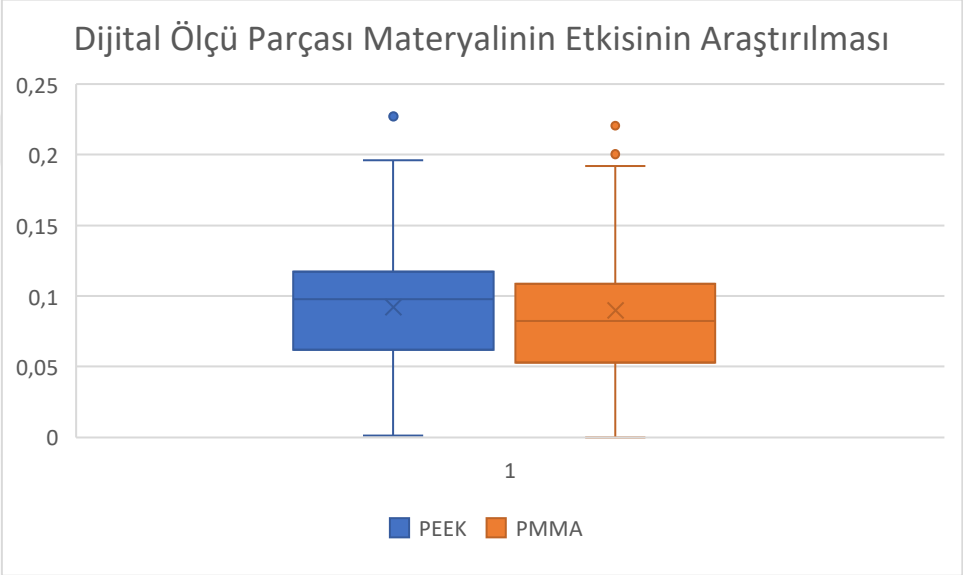
4.1.1. Dijital Ölçü Parçası Materyalinin Etkisinin Araştırılması

PEEK ve PMMA tarama parçalarının ölçü hassasiyetine etkisi değerlendirildiğinde yumuşak dokudaki ölçümlerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmektedir ($p > 0.05$)(Tablo 4.1). Bu gruptaki değerlendirmelerde modifikasyonların etkileri göz ardı edilmiştir. PEEK grubunda ortalama sapma miktarı 0.146968 ± 0.30 mm olarak hesaplanırken, PMMA grubunda görülen ortalama sapma ise 0.150683 ± 0.27 mm olarak hesaplanmıştır.

Tablo 4. 1 Dijital Ölçü Parçası Materyalinin Etkisinin Araştırılması

Group Statistics				
	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
PEEK	160	0.146968	0.3042695	0.0240546
PMMA	160	0.150683	0.2781756	0.0219917

Independent Samples Test									
	Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
								95% Confidence Interval of the Difference	
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper
Equal variances assumed	.026	.871	-.114	318	.909	.0037150	.0325923	-.0678388	.0604088



4.1.2. Modifikasyonların Etkisinin Araştırılması

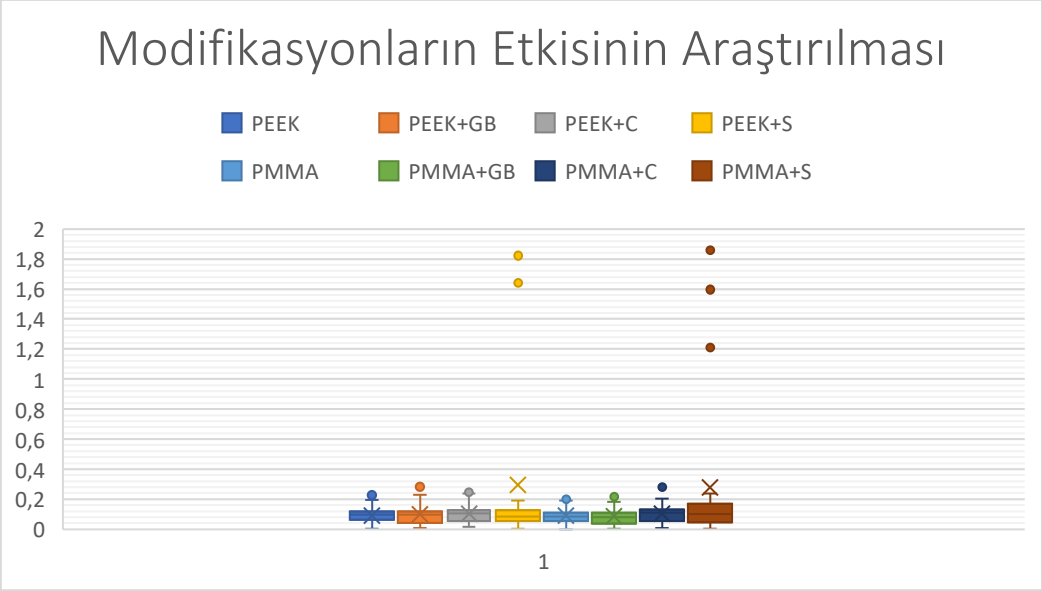
İlave edilen modifikasyonlar gözönüne alınarak yapılan değerlendirmelerde, yumuşak dokuda görülen sapmalarda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmektedir ($p > 0.05$)(Tablo 4.2).

Tablo 4. 2 Modifikasyonların Etkisinin Araştırılması

	Mean (mm)	SD	Min.	Max.	Range	Test Statistics[a]	
PEEK	.092270	.0547142	.0014	.2290	.1159	Kruskal-Wallis H	3.946
PEEK-GB	.103403	.0607266	.0152	.2469	.1386		
PEEK-C	.294063	.5807275	.0050	1.8665	.9382	df	

PEEK-S	.089870	.0582937	.0001	.2210	.1106		7
PMMA	.128925	.1674967	.0041	.8520	.4301		
PMMA-GB	.103700	.0647250	.0086	.2820	.1496	Asymp.Sig	.786
PMMA-C	.280235	.5060434	.0047	1.8575	.9334		
PMMA-S	.098135	.0621513	.0057	.2824	.1469		

a: Kruskal Wallis Test , p< 0.05



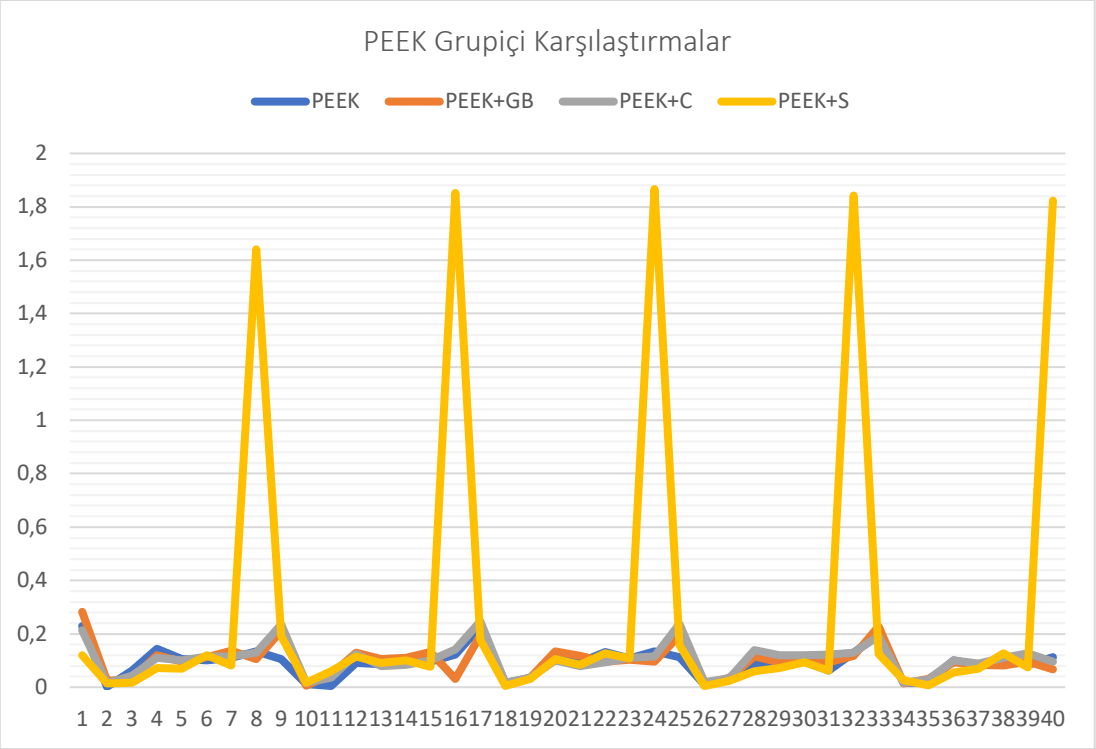
4.1.3. Grup İçi Değerlendirmeler

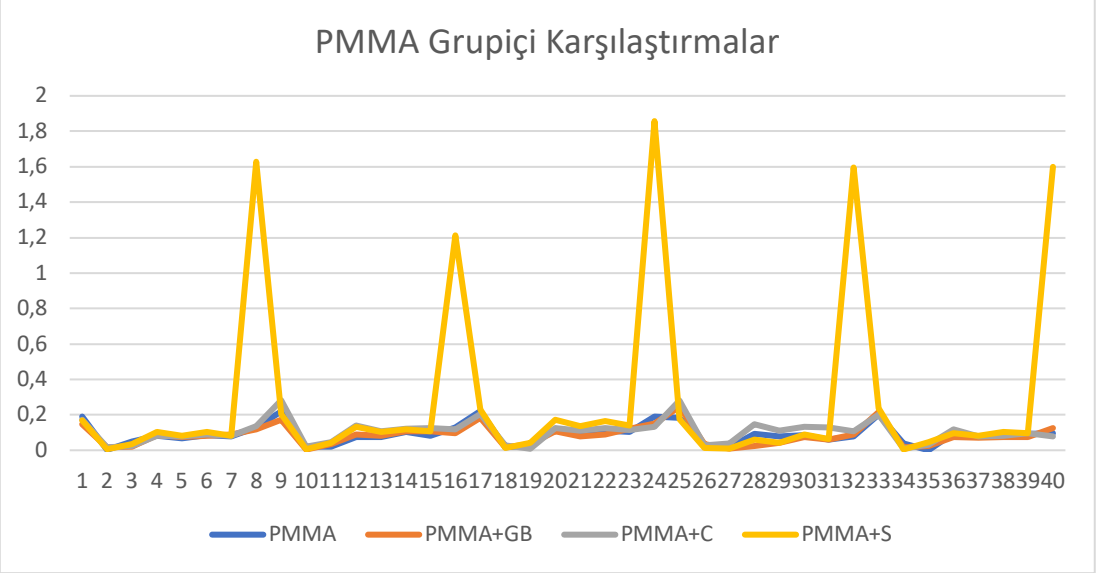
PEEK ve PMMA gruplarında modifikasyonların yumuşak dokudaki sapmaya etkisini incelemek için yapılan grup içi karşılaştırılmaları sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır (p > 0.05)(Tablo 4.3).

Tablo 4. 3 Grup İçi Sapma değerlerinin değerlendirilmesi

Test Statistics		
	PEEK	PMMA
Kruskal-Wallis H	1.120	2.702

df	3	3
Asymp. Sig.	0.772	0.44





4.2. İmplantlar Arası Mesafelerin Değerlendirilmesi

İmplantalar arası mesafe değerlendirilirken 3 farklı parametrenin etkisi hesaplanmıştır:

1- Dijital Ölçü Parçası Materyalinin Etkisinin Değerlendirilmesi

2- Modifikasyonların Etkisinin Değerlendirilmesi

3- Grupiçi Değerlendirmeler

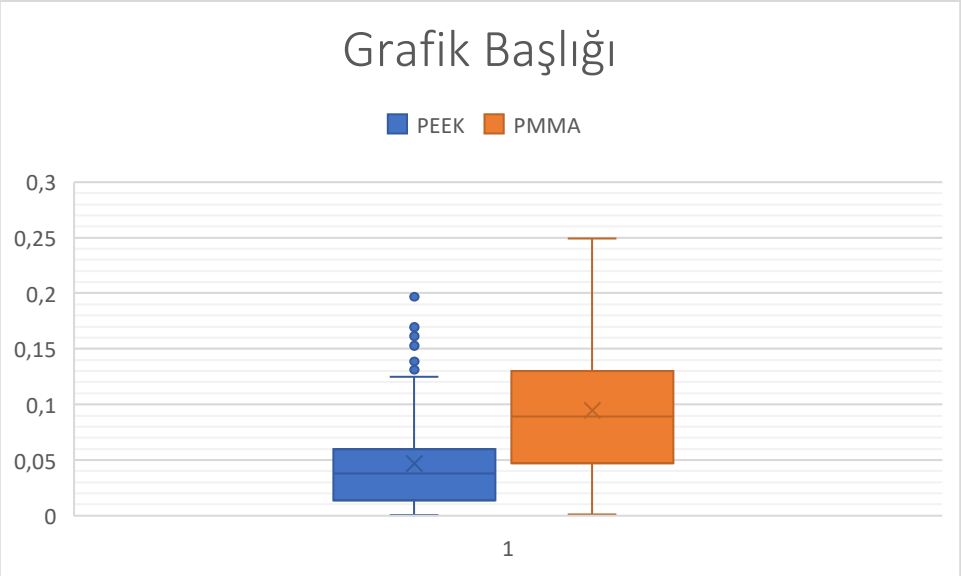
4.2.1. Dijital Ölçü Parçası Materyalinin Etkisinin Değerlendirilmesi

PEEK ve PMMA tarama parçalarının ölçü hassasiyetine etkisi değerlendirildiğinde implantlar arası mesafe ölçümlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görülmektedir ($p<0.05$)(tablo 4.4). Bu gruptaki değerlendirmelerde modifikasyonların etkileri gözardı edilmiştir. PEEK grubunda implantlar arası mesafedeki ortalama sapma miktarı 0.46562 ± 0.42 mm olarak hesaplanırken, PMMA grubunda görülen ortalama sapma ise 0.94811 ± 0.60 mm olarak hesaplanmıştır.

Tablo 4. 4 Dijital Ölçü Parçası Materyalinin İmplantlar Arası Mesafeye Etkisi

Group Statistics				
Group	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
PEEK	140	.046562	.0416605	.0035210
PMMA	140	.094811	.0604641	.0051102

Independent Samples Test									
	Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
								95% Confidence Interval of the Difference	
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper
Equal variances assumed	22.980	<.001	-7.775	278	<.001	-.0482486	.0062057	-.0604647	-.0360324



4.2.2. Modifikasyonların Etkisinin Değerlendirilmesi

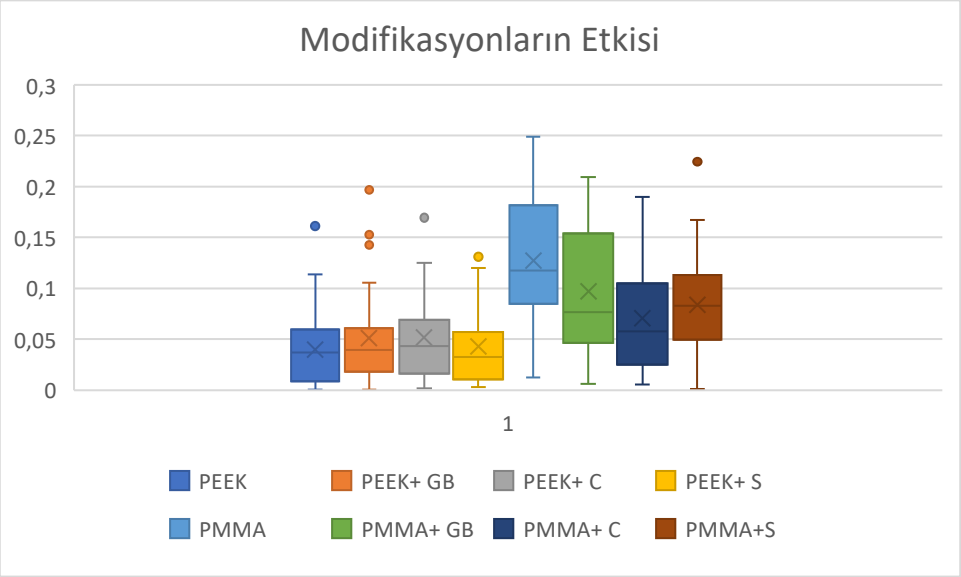
İlave edilen modifikasyonların ölçü hassasiyetine etkisinin değerlendirilmesi implantlar arası mesafelerin karşılaştırılması ile yapılmıştır ve modifikasyonların ölçü netliğini istatistiksel olarak anlamlı seviyede etkilediği görülmüştür ($p < 0.05$)(Tablo 4.5). Grupların ortalama sapma miktarları PEEK grubunda 0.040080 ± 0.35 mm, PEEK + GB grubunda 0.051131 ± 0.47 mm, PEEK + C grubunda 0.051814 ± 0.43 mm, PEEK + S grubunda 0.043223 ± 0.38 mm, PMMA grubunda 0.127186 ± 0.61 mm, PMMA + GB grubunda 0.97317 ± 0.64 mm, PMMA + C grubunda 0.70791 ± 0.49 mm, PMMA + S grubunda 0.83949 ± 0.52 mm olarak hesaplanmıştır.

