

MEHMET HAKAN KÜLAHCI

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2022

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**TAM DİŞSİZ OLGULARIN İMPLANT İLE
REHABİLİTASYONUNDA FARKLI ÖLÇÜ
TEKNİKLERİNİN HASSASİYETLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

MEHMET HAKAN KÜLAHÇI

**DANIŞMAN
PROF.DR. GÜLÜMSER EVLİOĞLU**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2022

İTHAF

Canım ailem ve rahmetli dedem Ercan Boğaç’a ithaf ediyorum...

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca emeklerini esirgemeyen, her türlü sorunumda desteğini arkamda hissettiğim, değerli danışman hocam Prof. Dr. Gülümser Evlioğlu'na;

Doktora eğitimim sırasında bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan başta değerli hocalarım Prof. Dr. Zühtü Haluk Keskin, Prof. Dr. Bilge Gökçen Röhlig, Prof. Dr. Meltem Özdemir Karataş, Doç. Dr. Erkan Sancaklı, Doç. Dr. Ali Balık, Dr. Ebru Demet Çifter olmak üzere İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm değerli öğretim üyelerine ve çalışanlarına;

Lisans eğitimimden bu yana bana abilik yapan, gerek klinikte gerek hayatta her türlü sorunumda hep yanımda hissettiğim değerli abim Dr. Emrah Baca'ya;

Bilgi, birikim ve desteklerini benden esirgemeyen, değerli abim Doç. Dr. Tamer Çelakıl'a;

Tüm hayatım boyunca bana güvenen, maddi ve manevi tüm desteklerini asla esirgemeyen, bugünlere gelmemde en büyük paya sahip olan babam Dt. Ali Külahcı, annem Makbule Külahcı, kardeşim Dt. Emre Külahcı'ya ;

Ve son olarak da en büyük destekçim, cesaretlendiricim, hayat arkadaşım Dt. Duygu Külahcı'ya sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ii
BEYAN.....	iii
İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xi
ÖZET	xii
ABSTRACT.....	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.2. Osseointegrasyon	4
2.3. Diş Eksikliğine Bağlı Meydana Gelen Değişimler	6
2.4. Tam Dişsizlik Protetik Tedavisi.....	6
2.4.1. İmplant Destekli Hareketli Protezler.....	8
2.4.2. İmplant Destekli Sabit Protezler	9
2.4.2.1. Siman Tutuculu Sabit Protezler	10
2.4.2.2. Vidalı Sabit Protezler	11
2.5. Pasif Uyum.....	11
2.6. Konvansiyonel Ölçü Teknikleri.....	12
2.6.1. Kapalı Kaşık Tekniği (İndirekt teknik).....	13
2.6.2. Açık Kaşık Tekniği (Direkt Teknik)	14
2.7. Ölçü Materyalleri	16
2.7.1. Ölçü Materyallerinde Bulunması Gereken Özellikler	17
2.7.2. İrreversible Hidrokolloidler	18
2.7.3. Polivinil Siloksanlar	18
2.7.4. Kondansasyon Silikonları	19
2.7.5. Polieterler	19

2.7.6. Polisülfidler.....	20
2.7.7. Vinil Polisiloksan Eter	20
2.8. Ölçü Karıştırma Teknikleri	20
2.9. Kaşık Seçimi	21
2.10. Model Elde Edilmesinde Kullanılan Dental Alçılar	21
2.11. CAD/CAM Sistemleri.....	22
2.11.1. Ağız İçi Tarayıcılar	25
2.11.2. İmplant Üstü Protezlerde Dijital Ölçü	28
2.11.2.1. Dijital Ölçüde İş Akışı	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	32
3.1. İmplantlı Ana Modelin Elde Edilmesi	32
3.2. Ana Modelin 3D STL Verisinin Elde Edilmesi	35
3.3. Snap-on Tekniği ile Ölçülerin Alınması İşlemi	37
3.4. Özel Ölçü Kaşıklarının Üretilmesi.....	39
3.5. Açık Kaşık Splintsiz Teknik İle Ölçülerin Alınması İşlemi	39
3.6. Açık Kaşık Splintli Teknik İle Ölçülerin Alınması İşlemi	41
3.7. Alçı Modellerin Elde Edilme İşlemi	44
3.8. Dijital Ölçülerin Alınması İşlemi.....	44
3.9. Alçı Modellerin 3D STL Verilerinin Elde Edilme İşlemi	46
3.10. STL Formatındaki 3D Dijital Görüntülerin Karşılaştırılması.....	50
3.10.1. Genel Doğruluk Tespiti İçin Çakıştırmaların Yapılması	51
3.10.2. Ölçü Postlarının Merkezleri Arasındaki Mesafelerde Gerçekleşen Sapmaların Hesaplanması	52
3.10.3. 3D noktasal Sapmaların Değerlendirilmesi	53
3.11. Model Çakıştırma Görüntüleri	54
4. BULGULAR.....	67
4.1. Genel Doğruluğun Değerlendirilmesine Ait Bulgular	70
4.2. Merkezler Arası Lineer Sapmaların Değerlendirilmesine Ait Bulgular	72
4.3. Noktasal 3 Boyutlu Doğruluğun Değerlendirilmesine Ait Bulgular	79
5. TARTIŞMA	81
KAYNAKLAR	96
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	106
ÖZGEÇMİŞ	107

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 4-1: Genel doğrulukta gerçekleşen sapmalar ve ortalamaları	67
Tablo 4-2: Lineer doğrulukta gerçekleşen sapmalar ve ortalamaları	68
Tablo 4-3: Noktasal 3 boyutlu doğrulukta gerçekleşen sapmalar ve ortalamaları	70
Tablo 4-4: Teknik ve merkezler arası uzaklıklara ilişkin analizler	72
Tablo 4-5: Teknik ve merkezler arası uzaklıklara ilişkin analizler	75
Tablo 4-6: Noktasal 3 boyutlu doğruluğa ilişkin analizler	79