Tablo 4. 5 Modifikasyon İlavesinin İmplantlar Arası Mesafeye Etkisi

	Mean (mm)	SD	Median	Minimum	Maximum	Range	Test Statistics[a]	
PEEK	.040080	.0359820	.037300	.0006	.1613	.1607	Kruskal-Wallis H	65.604
PEEK-GB	.051131	.0477639	.039600	.0005	.1968	.1963		
PEEK-C	.051814	.0437031	.043300	.0017	.1700	.1683	df	7
PEEK-S	.043223	.0387923	.032700	.0030	.1387	.1357		
PMMA	.127186	.0612585	.117700	.0122	.2491	.2369		
PMMA-GB	.097317	.0646064	.076900	.0060	.2091	.2031	Asymp.Sig	

PMMA-C	.070791	.0498207	.057500	.0054	.1899	.1845		<.001
PMMA-S	.083949	.0523138	.083200	.0010	.2245	.2235		

a: Kruskal Wallis Test , p< 0.05



Gruplar arasında anlamlı fark vardır. Farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için Mann-Whitney U testi uygulanmıştır.

Tablo 4. 6 Mann-Whitney U Testi Sonuçları

Pairwise Comparisons					
Sample 1-Sample 2	Test Statistic	Std. Error	Std. Test St.	Sig.	Adj. Sig.[a]
(PEEK)-(PEEK+S)	-5.686	19.356	-.294	.769	1.000
(PEEK)-(PEEK+GB)	-16.343	19.356	-.844	.398	1.000
(PEEK)-(PEEK+C)	-21.157	19.356	-1.093	.274	1.000
(PEEK)- (PMMA+C)	-51.129	19.356	-2.641	.008	.231
(PEEK)- (PMMA+S)	-70.186	19.356	-3.626	<.001	.008
(PEEK)- (PMMA+GB)	-81.071	19.356	-4.188	<.001	.001
(PEEK)-(PMMA)	-118.200	19.356	-6.107	<.001	.000
(PEEK+S)- (PEEK+GB)	10.657	19.356	.551	.582	1.000
(PEEK+S)- (PEEK+C)	15.471	19.356	.799	.424	1.000
(PEEK+S)- (PMMA+C)	-45.443	19.356	-2.348	.019	.529
(PEEK+S)- (PMMA+S)	-64.500	19.356	-3.332	<.001	.024
(PEEK+S)- (PMMA+GB)	-75.386	19.356	-3.895	<.001	.003
(PEEK+S)-(PMMA)	-112.514	19.356	-5.813	<.001	.000
(PEEK+GB)- (PEEK+C)	-4.814	19.356	-.249	.804	1.000

(PEEK+GB)-(PMMA+C)	-34.786	19.356	-1.797	.072	1.000
(PEEK+GB)- (PMMA+S)	-53.843	19.356	-2.782	.005	.151
(PEEK+GB)-(PMMA+GB)	-64.729	19.356	-3.344	<.001	.023
(PEEK+GB)-(PMMA)	-101.857	19.356	-5.262	<.001	.000
(PEEK+C)-(PMMA+C)	-29.971	19.356	-1.548	.122	1.000
(PEEK+C)-(PMMA+S)	-49.029	19.356	-2.533	.011	.317
(PEEK+C)- (PMMA+GB)	-59.914	19.356	-3.095	.002	.055
(PEEK+C)-(PMMA)	-97.043	19.356	-5.014	<.001	.000
(PMMA+C)-(PMMA+S)	-19.057	19.356	-.985	.325	1.000
(PMMA+C)-(PMMA+GB)	29.943	19.356	1.547	.122	1.000
(PMMA+C)-(PMMA)	67.071	19.356	3.465	<.001	.015
(PMMA+S)-(PMMA+GB)	10.886	19.356	.562	.574	1.000
(PMMA+S)-(PMMA)	48.014	19.356	2.481	.013	.367
(PMMA+GB)-(PMMA)	37.129	19.356	1.918	.055	1.000
The significance level is .050.					
a. Significance values have been adjusted by the Bonferroni correction for multiple tests.					

Çalışmadaki deney grupları birbirleriyle karşılaştırıldığında sadece PEEK-PMMA+S, PEEK-PMMA+GB, PEEK-PMMA, PEEK+S-PMMA+S, PEEK+S-PMMA+GB, PEEK+S-PMMA, PEEK+GB-PMMA+GB, PEEK+GB-PMMA, PEEK+C-PMMA, PMMA+C-PMMA grupları arasında $p < .001$ düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık çıkarken diğer gruplar arasında herhangi bir anlamlı farklılık saptanmamıştır.

İstatistiksel analiz sonucunda; genel olarak PEEK grubunun, hem PMMA hem de PMMA ile birlikte modifikasyonların kullanıldığı gruplardan daha az sapma gösterdiği görülmüştür ($p<0.05$).

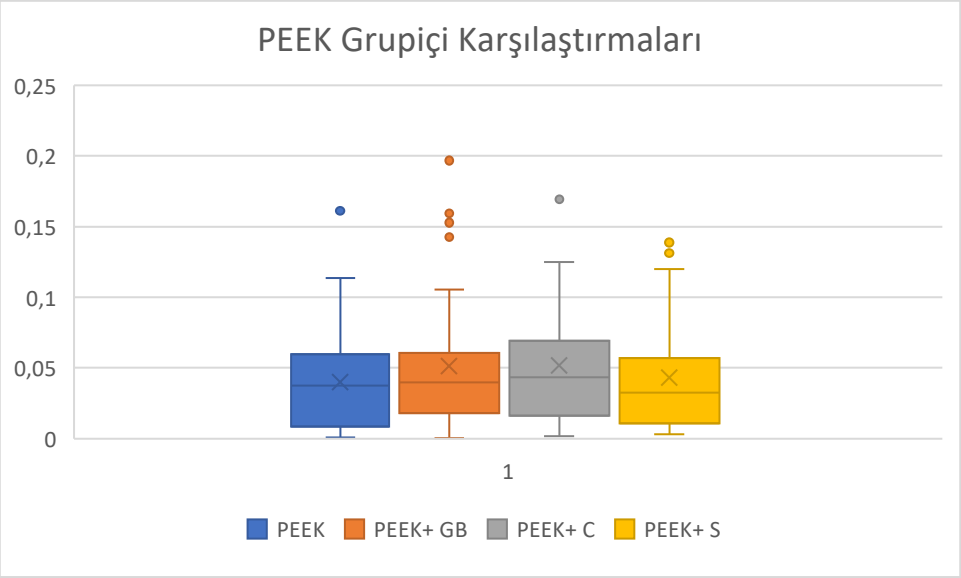
4.2.3. Grupiçi Değerlendirmeler

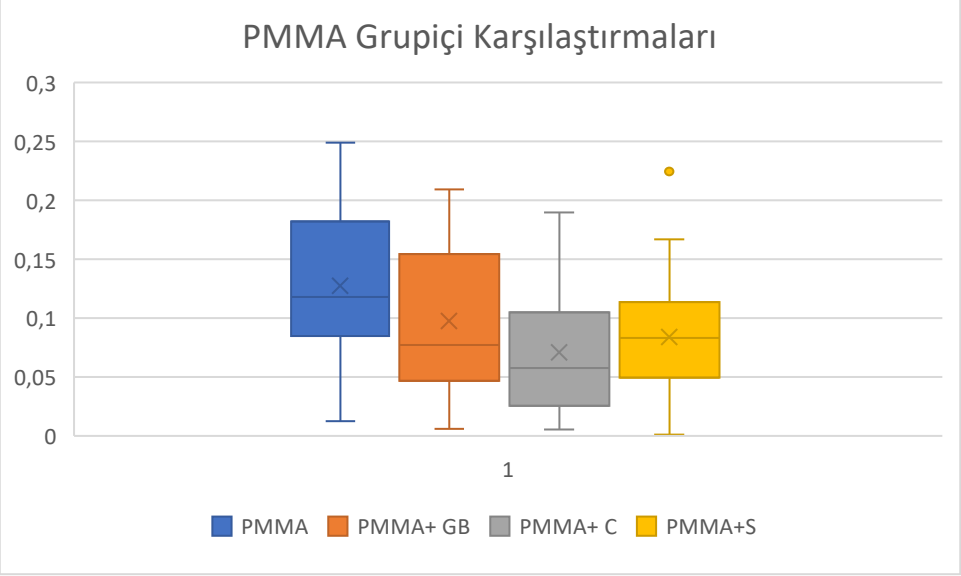
PMMA ve PEEK grupları kendi içlerinde implantlar arası mesafe ölçümlerinde gösterdikleri sapmalar açısından değerlendirildiğinde PEEK grubunda anlamlı bir fark görülmezken ($p > 0.05$), PMMA gruplarında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p < 0.05$)(Tablo 4.7).

Tablo 4. 7 Grupiçi değerlendirmeler

Test Statistics		
	PEEK	PMMA
Kruskal-Wallis H	1.954	15.564
df	3	3
Asymp. Sig.	.582	.001

Kruskal-Wallis Test



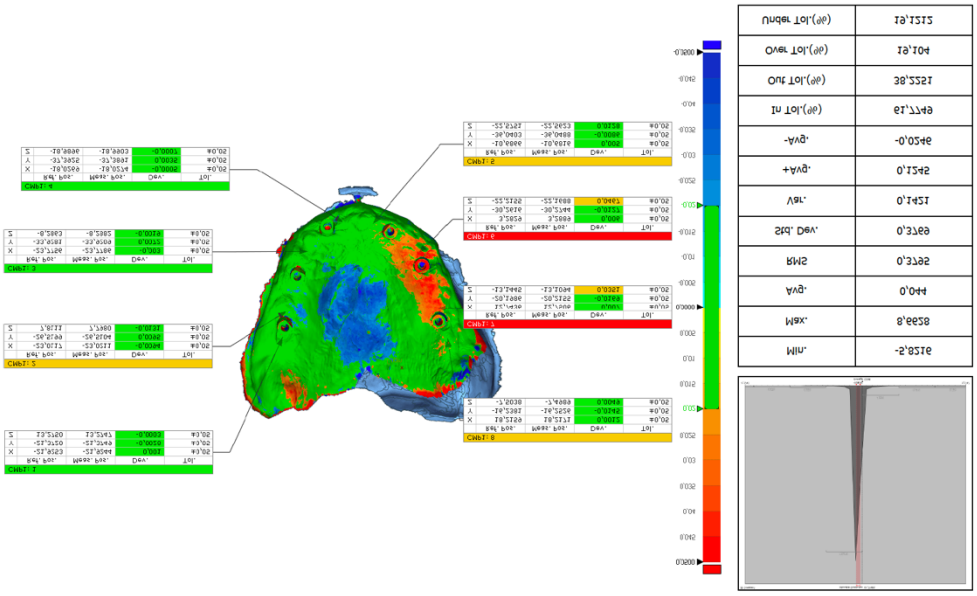


PMMA gruplarında ortaya çıkan farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için Mann Whitney U testi yapılmıştır (Tablo 4.8).

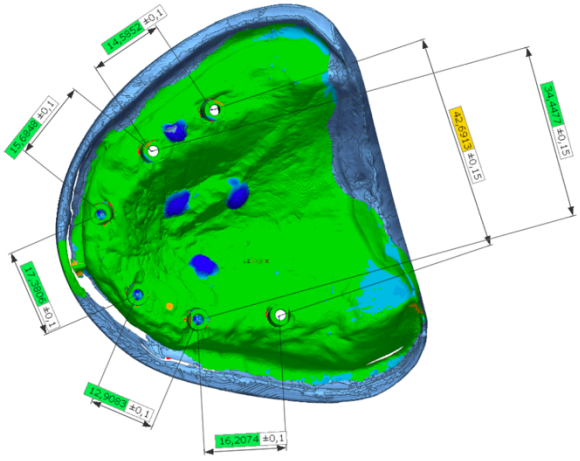
Tablo 4. 8 Mann Whitney U testi sonuçları

Pairwise Comparisons of PMMA Groups					
Sample 1-Sample 2	Test Statistic	Std. Error	Std. Test Statistic	Sig.	Adj. Sig.[a]
(PMMA+C)- (PMMA+S)	-9.471	9.695	-.977	.329	1.000
(PMMA+C)- (PMMA+GB)	15.471	9.695	1.596	.111	.663
(PMMA+C)- PMMA	36.829	9.695	3.799	<.001	.001
(PMMA+S) -(PMMA+GB)	6.000	9.695	.619	.536	1.000
(PMMA+S) - PMMA	27.357	9.695	2.822	.005	.029
(PMMA+GB)- PMMA	21.357	9.695	2.203	.028	.166
Each row tests the null hypothesis that the Sample 1 and Sample 2 distributions are the same. Asymptotic significances (2-sided tests) are displayed. The significance level is .050.					
a. Significance values have been adjusted by the Bonferroni correction for multiple tests.					

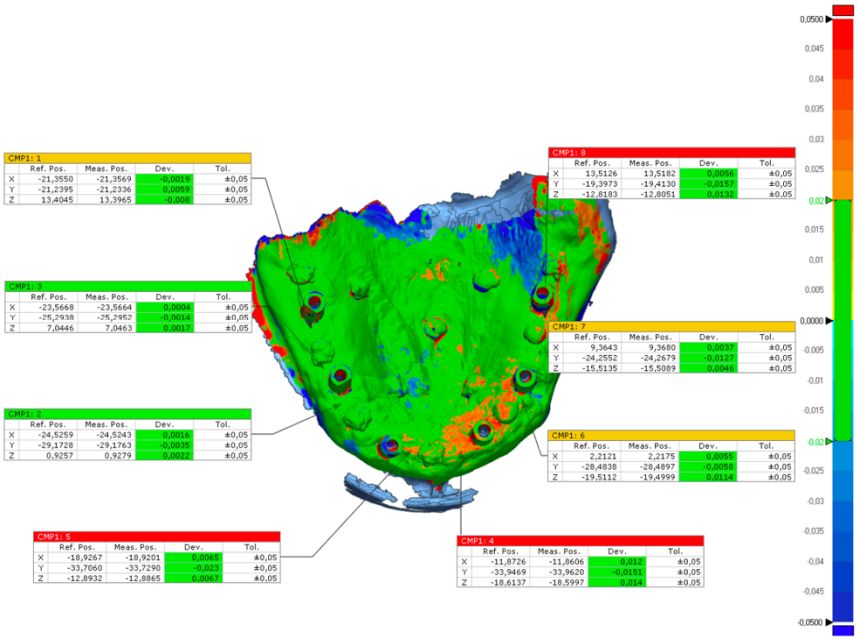
Yapılan analiz sonucunda farkı ortaya çıkaran grubun PMMA+ C – PMMA grubu olduğu anlaşılmıştır. Bu iki grup arasında istatistiksel anlamlı farklılık $p<.001$ düzeyindedir.



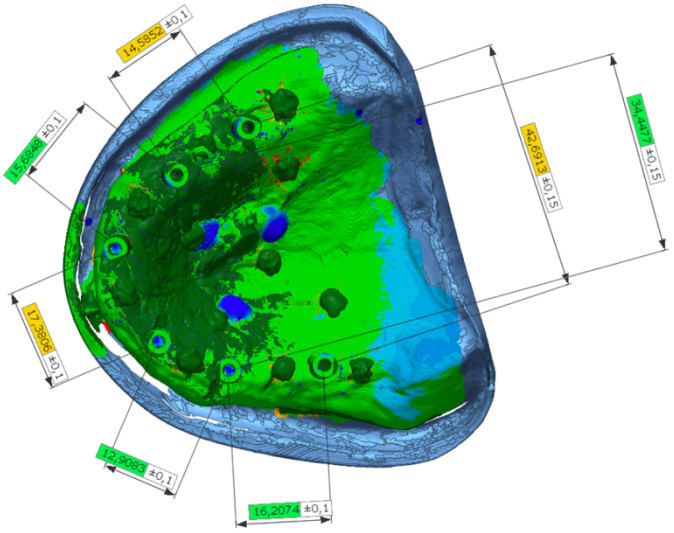
Resim 4. 1 PEEK yumuşak doku sapma değerleri



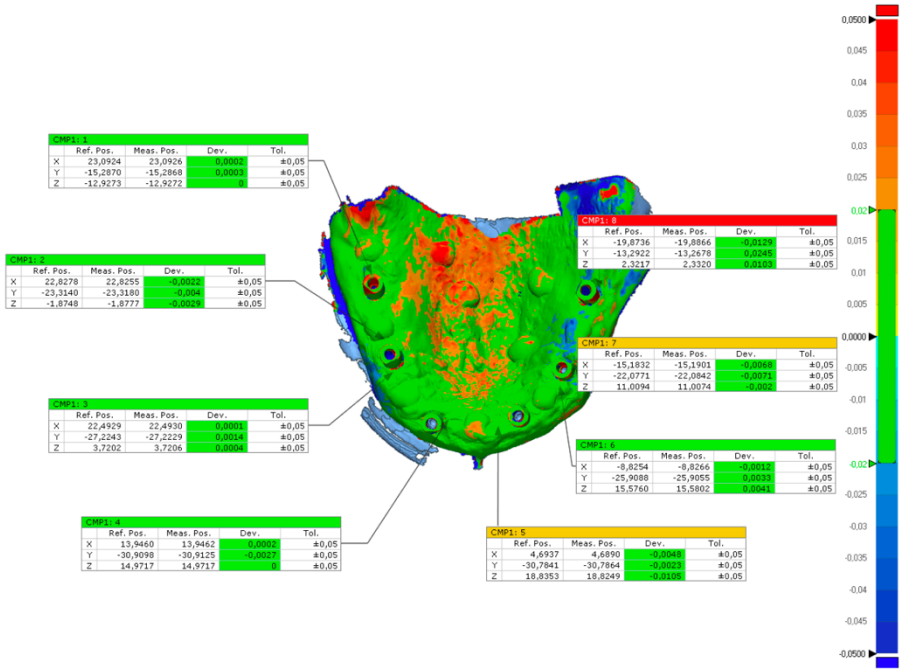
Resim 4. 2 PEEK İmplantlar arası mesafe değerleri



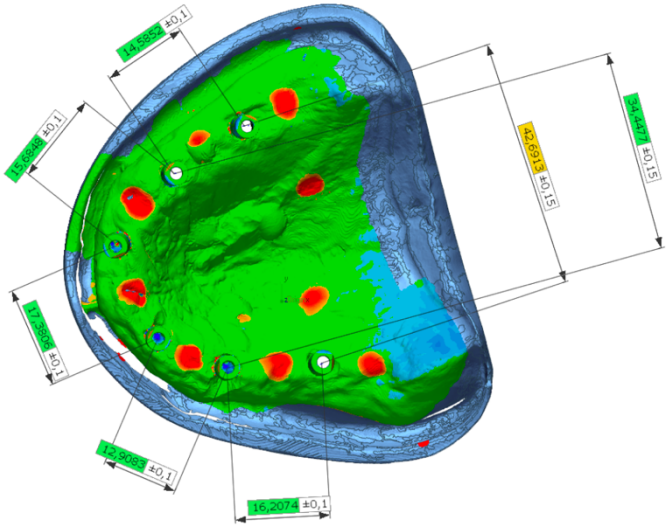
Resim 4. 3 PEEK+GB yumuşak doku sapma değerleri



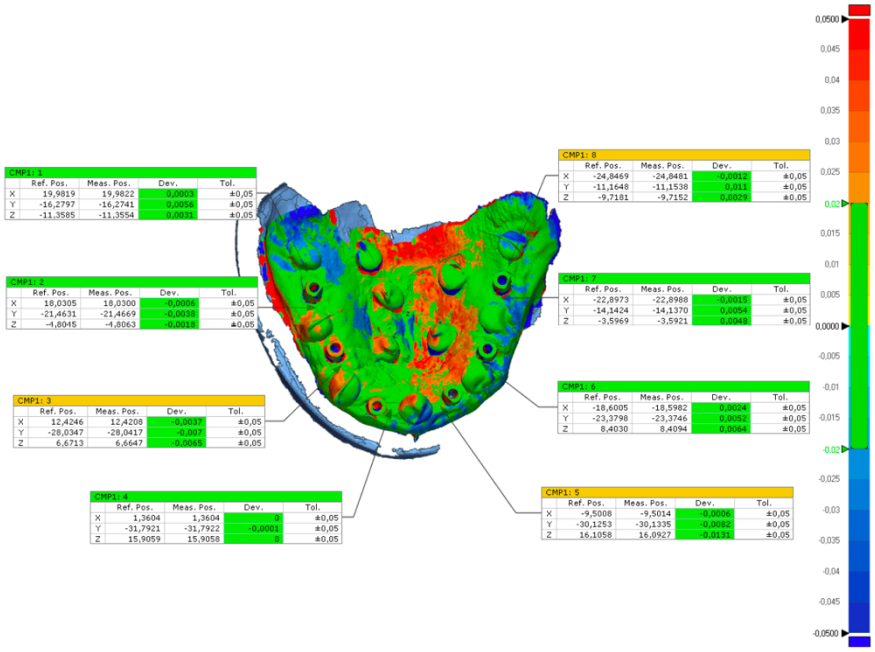
Resim 4. 4 PEEK + GB implantlar arası mesafe değerleri



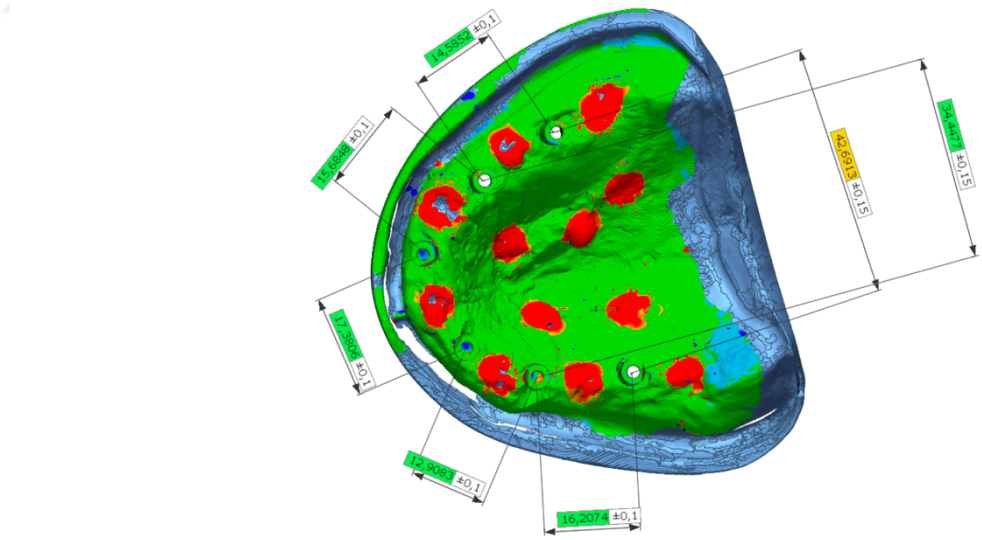
Resim 4. 5 PEEK + C yumuşak doku sapma değerleri



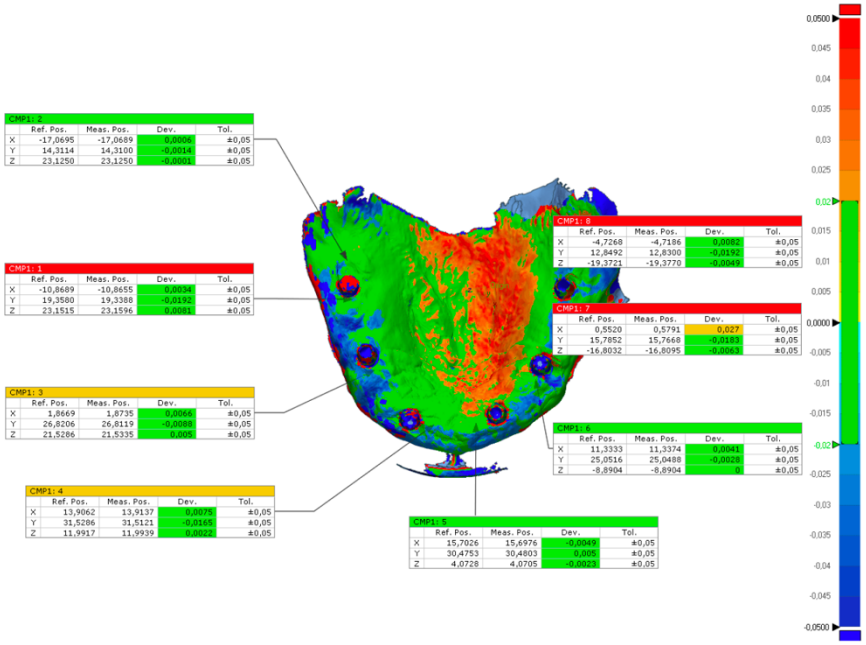
Resim 4. 6 PEEK+C İmplantlar arası mesafe değerleri



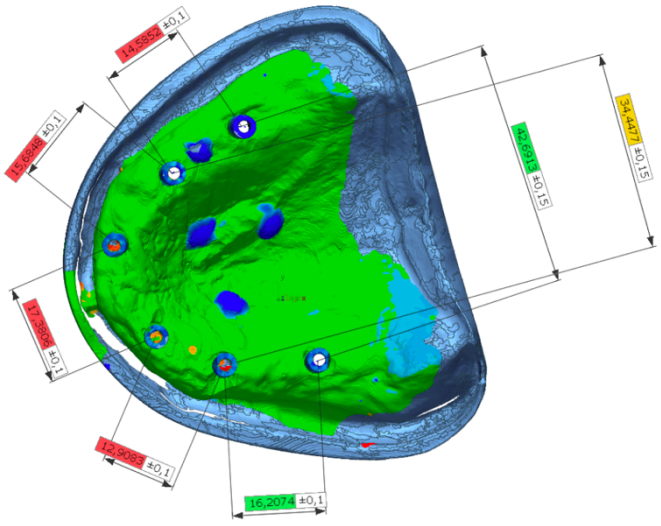
Resim 4. 7 PEEK + S yumuşak doku sapma değerleri



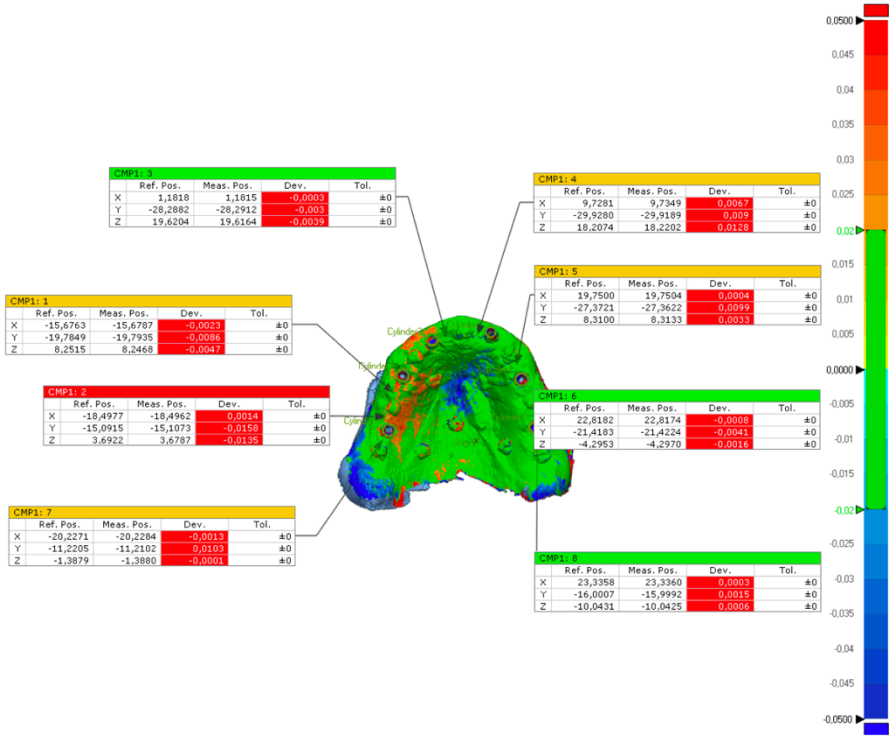
Resim 4. 8 PEEK+S İmplantlar arası mesafe değerleri



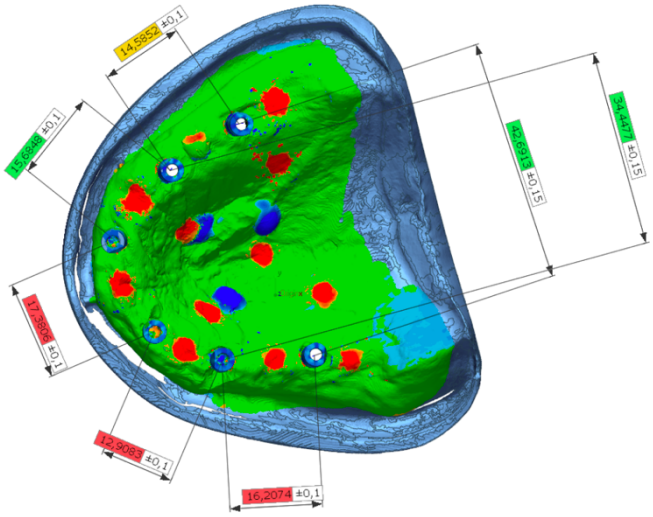
Resim 4. 9 PMMA yumuşak doku sapma değerleri



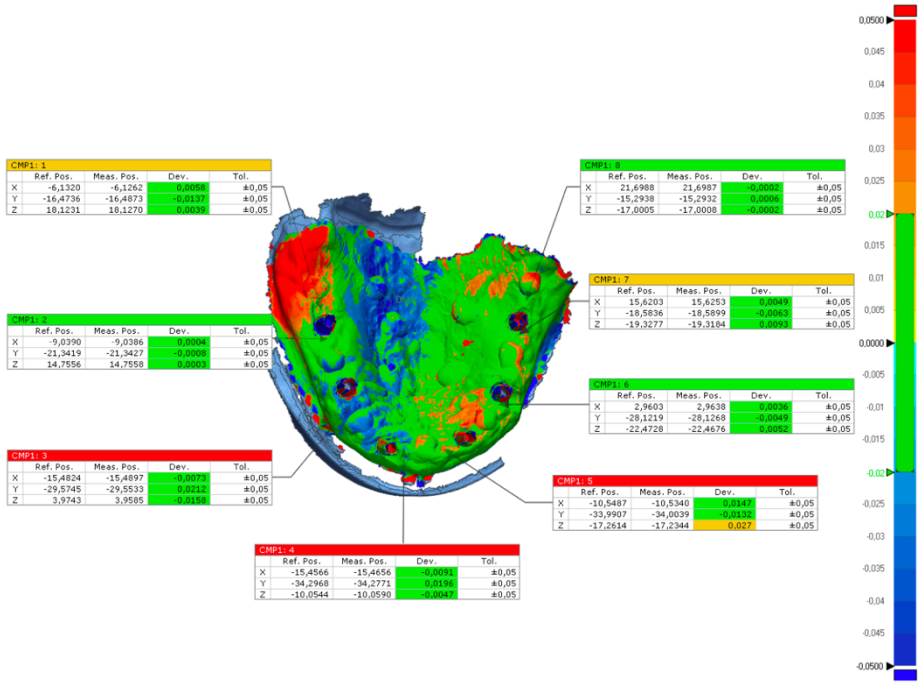
Resim 4. 10 PMMA implantlar arası mesafe değerleri



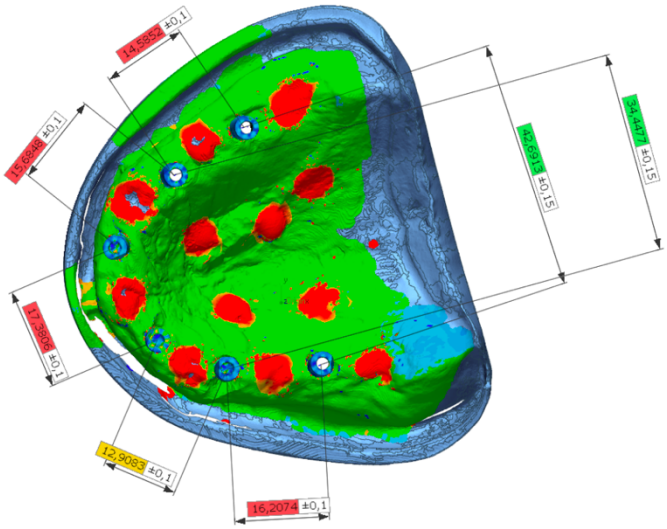
Resim 4. 11 PMMA + GB yumuşak doku sapma değerleri