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1 : Kapalı kaşık ölçü postu, plastik kep ve analog [43].....	13
Şekil 2-2: Açık kaşık ölçü postu ve analog [43]	15
Şekil 2-3 : Konvansiyonel ölçü maddelerinin sınıflandırılması	16
Şekil 2-4 Scanbody bölümleri [84]	29
Şekil 2-5 : Dijital ölçülerde iş akış şeması.....	30
Şekil 3-1 Cerrahi rehber yardımıyla implantların ana modele yerleştirilmesi.....	33
Şekil 3-2: Implantların paralellik kontrolü	34
Şekil 3-3: Implant yerleşimi sonrası ana model.....	34
Şekil 3-4: Ana modelin taranması için Scanbodylerin implantlara bağlanması	35
Şekil 3-5: Solutionix C500 tarayıcı ile referans modelin elde edilmesi	36
Şekil 3-6: Ana modelin STL formatında verisi	36
Şekil 3-7: Kapalı kaşık ölçü postları ve plastik keplerin implant ile bağlanması.....	37
Şekil 3-8: Polivinil siloksan ölçü materyali	38
Şekil 3-9: “Snap-on” tekniği ile elde edilen alçı modeller.....	39
Şekil 3-10: Açık kaşık splintsiz teknik ile elde edilen ölçü	40
Şekil 3-11: Açık kaşık splintisiz teknik ile elde edilen alçı modeller.....	41
Şekil 3-12: Splintleme işlemi.....	42
Şekil 3-13: Açık kaşık splintli teknik ile ölçü alma işlemi	43
Şekil 3-14: Açık kaşık splintli teknik ile elde edilen alçı modeller	44
Şekil 3-15: Dijital ölçü kontrol işlemi	45
Şekil 3-16: Dijital ölçü verilerinin masaüstüne kaydedilmesi işlemi	46
Şekil 3-17: Dijital ölçü ile elde edilen sanal modellerin STL görüntüleri.....	46
Şekil 3-18: Alçı modellerin sanal ortama aktarılması için analoglara “Scanbody”lerin bağlanması	47
Şekil 3-19: Ceramill Map 400 (Amann Girrbach, Almanya) ile alçı modellerin taranması.....	48
Şekil 3-20: Alçı modellerin sanal ortama aktarılması	48
Şekil 3-21: Splintli ölçü tekniği ile elde edilen alçı modelin STL veri örneği	49
Şekil 3-22: Splintsiz ölçü tekniği ile elde edilen modelin STL veri örneği.....	49
Şekil 3-23: Kapalı kaşık tekniği ile elde edilen modelin STL veri örneği	50
Şekil 3-24: Best Fit Alignment için çakıştırma alanlarının belirlenmesi işlemi.....	51

Şekil 3-25: Genel doğruluk için görüntü karşılaştırma sonucu	52
Şekil 3-26: Merkezler arası uzaklık ölçümü için karşılaştırma örneği	53
Şekil 3-27: Noktaların 3 boyutlu doğruluğu için karşılaştırma görüntüsü	54
Şekil 3-28: Kapalı kaşık grubuna ait genel doğruluk yüzey karşılaştırma örneği	55
Şekil 3-29: Kapalı kaşık grubuna ait merkezler arası uzaklık yüzey karşılaştırma örneği. 56	
Şekil 3-30: Kapalı kaşık grubuna ait noktasal 3 boyutlu doğruluk yüzey karşılaştırma örneği	57
Şekil 3-31: Splintli açık kaşık grubuna ait genel doğruluk yüzey karşılaştırma örneği	58
Şekil 3-32 Splintli açık kaşık grubuna ait merkezler arası uzaklık yüzey karşılaştırma örneği	59
Şekil 3-33: Splintli açık kaşık grubuna ait noktasal 3 boyutlu doğruluk yüzey karşılaştırma örneği	60
Şekil 3-34: Splintsiz açık kaşık grubuna ait genel doğruluk yüzey karşılaştırma örneği ...	61
Şekil 3-35: Splintsiz açık kaşık grubuna ait merkezler arası uzaklık yüzey karşılaştırma örneği	62
Şekil 3-36: Splintsiz açık kaşık grubuna ait noktasal 3 boyutlu doğruluk yüzey karşılaştırma örneği.....	63
Şekil 3-37: Dijital ölçü grubuna ait genel doğruluk yüzey karşılaştırma örneği	64
Şekil 3-38: Dijital ölçü grubuna ait merkezler arası uzaklık yüzey karşılaştırma örneği ...	65
Şekil 3-39: Dijital ölçü grubuna ait noktasal 3 boyutlu doğruluk yüzey karşılaştırma örneği	66
Şekil 4-1: Tekniklere göre genel doğruluk değerleri	72
Şekil 4-2: Merkezler arası uzaklık ve tekniklere ilişkin değerler	76
Şekil 4-3: Merkezler arası uzaklık ve tekniklere ilişkin değerler	77
Şekil 4-4: Merkezler arası uzaklık ve tekniklere ilişkin değerler	78
Şekil 4-5: Noktasal 3 boyutlu doğruluğa ait değerler	79

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

3D : 3 Dimentional (3 Boyutlu)

ADA : American Dental Association (Amerikan Diş Hekimleri Birliği)

CAD : Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM : Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

CMM : Coordinate Measuring Machine (Koordinat Ölçüm Cihazı)

RMS : Root Mean Square (Karekök Ortalama)

STL : Standard Tessellation Language (Standart Mozaikleme Dili)

mm : Milimetre

SP : Sabit rotez

HP: Hareketli Protez

PDF: Portable Document Format

ÖZET

Külahcı, MH (2022). Tam Dişsiz Olguların İmplant İle Rehabilitasyonunda Farklı Ölçü Tekniklerinin Hassasiyetlerinin Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Protetik tedavinin uzun dönem başarısı ağız içi ortamın laboratuvara doğru şekilde aktarılması ile ilişkilidir. Ölçü doğruluğunu artırmak için farklı ölçü materyalleri ve teknikleri geliştirilmiş ve geliştirilmeye devam etmektedir. Günümüzde dijitalleşmenin artması ile birlikte ağız içi tarayıcılar implant destekli protezlerin ölçü alım işleminde klinik rutinleri arasına girmeye başlamıştır ancak tam dişsizlik durumunda etkinlikleri ile ilgili şüpheler devam etmektedir.