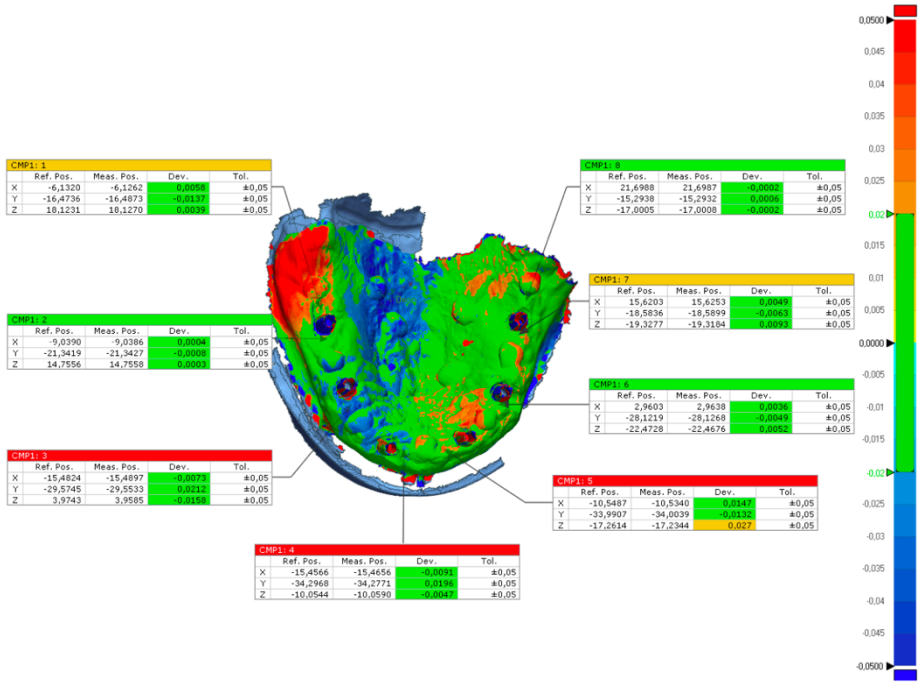
Resim 4. 12 PMMA+GB İmplantlar arası mesafe değerleri



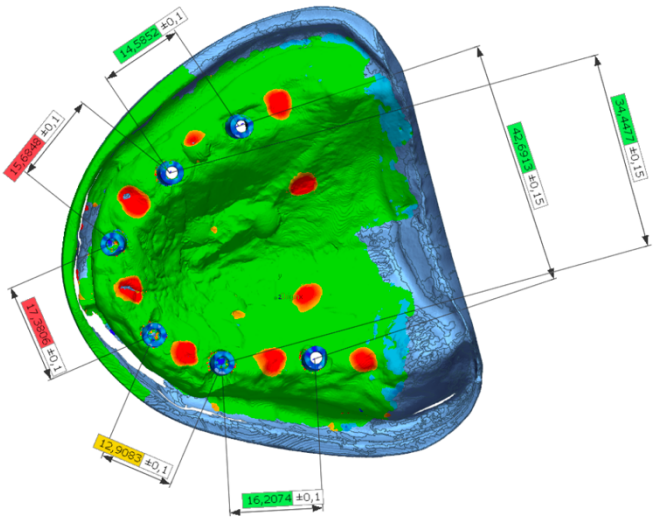
Resim 4. 13 PMMA + C yumuşak doku sapma değerleri



Resim 4. 14 PMMA+C implantlar arası mesafe değerleri



Resim 4. 15 PMMA+ S yumuşak doku sapma değerleri



Resim 4. 16 PMMA + S implantlar arası mesafe değerleri

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında dişsiz arklarda çoklu implantlar varlığında dijital ölçü netliğini arttırmak hedeflenmiştir. Bu amaçla dijital ölçü postu materyali ve ölçü postu gövdesi tasarımı ile mukozaya ilave edilen ek referans alanlarının implant ölçü netliğine etkisi araştırılmıştır. In-vitro olarak dizayn edilen bu çalışmada 6 implantın yerleştitildiği reçiden üretilmiş dişsiz maksiller model kullanılmıştır.

Çalışmada 2 hipotez test edilmiştir. Çalışmanın sıfır hipotezleri şu şekildedir:

1-PEEK tarama parçaları, PMMA tarama parçalarından daha net bir ölçü verir.

2-Dişsiz arklarda ek referans alanlarının kullanımı ölçü netliğini artırmaz.

Çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde 1. sıfır hipotezi kabul edilirken, 2. sıfır hipotezi kısmen kabul edilmiştir. İmplantlar arası mesafe bulguları, dijital ölçü postu materyalinin ölçü netliğine etki ettiğini, PEEK ve PMMA gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olduğunu ve PEEK grubunun sapma değerlerinin PMMA grubundan daha düşük olduğunu gösterdi. Ek referans noktalarının eklenmesiyle elde edilen alt gruplarda da benzer sonuçlar elde edildi; tüm PEEK alt gruplarında, PMMA alt gruplarından istatistiksel olarak anlamlı seviyede düşük sapma tespit edildi. Ek referans alanlarının kullanımı ölçü netliğini PMMA gruplarında anlamlı derecede iyileştirirken, PEEK gruplarında ölçü netliğine etkisi olmamıştır. Gruplararası farklar gözlenmiş olsa da hem PEEK hem de PMMA gruplarında görülen yumuşak doku ve implantlar arası mesafe sapmaları klinik olarak kabul edilen seviyeler içinde yer almaktadır.

5.1. Çalışma Dizaynı

Dijital ölçü netliğini dişsiz arklarda arttırmayı hedefleyen bu tez çalışmasında, dişsiz maksiller ark modeli kullanılmıştır. Çalışmada kullanılmak üzere oluşturulan tam dişsiz üst çene modeli; altı adet implantın ark içinde homojen dağılım gösterdiği bir dizaynda oluşturulmuştur. Klinik durumu mümkün olan en yüksek seviyede temsil edebilmesi için tam dişsizilikte kullanılan implant sayısı ve dağılımı, çalışma için üretilen ana PMMA modele yerleştirilen implantların sayısı ve dağılımı için de tercih edilmiştir. Klinik uygulamalarda kuvvetlerin dengeli dağıtılması, protetik restorasyonda stabilite ve retansiyonun optimum seviyede sağlanabilmesi için, tam dişsiz çenelerde implant destekli sabit protez yapılabilmesi için minimum 6 adet implant kullanılması ve bu implantların da ark içinde homojen bir dağılım göstermesi gerekliliği bildirilmiştir[35]. Dental

literatür incelendiğinde üst çenede tam dişsizlik ile ilgili çalışmalarda ya "Spread-out" dizayn adı verilen 6 implantın homojen bir şekilde ark içinde dağıldığı tasarım ya da "All-on-4" adı verilen 4 implantlı tasarımın kullanıldığı görülmektedir [198], [199], [200]. Biz çalışmamızda Monaco ve ark.'ın ile Papaspyridakos ve ark.'ın çalışmalarının yaptığı çalışmalarda olduğu gibi 6 implantı tercih ettik [199], [200].

CAD/CAM teknolojilerindeki son gelişmeler implant üstü protezlerin üretiminde oldukça yüksek başarı elde edilmesine yol açmıştır. Özellikle ağıziçi tarayıcılar ve yazılımlardaki gelişmeler dijital implant ölçülerinin hassasiyetinde anlamlı artışa neden olmuştur[201]. Ancak hala tam dişsizliğin implantlar ile restore edileceği durumlarda ağzı içi taramalardan elde edilen sonuçlar tartışmalıdır[202],[203]. Daha önce implant ölçü hassasiyeti konusunda yapılan in vitro çalışmalar incelendiğinde, tam dijital iş akışının kısmi dişsizilikte protetik restorasyon üretiminde hata payının düşmesini, elde edilen ölçülerde yaşanan sıkıntılar ve karşılaşılan sorunların elimine edilmesi için direkt ağız içi tarama ile ölçünün laboratuvara aktarılması daha uyumlu protez üretiminin gerçekleşmesini sağladığı bildirilmiştir [200], [204], [205]. Ancak belirtilen bu parametrelerin tam dişsizlikteki başarısı tam olarak bilinmemektedir. Bu nedenle dental literatüre katkıda bulunmak için bu çalışmada, dijital ölçü netliğinin dişsiz maksilladaki başarısı araştırılmıştır.

5.2. Dijital Ölçü Tekniği

İmplant üstü protez uygulamalarında başarıda en önemli kriterlerden biri de çene kemiği içerisinde yerleştirilmiş olan implantların açılarının ve pozisyonlarının çalışma modeli üzerine net bir şekilde aktarılmasıdır [95] Diş destekli sabit protezlere kıyasla uzun dönem başarının sağlanmasındaki en önemli unsur olan pasit uyum dişsiz arklarda uygulanacak implant destekli sabit protezlerde daha fazla aranmaktadır [206]. Pasif uyumlu bir protez yapımının gerçekleşmesi için alınan ölçünün hassas ve nitelikli olması gerekmektedir. Dijital teknolojiler kullanılarak implantüstü protezlerin üretinde hibrit ya da tam dijital iş akışları kullanılabilmektedir. Son yıllarda yapılan klinik çalışmalar arasında tam dişsiz çenelerde implant üstü protez yapımında tam dijital iş akışının mümkün olduğunu belirten araştırmalara rastlanmaktadır [207]. Geleneksel ölçü yöntemlerine kıyasla veri netliği ve kullanım kolaylığı açısından dijital ölçülerin popülaritesi artmış ve ağız içi tarayıcıların klinik kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır

[101]. Ağız içi tarayıcıların yaygın kullanımı sayesinde implant üstü protez hazırlığında ölçü almak kolay bir hal almıştır. Bu durum implant tedavilerinde dijital iş akışının yaygınlaştırılmasını sağlamıştır [103], [104], [105]. Ancak dijital ölçü hala implant destekli protezlerin üretiminde rutin bir uygulama olarak kabul edilebilecek hassasiyette sonuçlar vermemektedir.

Geleneksel yöntemlerle alınan implant ölçülerindeki birçok aşama dijital yöntem ile alınan implant ölçüleri elimine edilmekte ve ölçüdeki boyutsal değişim faktörleri ortadan kalkarak protez hassasiyeti artırmaktadır [107], [108], [109]. Ancak tam dişsizlikte çoklu implantların dijital ölçüsünde hala istenilen hassasiyet sağlanamamıştır ve tartışmalı sonuçlar bulunmaktadır [202], [203].

Tam dişsizlikte görülen bu düşük netlik; 3 boyutlu görüntü eldesi için yazılım algoritmaları tarafından gerçekleştirilen yüksek sayıdaki çakıştırma ve sabit anatomik referans noktası eksikliğine bağlanmaktadır. Tam dişsizilikte ölçü almak için kullanılan dijital ölçü postlarının yeterli olmadığı, dijital ölçü alırken birden çok implant varlığında ağız içi tarayıcının eş dijital ölçü postu birbirinden ayırması ve çene içindeki doğru pozisyonlarını görüntülemesinin zor olabildiği yapılan çalışmalarda belirlenmiştir [129]. Çoklu implant protezlerinde mesafe sapmaları daha düşük olurken (ortalama 11 μm) tam dişsiz arklara uygulanan implant ölçüleri için bu sapmalar daha yüksek değerlerdedir [208], [209]. Bu mesafe sapma değeri 47-226 μm arasında değişiklik göstermektedir [208], [210], [211]. Mevcut tez çalışmasının sonuçları da dental literatürü desteklemektedir ve ana modelden sapma değerleri 40-130 μm arasında değişiklik göstermektedir. Ayrıca, hem bizim çalışmamızda hem de dental literatürdeki diğer in-vitro çalışmalardan elde edilen sonuçlar klinik olarak kabul edilen seviye aralığında yer almaktadır. Yapılan çalışmalar 200 μm'ye kadar olan değerlerin tam ark implant taramaları için kabul edilebilir olduğunu bildirmektedir[212], [213]. Güncel çalışmalar direkt metod ile implantların ve çevre dokuların bir intraoral tarayıcı ile ölçüsünün alınması ile geleneksel ölçüler arasındaki doğruluğun benzer olduğunu ve klinik olarak kabul edilebilir aralıkta bulunduğunu göstermektedir [63], [214], [215], [216], [217].

Dijital ölçü alınırken kullanılan tarayıcı teknolojisi de sonucu etkilemektedir[63]. Piyasada diş hekimlerinin kullanımına sunulmuş birçok tarayıcı ve bu tarayıcılarda kullanılan farklı teknolojiler mevcuttur. Çalışmalarda elde edilen tartışmalı sonuçların en önemli sebeplerinden biri de kullanılan tarama teknolojisinin standart olmamasıdır. Tam

dişszilikte elde edilen ölçü netliği eksikliğinin tarayıcı kaynaklı mı yoksa anatomik problemlere mi bağlı olduğu ayrımının yapılması çok zordur. Bu tez çalışmasında tek bir tarama teknolojisi kullanılmıştır çünkü çalışmanın amacı ölçü hassasiyetini arttırmakta kullanılan modifikasyonların ve dijital ölçü postu materyalinin etkisinin araştırılmasıdır. Dental literatüre bakıldığında; konfokal mikroskopi tekniğini kullanan tarayıcıların en yüksek ölçü netliğine sahip tarayıcılar arasında yer aldığı görülmektedir [199], [218], [219], [220], [221], [222], [223]. Konfokal mikroskopi teknolojisini kullanılan tarayıcı olan TRIOS 3 (3Shape) 4,5 µm 'lik bir doğruluğa sahiptir [224]. Tam ark dijital ölçü netliğini araştıran çalışmalar, TRIOS 3'ün en doğru tarayıcılardan biri olduğunu bildirmiştir [186], [220]. Bu nedenle biz de bu doktora tezinde, konfokal mikroskopi teknolojisini kullanan TRIOS 4 tarayıcısını kullanarak ölçüleri aldık. Ayrıca bizim kullandığımız tarayıcı literatürde yer alan çalışmalarda kullanılan tarayıcının bir üst modeliydi (TRIOS 4). Kullanılan tarayıcının daha gelişmiş donanım ve yazılıma sahip olması, bu çalışmada elde edilen 40-130 µm aralığındaki düşük sapma değerlerini de açıklamaktadır.

Mevcut çalışmadan elde edilen düşük sapma değerleri tam dişsizlikte tarayıcıların klinik uygulamalarda rutin kullanımları için cesaret verici kabul edilebilir. Ancak sonuçların tek bir tarayıcının sonuçları olduğu unutulmamalıdır. Diğer teknolojilere sahip tarayacılar ile aynı sonuçların elde edilemeyeceği ihtimali gözönünde bulundurulmalıdır.

5.3. Dijital Ölçü Post Materyali

Dijital ölçü alırken dikkat edilmesi gereken önemli noktalardan biri dijital ölçü postu yüzeylerinin tam olarak görüntülenmesinin sağlanmasıdır. Uygun görüntüleme sağlandığında dijital ölçü postu görüntüleri ile implant üretici firmalarının kendi dijital kütüphanelerinde bulunan eşleşme gerçekleşerek implant analoğunun doğru pozisyon tayini gerçekleşmektedir. Günümüzde büyük firmaların tamamı dijital iş akışının gerçekleşebilmesi amacıyla farklı tarayıcılarla kullanılabilen dijital ölçü postları üretmektedirler. PEEK, alüminyum alaşımı, titanyum alaşımı olmak üzere farklı materyallerden tarama parçaları üretilmektedir [118], [119], [123], [124]. Ancak dijital ölçü postu materyalinin tarama sonuçlarına etkisi net olarak bilinmemektedir; bu etkileşimi inceleyen kısıtlı sayıda çalışma bulunmaktadır.

Bu çalışmada PEEK tarama parçalarına alternatif olarak PMMA tarama parçaları kullanılmış ve PMMA kullanılarak alınan dijital ölçülerin PEEK parçalar kadar başarılı olacağı hipotezinden hareket edilmiştir. Alternatif dijital ölçü postu materyali olarak PMMA seçilmesinin nedenleri arasında malzemenin erişim kolaylığı ve maliyetinin düşük olması gibi avantajları yer almaktadır. Bu avantajlardan faydalanıp klinik uygulamada yeni ve alternatif bir dijital ölçü postu elde edilmek istenmiştir. Bugüne kadar yapılan çalışmalarda PEEK ya da Ti ile aluminyum alaşımları dijital ölçü postu materyali olarak kullanılmış, PMMA materyaline çalışmalarda yer verilmemiştir. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan PMMA tarama parçalarının sonuçlarını karşılaştırabileceğimiz bir başka çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmada PMMA tarama parçalarından elde edilen düşük ölçü netliğinin tarama parçalarının yüzey özelliklerinden çok geometriye bağlı olduğu düşünülmektedir. Ağıziçi bir tarayıcının görüntü alabilmesi için tarayıcı parçasının solid bir yapıda olması gerekir. Mevcut çalışmada üretilen PMMA tarayıcı parçaları da renk ve yüzey parlaklığı açısından PEEK parçalardan farklılık göstermemekteydiler. Ancak çalışmada kullanılmak üzere üretmiş olduğumuz PMMA dijital ölçü postunın tasarımı, tarama esnasında ek referans alan oluşturulması amacıyla daha keskin hatlara sahip bir formda oluşturulmuştu. PMMA dijital ölçü postu ile kıyaslandığında PEEK tarama parçaları daha basit şekile sahiptiler. Elde ettiğimiz bulgular basit yapılı tarama parçalarının, taramada hassasiyeti açısından daha uygun olduğunu göstermiştir. Benzer bir sonuç Muizomata ve ark.yaptığı bir çalışmada da elde edilmiştir; kısa ve karmaşık olmayan yapıya sahip tarama parçaları daha az açısal ve mesafe sapmaları ortaya çıkarmıştır[225]. İki farklı dijital ölçü postunın gövdesi, geometrisi ve şeklinin tarama doğruluğu üzerindeki etkisi arasındaki ilişkiyi araştıran diğer bir çalışma da ise iki dijital ölçü postu arasında 3 boyutlu konumlandırma ve açısal sapmada önemli farklılıklar bulunmuştur[115].