Çalışmamızda tam dişsizlik durumunda konvansiyonel ve dijital ölçü tekniklerinin farklı parametlerde doğruluğunun karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Tam dişsizlik durumunun 6 adet implant ile rehabilitasyonunu taklit eden model üzerinden polivinil siloksan ölçü materyali kullanılarak snap-on tekniği, açık kaşık splintli teknik ve açık kaşık splintsiz teknikleri ile 10'ar adet ölçü alınmış ve alçı modelleri elde edilmiştir. Elde edilen alçı modeller laboratuvar tarayıcısı ve scan body'ler ile dijitalize edilerek STL (Standard Tessellation Language) verileri elde edilmiştir. Dijital ölçü tekniğinde ise ana model taranarak doğrudan 10 adet STL formatında verisi elde edilmiştir. Ana model yüksek hassasiyetli endüstriyel tarayıcı ile taranarak referans model elde edilmiş ve tersine mühendislik programı aracılığıyla STL görüntüleri karşılaştırılarak sapma miktarları 2 ve 3 boyutlu olarak belirlenmiştir.

3 boyutlu sapmaların değerlendirmesi sonucunda açık kaşık splintli grup ve açık kaşık splintsiz grup arasında anlamlı fark bulunmazken, snap on ve dijital ölçüden daha iyi sonuç verdiği belirlenmiştir. 2 boyutlu sapmaların değerlendirilmesinde ise gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Çalışmamızın sonucunda en hassas ölçünün açık kaşık splintli teknik ile elde edildiği, implantlar arası mesafe arttıkça 2 boyutlu sapma miktarlarının arttığı tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: ölçü teknikleri, dijital ölçü, implantüstü ölçü, hassasiyet, tam dişsizlik

ABSTRACT

Külahcı MH. (2022). Evaluation of the Accuracy of Different Impression Techniques in Implant Rehabilitation of Edentulous Cases. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis. İstanbul.

The long-term success of prosthetic treatment is related to the correct transfer of the oral environment to the laboratory. Different impression materials and techniques have been developed and continue to be developed to increase measurement accuracy. Today, with the increase in digitalization, intraoral scanners have started to be among the clinical routines in the impression taking process of implant supported prostheses, but doubts about their effectiveness in case of complete edentulism continue.

In our study, it was aimed to compare the accuracy of conventional and digital impression techniques in different parameters in case of complete edentulism.

Using polyvinyl siloxane impression material, 10 impressions were taken with snap-on technique, open tray splint technique and open tray splintless techniques on the model that imitates the rehabilitation of complete edentulous condition with 6 implants, and plaster models were obtained. STL data were obtained by digitizing the obtained plaster models with a laboratory scanner and scan bodies. In the digital impression technique, the main model was scanned and 10 STL format data were obtained directly. The high-precision industrial scanner reference model of the main model was obtained and the deviation amounts were determined in 2 and 3 dimensions by superimposition the STL images via reverse engineering program.

As a result of the evaluation of 3-dimensional deviations, there was no significant difference between the group with open tray splint and the group open tray with out splint, but it was determined that it gave better results than snap on and digital impression. There was no significant difference between the groups in the evaluation of 2-dimensional deviations.

As a result of our study, it was determined that the most sensitive measurement was obtained with the open tray splint technique, and the amount of 2-dimensional deviations increased as the distance between the implants increased.

Key Words: impression techniques, digital impression, implant supported impression, accuracy, complete edentulism

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş eksikliği ve buna bağlı gelişen problemler yüzyıllardır insanlığın çözüm aradığı durumlardan biridir. Eski çağlarda değerli taşlar, fildişi, metaller, kemik, gibi materyaller diş eksikliğinin giderilmesi için kullanılmıştır. Son yıllarda teknoloji ve biyomateryallerde meydana gelen gelişmeler günümüzde tam veya kısmi dişsizlik durumlarında implant kullanımı yaygınlaştırmakta ve implantların uzun dönem başarısı birçok çalışma ile desteklenmektedir [1, 2].

İmplant destekli protezlerin uzun dönem başarısı pasif uyum ile doğrudan ilişkilidir ve pasif uyum ağız içi sert ve yumuşak dokuların laboratuvara doğru bir şekilde aktarılması elde edilebilir [3]. Mutlak bir pasif uyum elde edilmesi imkansız olsa da uyumsuzluğu azaltmak ve doğru bir model elde etmek amacıyla farklı ölçü materyalleri ve teknikleri geliştirilmiştir.

Günümüzde konvansiyonel ölçü teknikleri olarak açık kaşık ve kapalı kaşık teknikleri kullanılmaktadır. Açık kaşık tekniğinde ölçü postlarının splintlenmesi veya splintlenmemesi gibi iki seçenek mevcutken, kapalı kaşık tekniğinde plastik kepler ile birlikte "Snap-on" tekniği gündeme gelmiş ve bu teknik iki tekniğin de olumlu özelliklerini barındırmaktadır.

Teknoloji alanında meydana gelen gelişmeler ile birlikte laboratuvar ve hekim etkilerini minimize etme amacıyla CAD/CAM sistemleri diş hekimliği alanında popülerliğini artırmaktadır. Dijital iş akışının ilk adımı ağız içi durumun 3 boyutlu olarak sanal ortama aktarılmasıdır; bu sayede hekim veya teknisyen kontrolünde bilgisayar destekli tasarım ve üretim gerçekleştirilebilir. Bu nedenle ağız içi ve ağız dışı tarayıcılar laboratuvar ve klinik ortamlarında kullanılmaya başlanmıştır.

Ölçü netliğini artırmak ve üretilecek restorasyonların başarısını artırmak amacıyla ölçü materyallerinin fiziksel özellikleri geliştirilmekte, ölçü tekniklerinde ve ölçü postlarında yenilikler gündeme gelmekte, dijitalleşmenin ilerlemesi amacıyla ağız içi ve ağız dışı tarayıcılarda güncellemeler yapılmaktadır.

Literatürde ölçü tekniklerinin, ölçü materyallerinin, konvansiyonel ve dijital ölçü tekniklerinin farklı parametlerde karşılaştırıldığı çalışmalar bulunmakla beraber ölçü hassasiyeti üzerinden karşılaştırıldığı çalışma daha azdır.

Çalışmamızın amacı ‘‘Snap-on’’ tekniği, splintli açık kaşık tekniği, splintsiz açık kaşık tekniği ve dijital ölçü tekniklerinin ölçü hassasiyetlerinin hem genel doğruluk açısından 3 boyutlu hem de lineer olarak karşılaştırılması ve renk haritaları ile birlikte sapmaların yoğunlaştığı bölgelerin belirlenerek hekimlerin tercihlerine katkı sağlamaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Günümüzde tam veya parsiyel diş eksikliklerinin tedavisinde dental implantlardan sıklıkla yararlanılmaktadır. Protez terimler sözlüğüne göre dental implantlar; “sabit veya hareketli protezlere retansiyon ve destek sağlamak üzere mukoza ve/veya periost altına ve kemik içine veya üstüne yerleştirilen alloplastik materyalden yapılmış bir protez apareyi” olarak tanımlanmaktadır [4].