PMMA gruplarında görülen düşük hassasiyetin bir diğer sebebi de bu yeni tasarımın tarayıcı yazılımının kütüphanesinde olmaması olduğu düşünülmektedir. Tarayıcıdan elde edilen görüntüler önce model oluşturulan yazılıma aktarılır. Burada model oluşturma esnasında CAD yazılımının kütüphanesinde bulunan tarayıcı parça ile tarayıcının STL formatına çevirdiği görüntünün çakıştırılması modelde oluşan hataları azaltmaktadır [226] Bizim çalışmamızda yeni bir tasarım denendiği için CAD kütüphanesinde bulunmamaktadır.

5.4. Dijital ölçü postu geometrisi

Ağıziçi tarayıclar kullanılarak implant ölçüsünün alınması ve dijital ölçü netliği üzerine yapılan daha önceki çalışmalar dijital ölçü postlarının özelliklerinin tarama netliğini etkilemekte olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan bir sistematik derlemede dijital ölçü postunın yüzeyinin, geometrisinin ve materyalinin implant ölçüsünü etkilediği sonucuna varılmıştır [201]. Derlemenin sonuçları daha kapsamlı incelendiğinde tarama parçaları arasındaki mesafenin, implantın derinliğinin, tarama parçaları görünürlüğünün ve tasarımının, tarama içindeki konumun ve uygulayan kişinin deneyiminin, çoklu tarama parçaları ile yapılan dijital implant taramalarının doğruluğunu etkileyebileceğini görülmüştür [227], [228]. Dijital tarama postu geometrisi son yıllarda araştırılmaya başlanmış ve anlamlı sonuçlar ortaya koyan bir parametre olarak karşımıza çıkmaktadır. İki farklı dijital ölçü postunın gövdesi, geometrisi ve şeklinin tarama doğruluğu üzerindeki etkisi arasındaki ilişkiyi araştıran diğer bir çalışma ise iki dijital ölçü postu arasında 3 boyutlu konumlandırma ve açısal sapmada önemli farklılıklar bulunmuştur [115].

Bu tez çalışmasında da iki farklı tasarıma sahip dijital ölçü postu karşılaştırılmış ve standart tasarıma sahip dijital ölçü postlarıyla (çalışmadaki PEEK grupları) taramaların yapıldığı grupların ana modelden sapma değerlerinin çalışmamız için dizayn edilen tasarımla (çalışmamızdaki PMMA grupları) ölçülerin alındığı gruplardan daha iyi sonuç verdiği görülmüştür. Prefabrike dijital postların kullanıldığı gruplarının bulgularının daha iyi çıkmasının sebebinin dijital ölçü postunun daha basit şekilli olmasıyla açıklanabilir. Bu tez çalışmasında kullanılmak üzere üretmiş olduğumuz dijital ölçü postu standart tarama parçalarının alternatifi olabileceği düşünülen PMMA tarama parçalarının implanta oturan giriş kısmı, implanta tam olarak adapte olabilen PEEK tarama parçalarının giriş yolunun kopyalanması ile elde edilmiş fakat gövdesi farklı bir tasarıma sahip olacak şekilde üretilmiştir ve standart dijital ölçü postuna göre daha kompleks yapıdaydı. Bu tasarım tarama esnasında ek referans alan oluşturulması amacıyla daha keskin hatlara sahip bir formda oluşturulmuştu. Fakat elde ettiğimiz bulgular bu kompleks yapının tarama netliğini olumsuz etkilediğini ortaya koymaktadır. Yukarıda da ifade edildiği gibi tarama parçasına ilişkin parametrelerin araştırılması oldukça yenidir. Bu çalışma başladıktan sonra yayınlanan araştırmalarda da bizim sonuçlarımıza benzer

sonuçların bildirildiği görülmektedir; basit yapılı tarama parçaları taramadaki hassasiyet açısından daha elverişlidir. En son yayınlanan çalışmalardan biri olan Muizomata ve ark.araştırmasında daha kısa ve karmaşık olmayan yapıya sahip tarama parçalarının daha az açısal ve mesafe sapmaları ortaya çıkardığı görülmektedir [225]. Ayrıca araştırıcılar daha basit şekilli tarama parçaları ile daha kolay ve kısa zamanda tarama yapılabildiğini de saptanmışlardır.

5.5. Ek referans alanlarının etkisi

Üretilen protezin uyumunun doğruluğu, tam dişsiz ağızlarda alınan dijital taramanın doğruluğu ile paralellik göstermektedir [204]. Tam dişsizlikte görülen düşük ölçü doğruluğu hem geleneksel hem de dijital ölçülerde karşılaşılan bir sorundur. Geleneksel metodlar ile ölçü alınırken netliği arttırmak için farklı metodlar ve malzemeler denenmiş ve bu çalışmaların sonucunda tam dişsiz hastaların implant üstü protez ölçüsünde kliniklerde splintli açık kaşık ölçü tekniğinin en yüksek doğruluğu verdiği bildirilmiştir ve bu yöntem standart olarak kabul edilmektedir [74]. Ancak dijital ölçü tekniği için henüz kabul görmüş bir yöntem bulunmamaktadır.

Tam dişsiz hastalarda tarama esnasında diş gibi anatomik yer noktalarının olmaması ölçü prosedürünü fazlaca duyarlı hale getirmekte ve doğruluğu azaltmaktadır. Bu açıdan yapılan çalışmalar genel olarak geleneksel ölçü tekniği ve dijital ölçü tekniklerini kıyaslamakta ama ölçü hassasiyetini arttırmaya yönelik uygulamalara kısıtlı yer vermektedir [74], [198], [204], [229], [230], [231], [232], [233], [234], [235], [236], [237], [238], [239], [240], [241]. Tarama parçalarının görüntülenmesi esnasında görüntülerde yaşanabilecek sapmaları engellemek ve tarama esnasında ölçünün kesintisiz bir şekilde devamlılığını sağlamak adına ek referans noktaların yerleştirilmesi önerilmiştir. İmplant destekli protezlerde kullanılan ölçü tekniklerini inceleyen bir sistematik derlemede de, tarayıcı parçaların birbirleri ile bağlanmalarının ölçü hassasiyetini arttırmakta kullanılması tavsiye edilmiştir [242]. Buna karşın bir başka çalışmada ise ek referans alanlarının eklenmesinin tarama verilerinin hassasiyetinde önemli farklılıklar oluşturmadığı, tarama parçalarının diş ipi ile bağlanarak ek referans alanı oluşturulmasının sonuçları olumsuz etkilediği, sapmaları arttığı gösterilmiştir [225]. İmplant üstü protez yapımında dijital tarama teknikleri ve tarama parçalarının

değerlendirilmesinin amaçlandığı in vitro çalışmada, tarama parçalarına ek referans olması amacıyla sırasıyla; dişsiz ark üzerine cam işaretleyici, dişsiz ark ve damak üzerine macun uygulama ve tarama parçaları arasına diş ipi yerleştirilmesi ile farklı tarama teknikleri oluşturulmuştur. Ölçü doğruluğu değerlendirilirken gruplar birbirleri ile karşılaştırılmış ve mesafe sapması ile açısal sapmalar değerlendirilmiştir. Bu çalışmada yer alan ve doku yüzeyinde modifikasyonlar içeren tarama teknikleri hiçbir değişiklik yapılmayana yani ek referans alanı oluşturulmayan tarama tekniği ile karşılaştırıldığında geliştirilmiş doğruluk göstermemektedir [225]. Açısal sapma değerlendirmesinde diş ipi eklenerek oluşturulan alt grubun, cam parçaların eklendiği alt gruptan ve macun eklenerek oluşturulan alt grubundan istatistiksel olarak daha düşük doğruluğa sahip olduğu bildirmişlerdir ancak ilave referans alanı oluşturulan gruplar diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı seviyede ölçü netliği artışına sebep olmamşlardır. Diş ipi eklenerek oluşturulan ek referans alanının uygulandığı teknikte en yüksek mesafe sapması meydana gelmiştir. Bu yüzden araştırmacılar, diş ipinin tarama gövdeleri arasına bağlanması ile taramadaki iyileştirmeyi olumlu yönde gerçekleştirmeyeceğini öne sürmektedir. Ek referans alanlarının ölçü hassasiyetin arttırabileceği kısıtlı sayıda çalışmada araştırılmıştır ancak sonuçlar biribirlerine benzerlik göstermemektedir. Dental literatürdeki bu tartışmalı sonuçlar bu konunun araştırılma gerekliliğini göstermektedir.

Biz de bu tez çalışmasında oluşturulabilecek ek referans noktalarının taramanın doğruluğunu etkileyebileceği hipotezini test ettik. Bu amaçla ana modele 3 ayrı materyalden ek referans noktaları ilave ederek taramaları gerçekleştirdik. Uygulanan ek referans alanları Chochlidakis K. ve ark.'ı tarafından yapılmış klinik çalışmada olduğu gibi palatinal mukozaya yerleştirilmiştir [199]. Ayrıca biz çalışmamızda ek olarak implantlar arası bölgede yer alan kretlerde de referans oluşturacak alanlar yaratık. Alınan sonuçlar ek referans alanların oluşturulması açısından PEEK ve PEEK modifikasyonları ile elde edilen alt gruplarında yumuşak dokuda görülen sapmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir iyileşmeye yol açmamıştır. Yapılan analizler sonucunda Sadece PMMA alt gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az sapmaya yol açarak daha iyi tarama sonuçları alınacağı belirlenmiştir. Bu açıdan Mizumoto ve ark.'ın yaptıkları çalışma tez çalışmamız ile paralellik göstermektedir. Taramanın en hassas şekilde yapılabilmesi için implant üretici firmalarının önerdiği şekilde tarama gövdelerine ek referans noktaların belirlenmesi istatistiksel olarak anlamlı derecede etki etmemekte, ancak yumuşak doku taramalarında kolaylık sağlayarak ölçü alınırken oluşabilecek

sapmaların azalmasına yardımcı olmaktadır. Benzer sonuçlar implantlar arası mesafe bulgularında da elde edilmiştir; ek referans noktalarının eklenmesi ölçü hassasiyetini arttırmamıştır; ek referans alanların oluşturulması PEEK gruplarında istatistiksel olarak anlamlılık (PEEK; 0.04±0.35 mm, PEEK+GB; 0.51± 0.47 mm, PEEK +C; 0.52 ± 0.43 mm, PEEK+S 0.43 ± 0.38 mm) oluşturmamıştır. Ancak modifikasyonların eklenmesi PMMA ve alt gruplarında istatistiksel olarak anlamlı seviyede daha az sapmaya yol açarak daha iyi tarama sonuçları ortaya çıkarmıştır (PMMA; 0.13 ± 0.61 mm, PMMA+GB; 0.97± 0.64 mm, PMMA+C; 0.71 ± 0.49 mm, PMMA+S; 0.84 ± 0.52 mm, $p < .001$). Fakat bu artış PEEK ve alt gruplarında görülen ölçü doğruluk seviyesinin yakalanması için yeterli olmamıştır.

Bu tez çalışmasında daha önce yapılan çalışmadan farklı olarak olan silikon, gingival bariyer, kompozit materyalleri ilk kez denenmiş ve ek referans alan yaratmada etkili olmuşlardır. PEEK grubunun modifikasyonlarında silikon en belirgin etkiyi yaratırken, PMMA grubunun modifikasyonlarında kompozit materyali olmuştur. Elde edilen bu sonuçlar ek referans alan oluştururken silikon, kompozit ve gingival bariyerin uygulanabilirliği göstermektedir. Ancak bu materyallerin kliniklerde kullanılabilmesi için tavsiye edilebildiği sonucuna varılabilmesi için daha fazla ve klinik çalışmalara ihtiyaç vardır. İlave referans alanlarının oluşturulması geliştirilmeye açık bir konudur. göstermektedir.

5.6. Ölçü Netliğinin Saptanması

Çalışma gruplarında ağız içi tarayıcı ile elde edilen tarama verileri, referans modelin endüstriyel tarayıcı ile elde edilen tarama verileri STL dosyası olarak kaydedilmiştir. Bu görüntüler Geomagic Control X programına aktarılmış ve görüntülerin çakıştırılması için referans model datası programa yüklenmiştir. Program üzerinde daha önce belirlenmiş olan noktalar ve implantlar arası mesafe ölçümleri çakıştırılarak verilerin karşılaştırılması yapılmıştır. Yine bu konuda yapılan diğer in vitro çalışmalarda genellikle geleneksel ölçü tekniği ve dijital ölçü tekniğinin karşılaştırılması yapılmış ve dijital ölçü tekniğinin klinik uygulanabilirliği araştırılmıştır. Bu tez çalışmasına benzer şekilde bu çalışmalarda da ağız içi tarayıcılar ve endüstriyel tarayıcılar ile elde edilen veriler STL formatındaki

dosyalara kaydedilmiş ve elde edilen ölçü verilerinin hassasiyetinin değerlendirilmesi amacıyla ile çakıştırma yapılarak incelenmiştir [218], [219], [220], [221], [222], [223].

Bu tez çalışmasının bazı sınırlamalara sahiptir. Çalışmada model taraması için tek bir tarayıcı kullanılmıştır. Farklı teknolojilere sahip ağız içi tarayıcılarda farklı sonuçlar elde edilebilir. Bu, çalışmadan elde edilen sonuçlar kliniğe uyarlanırken göz ardı edilmemesi gereken bir faktördür. Ayrıca çalışma in vitro bir çalışmadır; tarama ortamı ağız boşluğundan farklılıklara sahipti. Tükürük ve hareketli mukozanın etkisi ile hasta hareketi gözardı edilmiştir. Taramalar için ışığı farklı şekilde yansıtan malzemeden üretilmiş fiziksel bir modelin kullanıldığı unutulmamalıdır. Tarama koşullarının optimize edilmiş olması aynı sonuçların in-vitro koşullarda elde edilemeyeceği ihtamalini ortaya çıkarmaktadır.

6. SONUÇLAR

- Sonuç olarak; tam dişsiz arklarda implant ölçüsünde PEEK tarama parçalarının kullanılması düşük sapmalar oluşturmaktadır.

- Dişsiz sahalara uygulanan ilave modifikasyonlar ölçü netliğine etki etmemektedir.

- PMMA materyali PEEK kadar yüksek hassasiyet vermemiş olsa da, çalışmanın sonuçları materyalin kullanımı için umut vericidir.

- PMMA dijital ölçü postunun tasarımının üretici firmaların orijinal geometrisinde üretilmesi ile materyal farklılığının tarama netliği üzerindeki etkisinin daha objektif bir şekilde değerlendirilebilir.

- Dijital ölçü postu geometrisi ve materyali araştırmaya açıktır. Konu ile alakalı çalışmalar oldukça sınırlı sayıdadır. Bu konuda daha fazla in-vitro ve in-vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

[1] C. E. Misch, *Dental implant prosthetics-E-book*. 2004.

[2] H. and Y. R. T. Simon, "Terminology for implant prostheses," *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 18, 2003.

[3] Merve Cincioğlu, "Dental İmplantlarin Dijital Ölçü Netliğine Etki Eden Faktörlerin Araştirilmasi," İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstütüsü , istanbul, 2018.

[4] A. M. Greenberg, *Dental Implants: An Evolving Discipline, an Issue of Oral and Maxillofacial Clinics of North America*, vol. 27. 2015.

[5] A. Schroeder, E. Van Der Zypen, H. Stich, and F. Sutter, "The Reactions of Bone, Connective Tissue, and Epithelium to Endosteal Implants with Titanium-Sprayed Surfaces," 1981.

[6] A. Eliasson, A. Wennerberg, A. Johansson, A. Örtorp, and T. Jemt, "The precision of fit of milled titanium implant frameworks (I-Bridge®) in the edentulous jaw," *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 12, no. 2, pp. 81–90, Jun. 2010, doi: 10.1111/j.1708-8208.2008.00131.x.

[7] V. M. Zohrabian, M. Sonick, D. Hwang, and J. J. Abrahams, "Dental Implants," *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, vol. 36, no. 5, pp. 415–426, Oct. 2015, doi: 10.1053/j.sult.2015.09.002.

[8] D. Nallaswamy, "Textbook of prosthodontics," pp. 720–743, 2017.