Honduras’da Maya uygarlığı üzerine yapılan araştırmalar sırasında Dr. Wilson Popenoe ve eşi Dorothy Popenoe, Harvard Üniversitesinde bulunan Peabody Arkeoloji ve Etnoloji Müzesinde sergilenen MS 7. ve 8. yüzyıllar arasında yaşadığı düşünülen bir kişiye ait, alt üç kesici dişin yerine üç deniz kabuğu kabuğu parçasına sahip mandibula bulmuşlardır ve bu da tarihteki ilk başarılı implant tedavisi, olarak kabul edilmektedir [5].

Buser ve ark. [6] implant gelişim sürecini 4 dönemde değerlendirmişlerdir;

1. 1965-1985: Osseointegrasyon için bilimsel arayış ve klinik uygulamalar;

1980’lerin ortalarına kadar, osseointegrasyonun öngörülebilir başarısı için sadece temel cerrahi prensipler oluşturulmuştur. Bu dönemde implant yuvası hazırlığı sırasında kemiğin aşırı ısınmasını önlemek için için atravmatik cerrahi teknik, implantın yeterli primer stabiliteye sahip olması ve fonksiyonel yükleme olmadan 3-6 aylık bir iyileşme süresi ile ilgili çalışmalar yapılmıştır.

2. 1985-2000: İmplant diş hekimliği alanında büyük ilerleme;

İmplantolojideki bir sonraki aşama, implant tedavisinin kısmi dişsiz hastalara genişlediği 1980’lerin ortalarında başladı. İlk klinik yayınlar 1990’larda ortaya çıkmaya başlamış ve implantla ilişkili cesaret verici sonuçlar belirtilmiştir.

3. 2000-2010: İmplant diş hekimliğinde ince ayar aşaması

İkinci dönemde özellikle cerrahi alanda 15 yıllık önemli ilerlemelerden sonra yeni bir aşamaya geçilip bu dönemde dental araştırma topluluğu, implant tedavisinin birincil ve ikincil hedeflerini optimize etmek amacıyla implant

tedavisini daha da geliştirmeye çalışmıştır. Bu dönemde en önemli gelişmeler estetik alanında yaşanmıştır.

4. 2010 ve sonrası: Güncel eğilimler

Yarım asır öncesi ile karşılaştırıldığında implant sağkalım oranları yüksek oranda artmıştır. İmplant diş hekimliğinde özellikle protetik alanda dijitalizasyon bu dönemde hayli artmıştır. CAD-CAM sistemlerinin gelişmesi ile implant rehabilitasyonlarında cerrahi ve protetik iş akışı basitleşmiş ve gelişmiştir.

Dental implanlarda son 50 yılda yaşanan gelişmeler göz önüne alındığında, günümüz diş hekimliğinde diş eksikliklerinin tedavisinde implantlardan yararlanma oldukça öngörülebilir bir tedavi seçeneği olarak kabul edilmekte, %95 üzeri başarı ve sağkalım oranları birçok çalışmada belirtilmiştir [1, 2].

2.2. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon kelimesi Latince’de kemik anlamına gelen “os” kelimesi ve birleşme anlamına gelen “entegrasyon” kelimesinden oluşur ve bu da tam bir bütün halinde birleştirilme durumunu ifade eder.

İsveç’te bulunan Goteberg niversitesinden Profesör Branemark vital laboratuvarında yaptığı çalışma esnasında titanyum ile kemik arasında bir bağlantı keşfetti ve bu durumu osteointegrasyon olarak adlandırıldı, Branemark bu durumu ilk başlarda “kemik ile metalik implant arasında yumuşak doku olmaksızın gerçekleşen direkt bağlantı” olarak tanımlarken daha sonra “yük taşıyan implant ile düzenli, canlı kemik dokusu arasında doğrudan gerçekleşen yapısal ve fonksiyonel bağlantı” olarak gncellemitir [7].

Albrektsson [8] başarılı bir osteointegrasyonun;

1. İmplant Biyouyumluluğu
2. İmplant Dizaynı
3. İmplant Yüzeyi
4. Mevcut Kemik Durumu
5. Cerrahi Teknik

6. Yükleme Koşulları

7. Diğer Faktörler (Kontrolsüz Diyabet, Sigara, İleri veya Genç yaş)

faktörlerinden etkilendiğini belirtmiştir.

Smith ve ark. [9] implant başarısını değerlendirirken;

1. Kemik kaybı
2. Dişeti sağlığı
3. Komşu dişlerin durumu
4. Cep derinliği
5. Fonksiyon
6. Enfeksiyon ve parastezi varlığı
7. İmplant dayanıklılığı
8. Estetik
9. İmplantın mandibular kanal, maksiller sinüs ve nasal kavite ile olan ilişkisi
10. Hastanın psikolojik ve duygusal durumunun göz önünde bulundurulması gerektiğini bildirmişlerdir.

Başarılı implant tedavisi için gerekli olan kriterler ise;

1. Klinik olarak test edildiğinde mobilitenin bulunmaması
2. İmplant çevresinde radyolusens alanların bulunmaması
3. İmplantın kemiğe yüklenmesinden itibaren 1 senelik süre içinde dikey kemik kaybı miktarının 0,2 mm den daha az olması
4. Daimi ağrı, enfeksiyon, rahatsızlığın olmaması
5. 5 yıllık süreçte %85, 10 yıllık süreçte ise en az %80 sağkalım göstermesi olarak belirtilmiştir [9].

Teknoloji ve implant diş hekimliğinde meydana gelen gelişmelere paralel olarak dental implantların osseointegrasyonunun geliştirilmesi çeşitli yenilikler ortaya çıkmıştır;

1. CAD/CAM sistemleri ile birlikte radyografik veriler doğrultusunda implant cerrahisi sırasında cerrahi rehberlerin kullanımı
2. İmplant yüzeylerinde kemik oluşumunu hızlandıran hidrofilik materyallerin kullanımı
3. Cerrahi aşamasında ve/veya implant yüzeylerinde insan büyüme faktörlerinin kullanımı
4. Kemik oluşumunu hızlandırmak için implant yüzeylerinde florür ile modifiye titanyum oksit kullanımı gibi yenilikler ile osseointegrasyonun süresinin kısaltılması ve başarısının artırılması sağlanmıştır [10].

2.3. Diş Eksikliğine Bağlı Meydana Gelen Değişimler

Dişsiz alveol kretlerde kemik içinde iç yükün bulunmaması kemiğin rezorpsiyonuna neden olur. Yapılan 20 yıl takipli bir klinik çalışmada dişsizliğe bağlı kemik rezorpsiyonunun en fazla gerçekleştiği dönemin dişsizliğin ilk yılı olduğu belirtilmiştir [11]. Diş kaybıyla birlikte alt/üst çenede gerçekleşen alveol kemiği kaybına bağlı çeneler arası ilişki ve kaslarda değişiklikler meydana gelir, bu durum da yüzün şekil ve morfolojisinde değişiklik olarak sonuçlanır [12].

Dişlerin çekimini takiben ağız ve yüz bölgesinde bulunan çevre sert ve yumuşak dokularda destek kemiğin hacminin azalması, kas bağlantılarının kret tepesine yaklaşması sonucu protezin stabilitesinin azalması, mandibulanın öne rotasyonuna bağlı kapanışın değişmesi, dilin mevcut boşluğa uygun olarak büyümesi ve çiğnemede daha aktif rol alması, kemiğin incelmeyeine bağlı olarak mandibular kanalın yüzeye çıkması ve parestezi oluşması, ön yüz yükseliğinin azalması, dudak ve yüzde belirgin çizgiler oluşması, labiamental açının azalması, nasolabial oluğun derinleşmesi, buksinatör kasın gevşemesiyle yüzde belirgin sarkmaların oluşması gibi değişiklikler meydana gelir [13].

2.4. Tam Dişsizlik Protetik Tedavisi

Tam dişsizlik durumunun rehabilitasyonunda; geleneksel hareketli protezler, implant destekli sabit protezler, implant destekli hareketli protezler ve implant-doku destekli hareketli protezler olmak üzere bir çok seçenek mevcuttur.

Misch [13] implant üstü protezleri beşe ayırarak değerlendirmiştir;

1. SP-1 : Sadece kuron restore edilir
2. SP-2: Kuron ile birlikte kökün de bir kısmı restore edilir
3. SP-3: Kuron, kök ve dişetinin bir kısmı restore edilir
4. HP-4: Sadece implanttan destek sağlanan hareketli protez türleridir.
5. HP-5: İmplant ve yumuşak dokudan destek alınan hareketli protez türleridir.

Tam dişsizlik durumu bir çok hastayı oral fonksiyon, yaşam kalitesi ve psikososyal etki açısından olumsuz etkilemektedir [14]. Klasik tam protezler dişsizliğin rehabilitasyonunda yüzyıllardır başarılı bir şekilde kullanılmaktadır ancak hastaların diş tedavilerine karşı değişen olumlu tutumları bu protezlerin kullanımını giderek düşürmektedir [15]. Klasik tam protez kullanan hastaların çiğneme güclüğü yaşadıkları, özgüven ve sosyal hayatlarını etkileyen psikolojik sonuçları olduğu bildirilmektedir [16].

İmplant destekli protezler klasik protezlere göre retansiyon ve stabilitesi daha yüksek olan, öngörülebilir ve güvenilir protezlerdir. Klasik protezler gibi damak bölgesini tamamen kapatmadıkları için hastalar tarafından için daha iyi konfor ve tat alımı gerçekleştirilir [17]. Isırma gücü ve çiğneme verimliliği artarak daha geniş yelpaze ile beslenme imkanı sunar [18]. İmplant destekli protezlerin konuşmayı geliştirdiği, özgüveni artırdığı, sosyalleşmeyi artırdığı, genel yaşam kalitesi ve duygusal refahı artırdığı bildirilmektedir [19].

Günümüzde gelişen teknoloji ve ulaşım kolaylıkları sayesinde hastaların implant destekli protez tercihleri giderek artmakta, geleneksel protezler yavaş yavaş terkedilmektedir.

Tam dişsiz hastalarının protetik tedavileri ile ilgili ayrıntılı planlama implant cerrahisinden önce kesin ve eksiksiz bir biçimde yapılmalı, tedavi seçenekleri hastaya detaylı bir şekilde anlatılmalıdır. Bunun için hastadan detaylı bir anamnez alınmalı ve hasta beklentileri dikkatle dinlenmelidir.

Tam dişsiz hastaların muayenesinde ağız dışı muayene esnasında yüz ve dudak desteği, gülme hattı ve dudak yüksekliği dikkatli bir şekilde incelenmeli ağız içi muayene esnasında ise mukoza kalınlığı, kesici kenar pozisyonu, kemik miktarı ve

kalitesi, arklar arası mesafe dikkatli bir şekilde değerlendirilmeli ve uygulanacak olan tedavi bu kriterlere göre belirlenmeli, tedavi planlaması yapılırken ise estetik durum, hasta beklentileri, implanttan sağlanacak destek tipi, rezorpsiyon miktarı, arklar arası mesafe, implant sayısı ve dağılımı, hastanın ekonomik durumu gibi faktörler mutlaka dikkate alınmalıdır [20].

2.4.1. İmplant Destekli Hareketli Protezler

İmplant ile rehabilite edilen arklarda kullanılan hareketli protezler implant destekli ve implant-doku destekli protezler olarak ikiye ayrılır. İmplant-doku destekli protezler bağlantı sistemi tarafından tutulur ancak altta bulunan yumuşak doku tarafından da desteklenirken implant destekli hareketli protezler altta bulunan yumuşak doku ile desteklenmeden sadece implantlar tarafından tutulur. Bu tarz protezlerde alt çene için en az 2 üst çene için ise en az 4 implant gerekir [20].