[9] S. Hobo, "Osseointegration and Occlusal Rehabilition," *Quentessence Publishing*, pp. 3–7, 1991.

[10] Bilmenoğlu Ç., "İmplant Üstü Sabit Protezlerin Yapımında Dijital Ölçü Sistemlerinin Karşılaştırılması," 2015.

[11] Öztürk B., "Farklı İmplant-Abutment Bağlantı Tasarımlarında Oluşan Streslerin ve Hareket Serbestliğinin; 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi," Doktora Tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2015.

[12] B. Öztürk, "Türkiye Cumhuriyeti Ankara Üniversitesi Sağlik Bilimleri Enstitüsü Farkli İmplant-Abutment Bağlanti Tasarimlarinda Oluşan Streslerin Ve Hareket Serbestliğinin; 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi."

[13] D. Nallaswamy, *Textbook of prosthodontics*. JP Medical Ltd, 2009.

[14] H. Lee, J. S. So, J. L. Hochstedler, and C. Ercoli, "Lee et al Clinical Implications The accuracy of implant impressions: A systematic review."

[15] TiBase Operating Instructions, "Sirona Dental Systems GmbH." 2010.

[16] N. and I. A. M. and M. V. A. and T. R. G. and W. R. D. Sykaras, "Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review.," *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 15, 2000.

[17] William R. Lacefield, "Current Status of Ceramic Coatings for Dental Implants," vol. 7, pp. 315–322, 1998.

[18] J.C. Wataha, "Review Materials for endosseous dental implants," 1996.

[19] G. J. Meijer, R. A. Dalmeijer, + C De Putter, and C. A. Van Blitterswijk+, "A comparative study of flexible (Polyactive®) versus rigid (hydroxylapatite) permucosal dental implants. II. Histological aspects," 1997.

[20] S. Parithimarkalaignan and T. V. Padmanabhan, "Osseointegration: An update," *Journal of Indian Prosthodontist Society*, vol. 13, no. 1. pp. 2–6, Mar. 2013. doi: 10.1007/s13191-013-0252-z.

[21] L. Le Guéhennec, A. Soueidan, P. Layrolle, and Y. Amouriq, "Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration," *Dental Materials*, vol. 23, no. 7. pp. 844–854, Jul. 2007. doi: 10.1016/j.dental.2006.06.025.

[22] R. Trindade, T. Albrektsson, and A. Wennerberg, "Current Concepts for the Biological Basis of Dental Implants: Foreign Body Equilibrium and Osseointegration Dynamics," *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, vol. 27, no. 2. W.B. Saunders, pp. 175–183, May 01, 2015. doi: 10.1016/j.coms.2015.01.004.

[23] L. Tolstunov, "Is Implant Dentistry a Restorative Discipline With a Surgical Component? A Change of Definition is Proposed."

[24] D. Mustafa Evren GÜLTEPE Tez Danışmanı Hişam DEMİRKÖPRÜLÜ ANKARA, "Alt Çene Tam Dişsiz Vakalarda Farkli İmplant Üstü Protetik Tasarimlarin İmplant Altyapilara Kuvvet İletimi Açisindan Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi. Doktora Tezi," 2011.

[25] P. Papaspyridakos, C. J. Chen, M. Singh, H. P. Weber, and G. O. Gallucci, "Success criteria in implant dentistry: A systematic review," *Journal of Dental Research*, vol. 91, no. 3. pp. 242–248, Mar. 2012. doi: 10.1177/0022034511431252.

[26] Dr. Dt. A. K. Dr. Dt. S. E. Ö. Dr. Dt. Işın Kürkçüoğlu, "Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri ve Başarı Değerlendirme Yöntemleri," 2010.

[27] G. A. Zarb, "Consensus report:Toward optimized treatment outcomes for dental implant," *Int J Prosthodontics*, vol. 11, p. 389, 1998.

[28] M. Roccuzzo, F. Bonino, L. Gaudioso, M. Zwahlen, and H. J. A. Meijer, "What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 23, no. SUPPL.6. pp. 229–237, Oct. 2012. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02544.x.

[29] C. E. Misch, "Treatment plans related to key implant positions and implant number," *Contemporary Implant Dentistr, ed*, vol. 3, pp. 147–159, 2008.

[30] David Nisand &Franck Renouard, "Short implant in limited bone volume," *Periodontol 2000*, pp. 72–96, 2014.

[31] H. De Bruyn, S. Raes, P. € Ar -Olov, € Ostman, and J. Cosyn, "Immediate loading in partially and completely edentulous jaws: a review of the literature with clinical guidelines," 2000.

[32] A. and A. T. Wennerberg, "On implant sufaces: a reviev of current knowledge and opinions," *International Journal of oral & maxillofacial Implants*, vol. 25, 2010.

[33] D. Prof and H. Ataoğlu, "İmplant Uygulamalarinda Farkli Yüzey Özelliklerinin Osseointegrasyon Üzerine Etkisinin Rezonans Frekans Analizi İle Değerlendirilmesi Burcu Gürsoytrak Doktora Tezi Ağiz, Diş Ve Çene Cerrahisi Anabilim Dali."

[34] A. Bueno-Samper, M. Hernadez-Aliaga, and J. L. Calvo-Guirado, "The implant-supported milled bar overdenture: A literature review," *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, vol. 15, no. 2. Mar. 01, 2010. doi: 10.4317/medoral.15.e375.

[35] "The McGill Consensus Statement on Overdentures Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients."

[36] E. P. and S. R. J. and K. L. M. and M. F. Holmgren, "Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction," *Journal of Oral Implantology*, vol. 24, pp. 80–88, 1998.

[37] T. J. S. J. Rosenberg ES, "Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants," pp. 135–144, 1991.

[38] J. Duyck · H. Van Oosterwyck · J. Vander SlotenM. De Cooman · R. Puers · I. Naert, "In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture:the influence of attachment system".

[39] M. C. C and E. Yalçın, "The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review." [Online]. Available: www.elsevier.com/locate/jdent

[40] Y. Kim, T. J. Oh, C. E. Misch, and H. L. Wang, "Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 16, no. 1. pp. 26–35, Feb. 2005. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x.

[41] B. M. K. B. C. T. B. (Hons), M. and G.-R. L. P. Jian-Ping Geng, "Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature," 2001.

[42] O. Eraslan, "Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures-a finite element analysis."

[43] M. C. C and E. Yalçın, "The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review." [Online]. Available: www.elsevier.com/locate/jdent

[44] Balık A., "Farklı İmplant Abutment Bağlantılarının Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İncelenmesi," İstanbul, 2007.

[45] R. Skalak, "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses."

[46] P.-I. Branemark, "Introduction to osseointegration," *Tissue-Integrated Prostheses Tissue-Integrated Prostheses*, 1985.

[47] R. M. Pilliar, “Implant surface design for development and maintenance of osseointegration,” *Bio-implant interface: improving biomaterials and tissue reactions*, pp. 43–58, 2003.

[48] E. Gore, “Buruksizmi olan hastalarda implant üstü sabit protezler için farklı oklüzyon tiplerinin implant başarısına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi,” İstanbul, 2010.

[49] T. Haraldson, U. Karlsson, and G. E. Carlsson, “Bite force and oral function in complete denture wearers,” 1979.

[50] L. A. and K. B. Weinberg, “A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables,” *International Journal of Prosthodontics*, vol. 8, 1995.

[51] J. and C. G. and A. M. and C. A. and D. W. and G. S. and H. T. and H. G. and L. J. and M. M. and others Feine, “The McGİll consensus statement on overdentures,” *Quintessence Int*, vol. 34, pp. 78–79, 2003.

[52] R. and M. R. and K. S. and S. A. and S. I. Modi, “Screw versus cement retained prosthesis: A review,” *Int J Adv Health Sci*, vol. 1, pp. 26–32, 2014.

[53] N. S. and A. H. B. Birnbaum, “Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality,” *Compendium of continuing education in dentistry*, vol. 29, 2008.

[54] M. and C. G. Augthun, “Microbial findings of deep peri-implant bone defects,” *International journal of oral \& maxillofacial implants*, vol. 12, 1997.

[55] R. L. Burguete, R. B. Johns, T. King, and E. A. Patterson, “Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants.”

[56] S. Dds and M. C. Dds, “The Significance Of Passive Framework Fit In Implant Prosthodontics: Current Status,” 2001.

[57] D. T. Chandran, D. C. Jagger, R. G. Jagger, and M. E. Barbour, “Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: Effects of storage time and moisture contamination,” in *Bio-Medical Materials and Engineering*, 2010, pp. 243–249. doi: 10.3233/BME-2010-0638.

[58] S. Bhakta, J. Vere, I. Calder, and R. Patel, “Impressions in implant dentistry,” *Br Dent J*, vol. 211, no. 8, pp. 361–367, Oct. 2011, doi: 10.1038/sj.bdj.2011.862.

[59] P. I. Brånemark, U. Breine, R. Adell, B. O. Hansson, J. Lindström, and A. Ohlsson, “Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies,” *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*, vol. 3, no. 2, pp. 81–100, 1969, doi: 10.3109/02844316909036699.

[60] P.-I. Branemark, “Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period,” *Scad J Plast Reconstr Surg*, 1977.

[61] I. M. and C. P. and B. M. and E. N. Finger, “The evolution of external and internal implant/abutment connections,” *Pract Proced Aesthet Dent*, vol. 15, 2003.

[62] “In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication.”

[63] P. Papaspyridakos, G. O. Gallucci, C. J. Chen, S. Hanssen, I. Naert, and B. Vandenberghe, “Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: Accuracy outcomes,” *Clin Oral Implants Res*, vol. 27, no. 4, pp. 465–472, Apr. 2016, doi: 10.1111/clr.12567.

[64] M. S. Pita, R. B. Anchieta, V. A. R. Barão, I. R. Garcia, V. Pedrazzi, and W. G. Assunção, “Prosthetic platforms in implant dentistry,” *Journal of Craniofacial Surgery*, vol. 22, no. 6, pp. 2327–2331, Nov. 2011, doi: 10.1097/SCS.0b013e318232a706.

[65] P. Papaspyridakos, H. Hirayama, C. J. Chen, C. H. Ho, V. Chronopoulos, and H. P. Weber, “Full-arch implant fixed prostheses: a comparative study on the effect of connection type and impression technique on accuracy of fit,” *Clin Oral Implants Res*, vol. 27, no. 9, pp. 1099–1105, Sep. 2016, doi: 10.1111/clr.12695.

[66] N. S. and A. H. B. Birnbaum, “Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality,” *Compend Contin Educ Dent*, vol. 29, pp. 494–496, 2008.

[67] R. M. Mizumoto, G. Alp, M. Özcan, and B. Yilmaz, “The effect of scanning the palate and scan body position on the accuracy of complete-arch implant scans,” *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 21, no. 5, pp. 987–994, Oct. 2019, doi: 10.1111/cid.12821.

[68] A. B. Carr, “A Comparison of Impression Techniques for a Five-Implant Mandibular Model,” *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 6, 1991.

[69] P. Vigolo, Z. Majzoub, and G. Cordioli, “Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions.”

[70] D. and N. J. and V. I. and S. A. Assif, “Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material,” *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, vol. 14, pp. 885–888, 1999.

[71] G. Burawi, F. Houston, D. Byrne, and N. Claffey, “A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system.”

[72] N. J. Y. R. B. J. Liou A, “Accuracy of Replacing Three Tepered Transfer Impression Copings in Two Elastomeric Impression Materials.,” *Int J Prosthodont*, 1993.

[73] S. Mahoorkar, A. Jain, K. Cauvery, P. Kumar, and R. Havale, “Modification of fixture mount to be used as an impression coping in closely placed implants,” *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, vol. 8, no. 4, Apr. 2014, doi: 10.7860/JCDR/2014/7623.4280.

[74] P. and C. C.-J. and G. G. O. and D. A. and W. H.-P. and C. V. Papaspyridakos, “Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review,” *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 29, 2014.

[75] R. G. Craig, “Review of dental impression materials.,” *Advances in dental research*, vol. 2, no. 1. pp. 51–64, 1988. doi: 10.1177/08959374880020012001.

[76] B. S. Rubel, “Impression Materials: A Comparative Review of Impression Materials Most Commonly Used in Restorative Dentistry,” *Dental Clinics of North America*, vol. 51, no. 3. pp. 629–642, Jul. 2007. doi: 10.1016/j.cden.2007.03.006.

[77] T. A. Hamalian, E. Nasr, and J. J. Chidiac, “Impression materials in fixed prosthodontics: Influence of choice on clinical procedure,” *Journal of Prosthodontics*, vol. 20, no. 2, pp. 153–160, Feb. 2011, doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00673.x.

[78] E. Kahramanoğlu, Y. U. Aslan, Y. Özkan, and E. Keskin Özyer, "İmplant Destekli Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Ölçü Yöntemleri ve Materyalleri: Derleme," *European Journal of Research in Dentistry*, vol. 2, no. 3, pp. 124–132, Dec. 2019, doi: 10.35333/erd.2019.101.

[79] F. Gonçalves, D. Popoff, C. Castro, G. Silva, C. Magalhães, and A. Moreira, "Dimensional Stability of Elastomeric Impression Materials: A Critical Review of the Literature," *J. Prosthodont. Rest. Dent*, vol. 19, pp. 1–4, 2011, doi: 10.1922/EJPRD_998Silva04.

[80] "Helping you meet the rising demands," *Br Dent J*, vol. 225, no. 9, pp. 900–900, Nov. 2018, doi: 10.1038/sj.bdj.2018.1019.

[81] C. F. Marcinak, F. A. Young, R. A. Draughn, and W. R. Flemming, "Linear Dimensional Changes in Elastic Impression Materials," 1980.

[82] A. Arora, A. Chugh, and V. Pratap Singh, "Accuracy of Different Putty-Wash Impression Techniques with Various Spacer Thickness," *Int J Clin Pediatr Dent*, vol. 5, no. 1, pp. 33–38, Apr. 2012, doi: 10.5005/jp-journals-10005-1131.

[83] U. Nassar, A. Oko, S. Adeeb, M. El-Rich, and C. Flores-Mir, "An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 109, no. 3, pp. 172–178, Mar. 2013, doi: 10.1016/S0022-3913(13)60038-4.

[84] I. García-Martínez, D. Cáceresmonllor, E. Solaberrieta, A. Ferreiroa, and G. Pradíes, "Accuracy of digitization obtained from scannable and nonscannable elastomeric impression materials."

[85] B. S. Rubel, "Impression Materials: A Comparative Review of Impression Materials Most Commonly Used in Restorative Dentistry," *Dental Clinics of North America*, vol. 51, no. 3. pp. 629–642, Jul. 2007. doi: 10.1016/j.cden.2007.03.006.

[86] R. and J. R. M. and G. C. and M. C. A. and M. B. K. Panichuttra, "Hydrophilic poly (vinyl siloxane) impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness," *International Journal of Prosthodontics*, vol. 4, 1991.

[87] F. and A. D. and G.-G. Rupp, “Effect of relative humidity on the hydrophilicity of unset elastomeric impression materials,” *International Journal of Prosthodontics*, vol. 21, 2008.

[88] F. and G.-G. Rupp, “Hydrophilicity of unset and set elastomeric impression materials,” *International Journal of Prosthodontics*, vol. 23, p. 552, 2010.

[89] R. Sorrentino, E. F. Gherlone, G. Calesini, and F. Zarone, “Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: An in vitro comparative study,” *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 12, no. SUPPL. 1, May 2010, doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00167.x.

[90] P. Vigolo, F. Fonzi, Z. Majzoub, and G. Cordioli, “An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses.”

[91] C. M. Gorman, W. E. Mcdevitt, and R. G. Hill, “Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials.” [Online]. Available: www.elsevier.com/locate/dental

[92] G. J. Christensen *et al.*, “Fixed Prosthodontics L Operative Dentistry Section Editors Measurement of paint-on die spacers used for casting relief.”

[93] M. L. Aguilar, A. Elias, C. E. T. Vizcarrondo, and W. J. Psoter, “Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 103, no. 4, pp. 202–209, Apr. 2010, doi: 10.1016/S0022-3913(10)60032-7.

[94] A. and J. T. and Y. N. S. and F. S. and D. A. and others Pandita, “Evaluation and comparison of dimensional accuracy of newly introduced elastomeric impression material using 3D laser scanners: an in vitro study,” *J Contemp Dent Pract*, vol. 14, pp. 265–268, 2013.

[95] A. G. and A. S. A. and S. R. L. Wee, “Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature,” *International Journal of Prosthodontics*, vol. 12, 1999.

[96] J. F. Güth, D. Edelhoff, J. Schweiger, and C. Keul, “A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro,” *Clin Oral Investig*, vol. 20, no. 7, pp. 1487–1494, Sep. 2016, doi: 10.1007/s00784-015-1626-x.

[97] A. Ender and A. Mehl, “Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 109, no. 2, pp. 121–128, Feb. 2013, doi: 10.1016/S0022-3913(13)60028-1.