İmplant destekli hareketli protezlerde çok sayıda ataşman tipi vardır. Bunlar genel olarak protezin içinde kalan parça ve implanta bağlanan parça olmak üzere iki parçadan oluşur. İmplantlar birbirine bağlanabilir (barlı protezler) veya tek tek bırakılabilir. Barlı sistemlerde hader bar sistemleri, locator bar ataşmaları, dolder bar sistemleri gibi seçenekler mevcuttur. İmplantların birbirine bağlanmadığı sistemlerde ise en sık locator ataşmanlar, ball ataşmanlar, manyetik ataşmanlar kullanılmaktadır. Ataşman sistemleri ayrıca rijit ve rezilyens ataşmanlar olarak ikiye ayrılabilir. Rijit ataşmanlar barlı protezlerde kullanılır ve fonksiyon karşısında protez bileşenlerinin hareketlerine izin vermezler, hareketin meydana gelmesi bileşenler arasında aşınma meydana geldiğini gösterir [21]. Rezilyens ataşmanlar ise ball ataşman sistemleri, locator ataşman sistemlerinde kullanılır ve karşılaşılabilecek ekstra yükleri dağıtmak amacıyla çalışmalar ile hesaplanan belirli miktarda harekete izin verirler [21].

İmplantlar arası açılar protez bileşenlerinin birbiriyle olan uyumlarını engelleyerek protezin oturmamasına ve bileşenlerin hızlı aşınmasına sebep olabilir [22]. Locator ataşman sistemleri yeni çıkarılan “R-Tx” sistemi ile 60 dereceye kadar olan açılanmaları tolere edebilirken, ball ataşman sistemleri implantlar arası açının 15 dereceye kadar olduğu durumlarda tercih edilebilir [23]. Ataşmanlı sistemlerde ataşmanların yerleştirilmesi için akrilik içinde boşluk oluşturulmalıdır, bu durum akriliğin zayıflayıp kırılmasına neden olabilir, akriliğin yeterli kalınlığının sağlanması için arklar arası mesafenin en az 10 mm olması gerekmektedir [24]. Limitli mesafenin

olduğu durumlarda locator ataşmanlar yalnızca 3mm mesafeye ihtiyacı olduğu için tercih edilebilir [23]. Barlı protezler için ise 2-3 mm kaide plağı kalınlığı, kullanılacak takım dişlerin yüksekliği ile bar yüksekliği ve temizleme alanı da hesaba katıldığında 12-16 mm lik mesafeye ihtiyaç duyulmaktadır [25].

İmplant destekli hareketli protezlerin sabit protezlere göre protez üzerinde değişiklik yapabilme, tamir kolaylığı, daha az implant gereksinimi gibi avantajlarının yanı sıra implant olmayan bölgelerde kemik rezorpsiyonun devam etmesi, mukoza desteğinin devam etmesi, ataşman bileşenlerinin belirli aralıklarla yenilenmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır [24].

2.4.2. İmplant Destekli Sabit Protezler

Klasik veya implant destekli hareketli protezlere göre estetik, fonksiyonel ve fonetik açıdan karşılaştırıldığında hasta açısından daha fazla tatmin sağlamaktadır.[26] Tam dişsiz vakalarda üst çene sabit protez seçenekleri için 6-10 adet implant, alt çene için ise 5-9 implant yerleştirilmesi gerekmektedir [13].

Yerleştirilecek olan implantların sayısı ve dağılımı;

- a. Kemik miktarı
- b. Restorasyona gelebilecek olan kuvvetler
- c. Ark formu
- d. Rezidüel kret gibi faktörlerden etkilenmektedir. [20]

Kare şeklindeki arklarda kesiciler bölgesine daha az yük gelir, bu nedenle özellikle kanin bölgesindeki implantların posterior bölge ile bağlandıkları durumda kesiciler bölgesinde implanta gereksinim duyulmamakta gövde ile tamamlanabilmektedir [13].

Oval arklarda premaksillada ark formuna bağlı olarak artan yükleri karşılamak ve abutment vidalarında oluşacak stresi önlemek amacıyla tercihen santral bölgesi olmak üzere en az 3 implant bulunmalı, üçgen arklarda ise anterior bölgede gövde bulunması durumunda en fazla stres bu bölgede oluşacağı için premaksilla da en az 4 implant bulunmalıdır [13].

Sabit protezler siman tutuculu ve vida tutuculu olmak üzere ikiye ayrılır, her iki sistem de tek diş eksiklikleri, parsiyel diş eksiklikleri veya tam diş eksikliklerinde tercih edilebilmektedir.

2.4.2.1. Siman Tutuculu Sabit Protezler

Kesik dişler gibi hazırlanmış olan abutmentlar üzerine siman yardımıyla yapıştırılması nedeniyle diş üstü sabit protezlere benzetilebilir. Siman tutuculu implant destekli protezler implant diş hekimliğinde en sık kullanılan restorasyon sistemidir [27]. Yapılacak restorasyonun vida boşluğunun kesici kenarda sonlandığı implantın protetik açıdan ideal pozisyonda yerleştirilmediği durumlarda siman tutuculu protezler tek seçenektir. Simantasyon geçici veya daimi olarak gerçekleştirilebilirken, geçici simantasyon daha az tutuculuk sağlar ve sızıntı riski daha fazladır.

Avantajları :

1. Açılı implantların restorasyonu daha rahat gerçekleştirilir.
2. Siman aralığı nedeni ile abutment-protez arası pasif uyum daha rahat sağlanır. Siman stresleri kompanse edebilir.
3. Laboratuvar işlemleri daha kolay, maliyeti daha düşüktür.
4. Vida boşluğu olmaması nedeniyle oklüzal tabla ideal hazırlanabilir.
5. Oklüzyon kontrolü daha rahat yapılır [28].

Dezavantajları;

1. En büyük dezavantajı periimplantitis ve periimplant mucositis'e neden olan siman artıklarıdır.
2. 2mm den daha derinde bulunan implantların restorasyonunda siman artığı kalma riski yüksektir.
3. Protezin ağız içine yerleştirilmesi süresince simanın erken donması veya protez pasif oturtulamaması durumunda protez sökülürken komplikasyonlarla karşılaşılabilir.
4. Abutment boyuna bağlı olarak retansiyon sağlamak zor olabilir.
5. Olası bir komplikasyon karşısında protez rahat sökülemez ve porselen kırıkları veya protezin kesilerek çıkarılması gerekebilir [28].

2.4.2.2. Vidalı Sabit Protezler

Üretilen restorasyonun hazırlanmış olan vida deliğinden multiunit abutmentlara veya doğrudan implanta vidalanması elde edilen protetik sistemlerdir. Siman boşluğu bulunmaması nedeniyle pasif uyum son derece önemlidir.

Avantajları:

1. 4mm lik oklüzal boşlukta bile uygulanabilirler.
2. Onarım, hijyen kontrolü veya oluşabilecek komplikasyonlarda protezler vida boşluklarına rahatlıkla ulaşılarak çıkarılabilir.
3. Diş eti çıkış profilinin oluşturulmasında rahatlıkla kullanılabilir.
4. Özellikle dişeti derinliği fazla implantların restorasyonlarında tercih edilerek artık siman riski ortadan kaldırılır [28].

Dezavantajları:

1. Vida boşluğunun kesici kenarda olduğu durumlarda kullanılamaz.
2. Porselen kırılması gibi teknik komplikasyonlarla daha fazla karşılaşılır.
3. Maliyet ve restorasyonun üretim süreci artar.
4. Özellikle posterior bölgelerde vida boşluğunun oklüzal tablada olduğu durumlarda düzgün bir oklüzal tabla hazırlama ve oklüzyon kontrolü zorlaşır [28].

2.5. Pasif Uyum

Birden fazla implantın protez ile restorasyonunda protez ile tüm implantlar arasında net bir oturumun gerçekleştiğinden emin olmak hekimlerin sorumluluğundadır.

Protezin uyumu marjinal ve pasif uyum olarak iki ana başlıkta toplanabilir. Marjinal uyum; abutment vidası sıkıldığı zaman protez ve implant arasındaki marjinal boşluk olarak tanımlanabilirken, pasif uyum; protez ve implantın en yüksek temasta olduğu durumda implant, protez ve çevre dokular arasında hiç bir stresin olmaması olarak tanımlanabilir [29].

Pasif uyumun olmadığı durumlarda biyolojik ve mekanik komplikasyonlar görülebilir. En sık görülen mekanik komplikasyonların vida gevşemesi ve protezin retansiyon kaybı olduğu belirtilirken, porselen, implant veya protezin kırılması da

gerçekleşebilir [30]. Krestal kemik kaybı ile birlikte mukozitis ve periimplantitis gibi biyolojik komplikasyonlar plak birikimi ve abutment-protez arasındaki mikro-hareketlerden kaynaklanabilir [31].

Pasif uyum; implant yüzeyleri ve implantı çevreleyen kemik dokusu üzerinde herhangi bir yük olmaksızın gerçekleşen, protez ve implant bileşenleri arasındaki temas olarak tanımlanabilir [32, 33]. Doğal dişlerde bulunan periodontal ligamentler protez hatalarından kaynaklanan stresleri telafi eder ve yastık etkisi gösterir, ancak dental implantlarda mobilite olmadığı için bu durum söz konusu değildir ve bu durum implantların 3 boyutlu pozisyonunu doğru olarak modele yansıtmayı daha kritik hale getirir [34].

Pasif uyumun var olmadığı durumlarda implant bileşenleri arasında plak birikimi, sızıntı, marjinal kemik kaybı, implant çevresinde bulunan yumuşak dokuları enfeksiyonu ve implantın kaybına yol açabilecek biyolojik komplikasyonlarla birlikte porselen atması, protezin kısa süreçte başarısız olması, vida gevşemesi veya kırılması, implantın kırılması gibi mekanik komplikasyonlar gözlemlenebilmektedir bu yüzden protez üretim sürecinin her basamağı dikkatle incelenmeli ve ulaşılabilecek en yüksek düzeyde pasif uyum elde edilmeye çalışılmalıdır [33, 35, 36]. Pasif uyum konusundaki en büyük zorluk bu durumu değerlendirmek için net bir klinik yaklaşımın olmamasıdır, bununla birlikte implant ile protez arasındaki ilişki görselleştirilemediği için bu durum daha da karmaşık bir hal alır [33].

Pasif uyumun sağlanmasında ilk ve en önemli adım, implantların pozisyonları ve diğer ağız içi dokularla olan ilişkilerini doğru yansıtabilecek şekilde net bir ölçünün elde edilmesidir [37, 38]. Ölçü doğruluğu; kullanılan ölçü materyali, ölçü tekniği, implant derinliği, implant açısı, ölçü postunun splintlenmesi, ölçünün abutment seviyesinde veya implant seviyesinde alınması gibi bir çok faktörden etkilenmektedir [37-39].

2.6. Konvansiyonel Ölçü Teknikleri

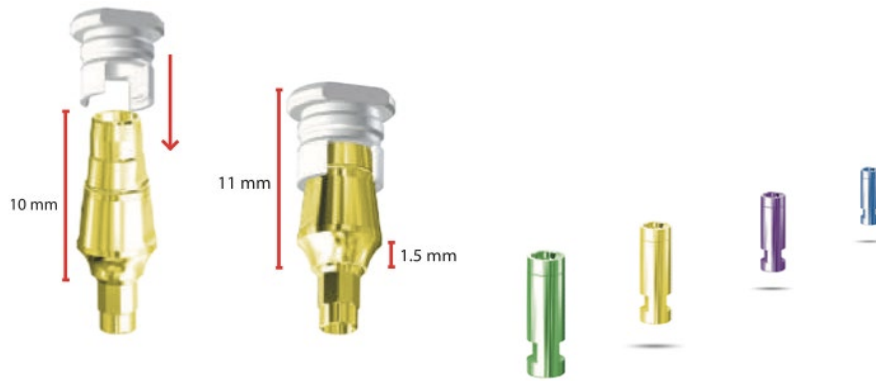
Bir implantın ölçüsü alınırken amaç; implantın veya abutmentin pozisyonun doğru aktararak pasif uyuma sahip protez elde etmenin yanı sıra implantun ağız içi diğer dokularla olan doğru ilişkisini de yakalamaktır [40]. İmplant destekli protezlerin ölçülerinin alınması sırasında; ölçü postunun pozisyonunun doğru aktarılamaması veya ölçü postunun yerleştirilmesi sırasında mikron düzeyinde gerçekleşebilecek hareketler

nedeniyle pozisyonunun değişmesi, analog-ölçü postu bağlantısında meydana gelebilecek uyumsuzluklar, ölçü materyallerinde meydana gelebilecek boyutsal değişimler ve ölçünün dökümünde kullanılan alçının polimerizasyon sırasında meydana gelebilecek değişimler gibi birçok faktör ölçü netliğini etkileyebilmektedir [41, 42].

İmplant seviyesinde ve abutment seviyesinde olmak üzere bir çok farklı ölçü tekniği tanımlanmıştır. İmplant seviyesinde olan ölçü teknikleri ise genel anlamda iki gruba ayrılmaktadır; ölçü sertleştikten sonra ağızdan ayrılırken ölçü postlarının ağız içinde kaldığı indirekt teknik ve ölçü postlarının ölçü ile birlikte ağız içinden uzaklaştırıldığı direkt teknik.

2.6.1. Kapalı Kaşık Tekniği (İndirekt teknik)

Kapalı kaşık tekniği, indirekt teknik veya transfer tip teknik olarak da adlandırılabilen bu teknikte özel kaşık gereksinimi bulunmamaktadır. Ölçü postları implanta vida yardımı ile yerleştirildikten sonra polivinil siloksan veya polieter yardımıyla tek aşamalı olarak ölçü alınır ve sertleşmesi tamamlandıktan sonra ölçü ağızdan uzaklaştırıldığında ölçü postları ağız içinde kalır daha sonra ölçü postları ağızdan uzaklaştırılıp analoglara vidalanır ve ölçü içinde bulunan boşluklara yerleştirilerek model elde etmeye hazır hale getirilir.



Şekil 2-1 : Kapalı kaşık ölçü postu, plastik kep ve analog [43]

Kapalı kaşık tekniğinin en önemli avantajlarından biri ölçü postu ve analog (Şekil 2-1) ölçüden bağımsız ortamda birleştirildiği için birleştirilmesinden kaynaklanan olumsuzlukların önüne geçilebilirken, açılı implantların bulunduğu durumlarda ölçünün

ağızdan uzaklaştırılması sırasında yırtılmalara neden olabilir ve diş etinin çok altında bulunan implantların ölçüsü alınırken doğru bir yansıtma sağlayamazlar [44].

Kapalı kaşık tekniğinin;

1. Kısıtlı ağız açıklığına sahip ve vidaya ulaşmanın zor olduğu arka bölgelerde
2. Arklar arası mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda
3. Ciddi öğürme refleksine sahip olan hastalarda ölçünün hızlı bir şekilde çıkarılması gerektiğinde
4. Az sayıda ve paralel implantların bulunduğu durumlarda tercih edilmesi uygundur [40, 45].

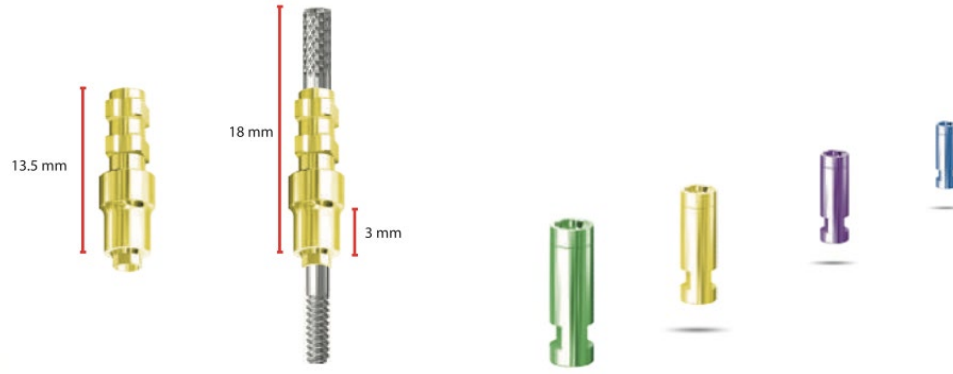
Kapalı Kaşık ‘‘Snap-on’’ Tekniği:

Bu teknikte ölçü postunun üstüne plastik bir parça yerleştirilir, ölçü ağızdan çıkarıldığında bu plastik parça ölçü içinde kalır. Daha sonra ölçü postu ve analog birbirine bağlanır ve ölçü içinde kalan plastik parçaya yerleştirilir. Açık kaşık kullanılmadığı için direkt teknik sınıfına girmezken, plastik kep ölçü materyali içinde kaldığı için indirekt teknik sınıfında da değildir [38].

Snap-on tekniği açık kaşık tekniğine göre manipülasyonu daha kolay, hasta ve hekim açısından daha konforludur ve zamandan tasarruf sağlar aynı zamanda plastik kep ölçü içinde kaldığı için ölçü postunda meydana gelebilecek rotasyon ihtimalini de düşürür yani her iki tekniğin avantajlarını birden içermektedir [45, 46].

2.6.2. Açık Kaşık Tekniği (Direkt Teknik)

Açık kaşık veya direkt ölçü tekniği olarak tanımlanan bu teknikte kaşık ağızdan çıkarılırken ölçü postu ölçü materyalinin içinde kalır. Bu teknik için implantların bulunduğu bölgelerin delinmiş olacağı kişisel kaşık gereksinimi vardır. Ölçü postları (Şekil 2-2) kapalı kaşık tekniğinde kullanılan ölçü postlarına göre daha uzundur. Ölçü alınırken ölçü postlarının kişisel kaşıktaki bulunan deliklere denk gelmesine dikkat edilmeli, ölçü materyalinin ölçü postlarının vida girişlerini örtmesi engellenmeli, vidaların gevşetildiğinden emin olunmalıdır. Ölçü ağız içinde sertleştikten sonra ölçü postlarının vidaları gevşetilir ve kişisel kaşık ağız içinden uzaklaştırılırken ölçü postları ölçünün içinde kalır daha sonra analoglar ile ölçü postları birleştirilir.



Şekil 2-2: Açık kaşık ölçü postu ve analog [43]

Açık kaşık ölçü tekniği, kapalı teknikte var olan ölçü postunun ölçü içindeki boşluğa doğru yerleştirme endişesini ortadan kaldırırken, en büyük dezavantajı analog ölçü postuna sabitlenirken rotasyon meydana gelebilmesidir ayrıca kapalı kaşık tekniğindeki gibi ölçü postu ve analog elde birleştirilemediği için kör bir birleştirme gerçekleştirilir ve bu durumda protez birleşenlerinde uyumsuzluklar meydana gelebilir [47].

Açık kaşık ölçü tekniğinde kullanılan ölçü postlarının birbirine splintlenmesi ve splintlenmemesi gibi seçenek vardır. Splintleme tekniği tam dişsiz arklarda metal-akrilik bağlantılı sabit protez seçeneklerinin gündeme gelmesi ile ortaya çıkmış ve temel amaç ölçü postlarını rijit bir materyal ile birbirine sabitleyerek muhtemel rotasyonel hareketlerinin önüne geçmektir [38].