[98] S. Quaas, H. Rudolph, and R. G. Luthardt, “Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations,” *J Dent*, vol. 35, no. 12, pp. 903–908, Dec. 2007, doi: 10.1016/j.jdent.2007.08.008.

[99] S. M. Heckmann, M. Karl, M. G. Wichmann, W. Winter, F. Graef, and T. D. Taylor, “Cement fixation and screw retention: Parameters of passive fit - An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures,” *Clin Oral Implants Res*, vol. 15, no. 4, pp. 466–473, Aug. 2004, doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01027.x.

[100] H. Lee, J. S. So, J. L. Hochstedler, and C. Ercoli, “Lee et al Clinical Implications The accuracy of implant impressions: A systematic review.”

[101] F. S. Andriessen, D. R. Rijkens, W. J. Van Der Meer, and D. W. Wismeijer, “Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 111, no. 3, pp. 186–194, Mar. 2014, doi: 10.1016/j.prosdent.2013.07.010.

[102] R. Nedelcu, P. Olsson, I. Nyström, J. Rydén, and A. Thor, “Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method,” *J Dent*, vol. 69, pp. 110–118, Feb. 2018, doi: 10.1016/j.jdent.2017.12.006.

[103] A. K. Garg, “Cadent iTero’s digital system for dental impressions: the end of trays and putty?,” *Dent Implantol Update*, vol. 19, pp. 1–4, 2008.

[104] A. Eliasson and A. Örtorp, “The Accuracy of an Implant Impression Technique Using Digitally Coded Healing Abutments,” *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 14, no. SUPPL. 1, May 2012, doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00344.x.

[105] P. Papaspyridakos, G. O. Gallucci, C. J. Chen, S. Hanssen, I. Naert, and B. Vandenberghe, “Digital versus conventional implant impressions for

edentulous patients: Accuracy outcomes," *Clin Oral Implants Res*, vol. 27, no. 4, pp. 465–472, Apr. 2016, doi: 10.1111/clr.12567.

[106] G. Priest, "Virtual-designed and computer-milled implant abutments," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 63, no. 9 SUPPL., pp. 22–32, Sep. 2005, doi: 10.1016/j.joms.2005.05.158.

[107] K. J. and M. E. A. and D. C. and K. G. Howell, "Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques.," *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 28, 2013.

[108] W. S. Lin, B. T. Harris, A. Zandinejad, and D. Morton, "Use of digital data acquisition and CAD/CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 111, no. 1, pp. 1–5, 2014, doi: 10.1016/j.prosdent.2013.04.010.

[109] S. B. M. Patzelt, A. Emmanouilidi, S. Stampf, J. R. Strub, and W. Att, "Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners," *Clin Oral Investig*, vol. 18, no. 6, pp. 1687–1694, 2014, doi: 10.1007/s00784-013-1132-y.

[110] A. and P. N. and A. M. and A. W. Gintaute, "Accuracy of computerized and conventional impression-making procedures for multiple straight and tilted dental implants," School of Dentistry, University of Freiburg, 2016.

[111] J. Katsoulis, R. Mericske-Stern, D. M. Yates, N. Izutani, N. Enkling, and M. B. Blatz, "In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars," *Dental Materials*, vol. 29, no. 9, pp. 945–953, Sep. 2013, doi: 10.1016/j.dental.2013.07.004.

[112] G. Aktas, N. Özcan, D. H. Aydin, E. Şahin, and K. Akça, "Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 111, no. 5, pp. 367–372, 2014, doi: 10.1016/j.prosdent.2013.11.001.

[113] K. G. Baskai, *Evaluation of Digital Implant Impressions using an Intra-oral Computerized Scanner (iTero) versus Conventional Implant Impressions: A 3-Dimensional Analysis of Accuracy*. University of Toronto (Canada), 2014.

[114] A. and M. A. Ender, “In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions.,” *Quintessence Int (Berl)*, vol. 46, 2015.

[115] T. Flügge, W. Att, M. Metzger, and K. Nelson, “Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners,” *Int J Prosthodont*, vol. 29, no. 3, pp. 277–283, May 2016, doi: 10.11607/ijp.4417.

[116] L. Ciocca *et al.*, “In vitro assessment of the accuracy of digital impressions prepared using a single system for full-arch restorations on implants,” *Int J Comput Assist Radiol Surg*, vol. 13, no. 7, pp. 1097–1108, Jul. 2018, doi: 10.1007/s11548-018-1719-5.

[117] R. M. Mizumoto and B. Yilmaz, “Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 120, no. 3. Mosby Inc., pp. 343–352, Sep. 01, 2018. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.10.029.

[118] S. M. Yamany and A. A. Farag, “Surface Signatures: An Orientation Independent Free-Form Surface Representation Scheme for the Purpose of Objects Registration and Matching.”

[119] R. M. Mizumoto and B. Yilmaz, “Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 120, no. 3. Mosby Inc., pp. 343–352, Sep. 01, 2018. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.10.029.

[120] M. Del Corso, G. Abà, L. Vazquez, J. Dargaud, and D. M. D. Ehrenfest, “Optical three-dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: An in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility,” *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 11, no. 3, pp. 214–221, 2009, doi: 10.1111/j.1708-8208.2008.00106.x.

[121] G. Priest, “Virtual-designed and computer-milled implant abutments,” *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 63, no. 9 SUPPL., pp. 22–32, Sep. 2005, doi: 10.1016/j.joms.2005.05.158.

[122] A. Eliasson and A. Örtorp, “The Accuracy of an Implant Impression Technique Using Digitally Coded Healing Abutments,” *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 14, no. SUPPL. 1, May 2012, doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00344.x.

[123] M. Stimmelmayr, J. F. Güth, K. Erdelt, D. Edelhoff, and F. Beuer, “Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit-an in vitro study,” *Clin Oral Investig*, vol. 16, no. 3, pp. 851–856, Jun. 2012, doi: 10.1007/s00784-011-0564-5.

[124] C. D. Ramsey and R. G. Ritter, “Utilization of digital technologies for fabrication of definitive implant-supported restorations,” *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, vol. 24, no. 5, pp. 299–308, Oct. 2012, doi: 10.1111/j.1708-8240.2011.00481.x.

[125] M. Kurz, T. Attin, and A. Mehl, “Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system,” *Clin Oral Investig*, vol. 19, no. 8, pp. 2035–2043, Nov. 2015, doi: 10.1007/s00784-015-1440-5.

[126] H. Li, P. Lyu, Y. Wang, and Y. Sun, “Influence of object translucency on the scanning accuracy of a powder-free intraoral scanner: A laboratory study,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 117, no. 1, pp. 93–101, Jan. 2017, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.04.008.

[127] W.-S. and H. B. T. and E. E. N. and A.-A. T. and M. D. Lin, “Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study,” *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 30, 2015.

[128] B. and O. M. and M.-R. F. and P. G. Gimenez, “Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth,” *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 29, 2014.

[129] T. Fluegge, W. Att, M. Metzger, and K. Nelson, “A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies—An Experimental Approach,” *Journal of Prosthodontics*, vol. 26, no. 1, pp. 34–41, Jan. 2017, doi: 10.1111/jopr.12362.

[130] H. Ajioka, H. Kihara, C. Odaira, T. Kobayashi, and H. Kondo, “Examination of the position accuracy of implant abutments reproduced by

intra-oral optical impression," *PLoS One*, vol. 11, no. 10, Oct. 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0164048.

[131] F. Chen, H. Ou, B. Lu, and H. Long, "A constitutive model of polyether-ether-ketone (PEEK)," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 53, pp. 427–433, Jan. 2016, doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.08.037.

[132] E. KALAYCI, O. AVİNÇ, and A. YAVAŞ, "Polyether Ether Ketone (Peek) Fibers," *Cumhuriyet Science Journal*, vol. 38, no. 2, pp. 168–168, Apr. 2017, doi: 10.17776/cumuscij.308456.

[133] J. Hearle, "Physical structure and fibre properties," *Regenerated cellulose fibres*, pp. 199–233, 2001.

[134] P. A. Staniland, C. J. Wilde, F. A. Bottino, G. Di Pasquale, A. Pollicino, and A. Recta, "Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers."

[135] E. M. Feerick, J. Kennedy, H. Mullett, D. FitzPatrick, and P. McGarry, "Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures," *Med Eng Phys*, vol. 35, no. 6, pp. 712–722, 2013, doi: 10.1016/j.medengphy.2012.07.016.

[136] L. Zhou, Y. Qian, Y. Zhu, H. Liu, K. Gan, and J. Guo, "The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials (DEMA-D-13-00481)," *Dental Materials*, vol. 30, no. 8, 2014, doi: 10.1016/j.dental.2014.03.011.

[137] K. B. Sagomonyants, M. L. Jarman-Smith, J. N. Devine, M. S. Aronow, and G. A. Gronowicz, "The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium," *Biomaterials*, vol. 29, no. 11, pp. 1563–1572, Apr. 2008, doi: 10.1016/j.biomaterials.2007.12.001.

[138] A. Liebermann *et al.*, "Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 115, no. 3, pp. 321-328.e2, Mar. 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.09.004.

[139] G. Skirbutis, A. Dzingutė, V. Masiliūnaitė, G. Šulcaitė, and J. Žilinskas, "A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics," 2017.

[140] H. B. Skinner, “Composite Technology for Total Hip Arthroplasty.” [Online]. Available: http://journals.lww.com/clinorthop

[141] W. T. Lee, J. Y. Koak, Y. J. Lim, S. K. Kim, H. B. Kwon, and M. J. Kim, “Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants,” *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, vol. 100 B, no. 4, pp. 1044–1052, May 2012, doi: 10.1002/jbm.b.32669.

[142] A. D. Schwitalla *et al.*, “The applicability of PEEK-based abutment screws,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 63, pp. 244–251, Oct. 2016, doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.06.024.

[143] T. Koutouzis, J. Richardson, and T. Lundgren, “Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments,” *Journal of Oral Implantology*, vol. 37, no. SPEC. ISSUE, pp. 174–182, Mar. 2011, doi: 10.1563/AAID-JOI-D-09-00102.1.

[144] S. Hahnel, A. Wieser, R. Lang, and M. Rosentritt, “Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials,” *Clin Oral Implants Res*, vol. 26, no. 11, pp. 1297–1301, Nov. 2015, doi: 10.1111/clr.12454.

[145] J. E. Maté Sánchez de Val *et al.*, “Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs,” *Annals of Anatomy*, vol. 206, pp. 104–109, Jul. 2016, doi: 10.1016/j.aanat.2016.03.005.

[146] F. Mangano, A. Gandolfi, G. Luongo, and S. Logozzo, “Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature,” *BMC Oral Health*, vol. 17, no. 1, Dec. 2017, doi: 10.1186/s12903-017-0442-x.

[147] J. Chen, Q. Zhang, Q. A. Li, S. L. Fu, and J. Z. Wang, “Corrosion and tribocorrosion behaviors of AISI 316 stainless steel and Ti6Al4V alloys in artificial seawater,” *Transactions of Nonferrous Metals Society of China (English Edition)*, vol. 24, no. 4, pp. 1022–1031, 2014, doi: 10.1016/S1003-6326(14)63157-5.

[148] J. C. M. Souza, S. L. Barbosa, E. Ariza, J. P. Celis, and L. A. Rocha, “Simultaneous degradation by corrosion and wear of titanium in artificial saliva containing fluorides,” *Wear*, vol. 292–293, pp. 82–88, Jul. 2012, doi: 10.1016/j.wear.2012.05.030.

[149] J. C. M. Souza, M. Henriques, W. Teughels, P. Ponthiaux, J. P. Celis, and L. A. Rocha, “Wear and Corrosion Interactions on Titanium in Oral

Environment: Literature Review," *J Bio Tribocorros*, vol. 1, no. 2, Jun. 2015, doi: 10.1007/s40735-015-0013-0.

[150] D. Duraccio, F. Mussano, and M. G. Faga, "Biomaterials for dental implants: current and future trends," *Journal of Materials Science*, vol. 50, no. 14. Kluwer Academic Publishers, pp. 4779–4812, Jul. 01, 2015. doi: 10.1007/s10853-015-9056-3.

[151] J. and S. K. and L. K.-B. Kim, "Displacement of scan body during screw tightening: A comparative in vitro study," *J Adv Prosthodont*, vol. 12, pp. 307–307, 2020.

[152] J. Wang, Z. Yu, W. Zhu, and J. Cao, "Feature-preserving surface reconstruction from unoriented, noisy point data," *Computer Graphics Forum*, vol. 32, no. 1, pp. 164–176, 2013, doi: 10.1111/cgf.12006.

[153] S. Rusinkiewicz, O. Hall-Holt, and M. Levoy, "Real-Time 3D Model Acquisition," 2002.

[154] F. Bernardini and H. Rushmeier, "The 3D Model Acquisition Pipeline," 2002.

[155] A. S. K. Persson, A. Odén, M. Andersson, and G. Sandborgh-Englund, "Digitization of simulated clinical dental impressions: Virtual three-dimensional analysis of exactness," *Dental Materials*, vol. 25, no. 7, pp. 929–936, Jul. 2009, doi: 10.1016/j.dental.2009.01.100.

[156] A. Ender, M. Zimmermann, T. Attin, and A. Mehl, "In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions," *Clin Oral Investig*, vol. 20, no. 7, pp. 1495–1504, Sep. 2016, doi: 10.1007/s00784-015-1641-y.

[157] N. Nayyar, B. Yilmaz, and E. McGlumphy, "Using digitally coded healing abutments and an intraoral scanner to fabricate implant-supported, cement-retained restorations," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 109, no. 4, pp. 210–215, Apr. 2013, doi: 10.1016/S0022-3913(13)00073-5.

[158] M. S. Prudente *et al.*, "Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 119, no. 3, pp. 377–383, Mar. 2018, doi: 10.1016/j.prosdent.2017.03.024.

[159] F. Mangano, J. A. Shibli, and T. Fortin, “Digital Dentistry: New Materials and Techniques,” *International Journal of Dentistry*, vol. 2016. Hindawi Publishing Corporation, 2016. doi: 10.1155/2016/5261247.

[160] M. Imburgia, S. Logozzo, U. Hauschild, G. Veronesi, C. Mangano, and F. G. Mangano, “Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study,” *BMC Oral Health*, vol. 17, no. 1, Jun. 2017, doi: 10.1186/s12903-017-0383-4.

[161] F. G. Mangano, G. Veronesi, U. Hauschild, E. Mijiritsk, and C. Mangano, “Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study,” *PLoS One*, vol. 11, no. 9, Sep. 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0163107.

[162] A. Gintaute, A. J. Keeling, C. A. Osnes, N. U. Zitzmann, M. Ferrari, and T. Joda, “Precision of maxillo-mandibular registration with intraoral scanners in vitro,” *J Prosthodont Res*, vol. 64, no. 2, pp. 114–119, Apr. 2020, doi: 10.1016/j.jpor.2019.05.006.

[163] Y. K. Rhee, Y. H. Huh, L. R. Cho, and C. J. Park, “Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-Dimensional superimposition,” *Journal of Advanced Prosthodontics*, vol. 7, no. 6, pp. 460–467, 2015, doi: 10.4047/jap.2015.7.6.460.

[164] A. and M. A. Endera, “Influence of Scanning Strategies on the Accuracy of Digital Intraoral Scanning Systems Einfluss von Scanstrategien auf die Genauigkeit von digitalen intraoralen Scansystemen,” *Int J Comput Dent*, vol. 16, 2013.

[165] J. E. Kim, A. Amelya, Y. Shin, and J. S. Shim, “Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 117, no. 6, pp. 755–761, Jun. 2017, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.09.016.

[166] J. H. Lee, “Improved digital impressions of edentulous areas,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 117, no. 3, pp. 448–449, Mar. 2017, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.08.019.

[167] B. Giménez, M. Özcan, F. Martínez-Rus, and G. Pradíes, “Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and

depth," *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 17, no. S1, pp. e54–e64, Jan. 2015, doi: 10.1111/cid.12124.

[168] D. C. N. Chan, A. K. H. Chung, J. Haines, E. H. T. Yau, and C. C. Kuo, "The accuracy of optical scanning: Influence of convergence and die preparation," *Oper Dent*, vol. 36, no. 5, pp. 486–491, Sep. 2011, doi: 10.2341/10-067-L.

[169] X. Ye, H. Liu, L. Chen, Z. Chen, X. Pan, and S. Zhang, "Reverse innovative design - an integrated product design methodology," *CAD Computer Aided Design*, vol. 40, no. 7, pp. 812–827, Jul. 2008, doi: 10.1016/j.cad.2007.07.006.

[170] J. M. Pinto *et al.*, "Sensitivity analysis of geometric errors in additive manufacturing medical models," *Med Eng Phys*, vol. 37, no. 3, pp. 328–334, Mar. 2015, doi: 10.1016/j.medengphy.2015.01.009.

[171] S. J. Lee, R. X. Macarthur IV, and G. O. Gallucci, "An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 110, no. 5, pp. 420–423, Nov. 2013, doi: 10.1016/j.prosdent.2013.06.012.

[172] B. Giménez, M. Özcan, F. Martínez-Rus, and G. Pradíes, "Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: Effect of clinically relevant parameters," in *Implant Dentistry*, Lippincott Williams and Wilkins, Oct. 2015, pp. 498–504. doi: 10.1097/ID.0000000000000283.

[173] M. A. and A.-F. J. N. and C. M. A. and others Del'Acqua, "Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis," *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 23, 2008.

[174] T. and Z. A. and E. E. and L. W. and M. D. Abdel-Azim, "The Influence of Digital Fabrication Options on the Accuracy of Dental Implant--Based Single Units and Complete-Arch Frameworks," *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 29, 2014.

[175] T. Joda and U. Brägger, "Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis," *Clin Oral Implants Res*, vol. 26, no. 12, pp. 1430–1435, Dec. 2015, doi: 10.1111/clr.12476.

[176] T. Joda, P. Lenherr, P. Dedem, I. Kovaltschuk, U. Bragger, and N. U. Zitzmann, “Time efficiency, difficulty, and operator’s preference comparing digital and conventional implant impressions: a randomized controlled trial,” *Clin Oral Implants Res*, vol. 28, no. 10, pp. 1318–1323, Oct. 2017, doi: 10.1111/clr.12982.

[177] M. L. C. Aragón, L. F. Pontes, L. M. Bichara, C. Flores-Mir, and D. Normando, “Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: A systematic review,” *European Journal of Orthodontics*, vol. 38, no. 4. Oxford University Press, pp. 429–434, Aug. 01, 2016. doi: 10.1093/ejo/cjw033.

[178] W. H. Mörmann, “The evolution of the CEREC system,” *Journal of the American Dental Association*, vol. 137, no. 9 SUPPL. Sep. 2006. doi: 10.14219/jada.archive.2006.0398.

[179] R. J. Y. Kim, J. M. Park, and J. S. Shim, “Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 120, no. 6, pp. 895-903.e1, Dec. 2018, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.01.035.

[180] P. and C. C.-J. and G. G. O. and D. A. and W. H.-P. and C. V. Papaspyridakos, “Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review,” *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 29, 2014.

[181] C. Goracci, L. Franchi, A. Vichi, and M. Ferrari, “Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: A systematic review of the clinical evidence,” *European Journal of Orthodontics*, vol. 38, no. 4. Oxford University Press, pp. 422–428, Aug. 01, 2016. doi: 10.1093/ejo/cjv077.

[182] S. Logozzo, E. M. Zanetti, G. Franceschini, A. Kilpelä, and A. Mäkynen, “Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry,” *Opt Lasers Eng*, vol. 54, pp. 203–221, Mar. 2014, doi: 10.1016/j.optlaseng.2013.07.017.

[183] T. V. Flügge, S. Schlager, K. Nelson, S. Nahles, and M. C. Metzger, “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, vol. 144, no. 3, pp. 471–478, 2013, doi: 10.1016/j.ajodo.2013.04.017.

[184] V. and R. A. and U. M. Kostiukova, "Comparative study of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry," *Stomatologiia (Mosk)*, vol. 93, pp. 53–59, 2014.

[185] M. and M. A. and M. W. and R. S. Zimmermann, "Intraoral scanning systems-a current overview," *Int J Comput Dent*, vol. 18, pp. 101–129, 2015.

[186] M. Imburgia, S. Logozzo, U. Hauschild, G. Veronesi, C. Mangano, and F. G. Mangano, "Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study," *BMC Oral Health*, vol. 17, no. 1, Jun. 2017, doi: 10.1186/s12903-017-0383-4.

[187] D. T. Chandran, D. C. Jagger, R. G. Jagger, and M. E. Barbour, "Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: Effects of storage time and moisture contamination," in *Bio-Medical Materials and Engineering*, 2010, pp. 243–249. doi: 10.3233/BME-2010-0638.

[188] A. Ender and A. Mehl, "Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision," *Journal of Visualized Experiments*, no. 86, Apr. 2014, doi: 10.3791/51374.

[189] M. Del Corso, G. Abà, L. Vazquez, J. Dargaud, and D. M. D. Ehrenfest, "Optical three-dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: An in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility," *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 11, no. 3, pp. 214–221, 2009, doi: 10.1111/j.1708-8208.2008.00106.x.

[190] S. Amin, H. P. Weber, M. Finkelman, K. El Rafie, Y. Kudara, and P. Papaspyridakos, "Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study," *Clin Oral Implants Res*, vol. 28, no. 11, pp. 1360–1367, Nov. 2017, doi: 10.1111/clr.12994.

[191] P. Papaspyridakos, N. Rajput, Y. Kudara, and H. P. Weber, "Digital Workflow for Fixed Implant Rehabilitation of an Extremely Atrophic Edentulous Mandible in Three Appointments," *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, vol. 29, no. 3, pp. 178–188, May 2017, doi: 10.1111/jerd.12290.

[192] A. Marghalani, H. P. Weber, M. Finkelman, Y. Kudara, K. El Rafie, and P. Papaspyridakos, “Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 119, no. 4, pp. 574–579, Apr. 2018, doi: 10.1016/j.prosdent.2017.07.002.

[193] M. Ziegler, “Digital Impression Taking with Reproducibly High Precision Digitale Abformung in reproduzierbar hoher Genauigkeit,” *Int J Comput Dent*, 2009.

[194] S. Hosseini, “Evaluation Of Splint Effect On The Dimensional Variations Of Implants Location Transfer With A 25˚angle By Open Tray Molding Method,” 2022.

[195] A. L. T. Jemt, “Accuracy of implant supported prostheses in the edentuolus jaw,” *Clin Oral Implants Res*, 1995.

[196] M. and B. M. R. and Y. N. Buzayan, “Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials,” *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 28, 2013.

[197] V. A. and E. R. J. and T. K. H. and T. J. W. and W. K. M. and T. K. B. Chia, “In Vitro Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: The Effect of Implant Angulation,” *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 32, 2017.

[198] E. and C. P. and V. R. and F. F. and G. G. and C. R. Gherlone, “Conventional Versus Digital Impressions for" All-on-Four" Restorations,” *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 31, 2016.

[199] K. Chochlidakis *et al.*, “Digital Versus Conventional Full-Arch Implant Impressions: A Prospective Study on 16 Edentulous Maxillae,” *Journal of Prosthodontics*, vol. 29, no. 4, pp. 281–286, Apr. 2020, doi: 10.1111/jopr.13162.

[200] C. Monaco, L. Scheda, L. Ciocca, and G. Zucchelli, “The prototype concept in a full digital implant workflow,” *Journal of the American Dental Association*, vol. 149, no. 10, pp. 918–923, Oct. 2018, doi: 10.1016/j.adaj.2018.04.026.

[201] A. G. D. J. M. V. Vygandas Rutkūnas, “Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review,” *Eur J Oral Implantol*, vol. 10, pp. 101–120, 2017.

[202] R. Huang, Y. Liu, B. Huang, C. Zhang, Z. Chen, and Z. Li, “Improved scanning accuracy with newly designed scan bodies: An in vitro study comparing digital versus conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation,” *Clin Oral Implants Res*, vol. 31, no. 7, pp. 625–633, Jul. 2020, doi: 10.1111/clr.13598.

[203] M. Revilla-León, W. Att, M. Dent, M. Özcan, and J. Rubenstein, “Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate measuring machine.”

[204] P. Papaspyridakos, Y. wei Chen, I. Gonzalez-Gusmao, and W. Att, “Complete digital workflow in prosthesis prototype fabrication for complete-arch implant rehabilitation: A technique,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 122, no. 3, pp. 189–192, Sep. 2019, doi: 10.1016/j.prosdent.2019.02.004.

[205] P. Papaspyridakos *et al.*, “Digital workflow: In vitro accuracy of 3D printed casts generated from complete-arch digital implant scans.”

[206] K. Tan, “The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit?,” *Ann Acad Med Singap*, vol. 24, no. 1, pp. 138–157, 1995.

[207] P. and C. C.-J. and G. G. O. and D. A. and W. H.-P. and C. V. Papaspyridakos, “Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review,” *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 29, 2014.

[208] F. S. Andriessen, D. R. Rijkens, W. J. Van Der Meer, and D. W. Wismeijer, “Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 111, no. 3, pp. 186–194, Mar. 2014, doi: 10.1016/j.prosdent.2013.07.010.

[209] M. Stimmelmayr, J. F. Güth, K. Erdelt, D. Edelhoff, and F. Beuer, “Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit-an in vitro study,”

Clin Oral Investig, vol. 16, no. 3, pp. 851–856, Jun. 2012, doi: 10.1007/s00784-011-0564-5.

[210] M. Imburgia, S. Logozzo, U. Hauschild, G. Veronesi, C. Mangano, and F. G. Mangano, "Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study," *BMC Oral Health*, vol. 17, no. 1, Jun. 2017, doi: 10.1186/s12903-017-0383-4.

[211] F. G. Mangano, G. Veronesi, U. Hauschild, E. Mijiritsk, and C. Mangano, "Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study," *PLoS One*, vol. 11, no. 9, Sep. 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0163107.

[212] T. and B. K. Jemt, "Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients," *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 11, 1996.

[213] T. Jemt, "In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw," *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 11, 1996.

[214] F. G. Mangano, G. Veronesi, U. Hauschild, E. Mijiritsk, and C. Mangano, "Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study," *PLoS One*, vol. 11, no. 9, Sep. 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0163107.

[215] M. Imburgia, S. Logozzo, U. Hauschild, G. Veronesi, C. Mangano, and F. G. Mangano, "Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study," *BMC Oral Health*, vol. 17, no. 1, Jun. 2017, doi: 10.1186/s12903-017-0383-4.

[216] B. Gimenez-Gonzalez, B. Hassan, M. Özcan, and G. Pradíes, "An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla," *Journal of Prosthodontics*, vol. 26, no. 8, pp. 650–655, Dec. 2017, doi: 10.1111/jopr.12457.

[217] P. Ahlholm, K. Sipilä, P. Vallittu, M. Jakonen, and U. Kotiranta, "Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review," *Journal of Prosthodontics*, vol. 27, no. 1. Blackwell Publishing Inc., pp. 35–41, Jan. 01, 2018. doi: 10.1111/jopr.12527.

[218] M. Y. and Y. S. H. X. and W. K. M. and T. Y. H. and T. K. B. C. Tan, "Comparison of three-dimensional accuracy of digital and conventional implant impressions: effect of interimplant distance in an edentulous arch," *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 34, 2019.

[219] M. Menini, P. Setti, F. Pera, P. Pera, and P. Pesce, "Accuracy of multi-unit implant impression: Traditional techniques versus a digital procedure," *Clin Oral Investig*, vol. 22, no. 3, pp. 1253–1262, Apr. 2018, doi: 10.1007/s00784-017-2217-9.

[220] F. G. Mangano, G. Veronesi, U. Hauschild, E. Mijiritsk, and C. Mangano, "Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study," *PLoS One*, vol. 11, no. 9, Sep. 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0163107.

[221] Y. and D. P. and Z. Y. and H. Q. and T. J. and C. H. Liu, "Accuracy of multi-implant impressions using 3D-printing custom trays and splinting versus conventional techniques for complete arches," *International Journal of Oral \& Maxillofacial Implants*, vol. 34, 2019.

[222] P. Ribeiro *et al.*, "Accuracy of implant casts generated with conventional and digital impressions—An in vitro study," *Int J Environ Res Public Health*, vol. 15, no. 8, Aug. 2018, doi: 10.3390/ijerph15081599.

[223] M. Alikhasi, H. Siadat, A. Nasirpour, and M. Hasanzade, "Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type," *Int J Dent*, vol. 2018, 2018, doi: 10.1155/2018/3761750.

[224] G. D. Hack and S. B. M. Patzelt, "Evaluation of the Accuracy of Six Intraoral Scanning Devices: An in-vitro Investigation," 2015.

[225] R. M. Mizumoto, B. Yilmaz, E. A. Mcglumphy, J. Seidt, and W. M. Johnston, "Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses," 2019. [Online]. Available: www.3d-engineering.net

[226] A. and W. B. and S. M. A. Schmidt, "Accuracy of digital implant impressions in clinical studies: A systematic review," *Clin Oral Implants Res*, pp. 573–585, 2022.

[227] B. Giménez, M. Özcan, F. Martínez-Rus, and G. Pradíes, “Accuracy of a Digital Impression System Based on Parallel Confocal Laser Technology for Implants with Consideration of Operator Experience and Implant Angulation and Depth,” *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 29, no. 4, pp. 853–862, Jul. 2014, doi: 10.11607/jomi.3343.

[228] S. Vandeweghe, V. Vervack, M. Dierens, and H. De Bruyn, “Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study,” *Clin Oral Implants Res*, vol. 28, no. 6, pp. 648–653, Jun. 2017, doi: 10.1111/clr.12853.

[229] M. Iturrate, H. Eguiraun, O. Etxaniz, and E. Solaberrieta, “Accuracy analysis of complete-arch digital scans in edentulous arches when using an auxiliary geometric device,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 121, no. 3, pp. 447–454, Mar. 2019, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.09.017.

[230] S. Vandeweghe, V. Vervack, M. Dierens, and H. De Bruyn, “Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study,” *Clin Oral Implants Res*, vol. 28, no. 6, pp. 648–653, Jun. 2017, doi: 10.1111/clr.12853.

[231] M. Gómez-Polo, J. Ballesteros, P. Perales-Padilla, P. Perales-Pulido, C. Gómez-Polo, and R. Ortega, “Guided implant scanning: A procedure for improving the accuracy of implant-supported complete-arch fixed dental prostheses.”

[232] M. Menini, P. Setti, F. Pera, P. Pera, and P. Pesce, “Accuracy of multi-unit implant impression: Traditional techniques versus a digital procedure,” *Clin Oral Investig*, vol. 22, no. 3, pp. 1253–1262, Apr. 2018, doi: 10.1007/s00784-017-2217-9.

[233] M. Alikhasi, H. Siadat, A. Nasirpour, and M. Hasanzade, “Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type,” *Int J Dent*, vol. 2018, 2018, doi: 10.1155/2018/3761750.

[234] R. V. Moura *et al.*, “Evaluation of the Accuracy of Conventional and Digital Impression Techniques for Implant Restorations,” *Journal of Prosthodontics*, vol. 28, no. 2, pp. e530–e535, Feb. 2019, doi: 10.1111/jopr.12799.

[235] K. Chochlidakis *et al.*, “Digital Versus Conventional Full-Arch Implant Impressions: A Prospective Study on 16 Edentulous Maxillae,” *Journal of*

Prosthodontics, vol. 29, no. 4, pp. 281–286, Apr. 2020, doi: 10.1111/jopr.13162.

[236] P. Papaspyridakos, G. O. Gallucci, C. J. Chen, S. Hanssen, I. Naert, and B. Vandenberghe, "Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: Accuracy outcomes," *Clin Oral Implants Res*, vol. 27, no. 4, pp. 465–472, Apr. 2016, doi: 10.1111/clr.12567.

[237] P. and P. F. and S. P. and M. M. Pesce, "Precision and Accuracy of a Digital Impression Scanner in Full-Arch Implant Rehabilitation," *International Journal of Prosthodontics*, vol. 31, 2018.

[238] K. R. Kim, K. young Seo, and S. Kim, "Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 122, no. 6, pp. 543–549, Dec. 2019, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.10.018.

[239] B. Gimenez-Gonzalez, B. Hassan, M. Özcan, and G. Pradíes, "An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla," *Journal of Prosthodontics*, vol. 26, no. 8, pp. 650–655, Dec. 2017, doi: 10.1111/jopr.12457.

[240] P. Cappare, G. Sannino, M. Minoli, P. Montemezzi, and F. Ferrini, "Conventional versus digital impressions for full arch screw-retained maxillary rehabilitations: A randomized clinical trial," *Int J Environ Res Public Health*, vol. 16, no. 5, Mar. 2019, doi: 10.3390/ijerph16050829.

[241] M. Peñarrocha-Diago, J. C. Balaguer-Martí, D. Peñarrocha-Oltra, J. F. Balaguer-Martínez, M. Peñarrocha-Diago, and R. Agustín-Panadero, "A combined digital and stereophotogrammetric technique for rehabilitation with immediate loading of complete-arch, implant-supported prostheses: A randomized controlled pilot clinical trial," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 118, no. 5, pp. 596–603, Nov. 2017, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.12.015.

[242] T. Flügge, W. J. van der Meer, B. G. Gonzalez, K. Vach, D. Wismeijer, and P. Wang, "The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-

analysis," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 29. Blackwell Munksgaard, pp. 374–392, Oct. 01, 2018. doi: 10.1111/clr.13273.

HAM VERİLER

FORMLAR

ETİK KURUL KARARI

PATENT HAKKI İZNİ

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI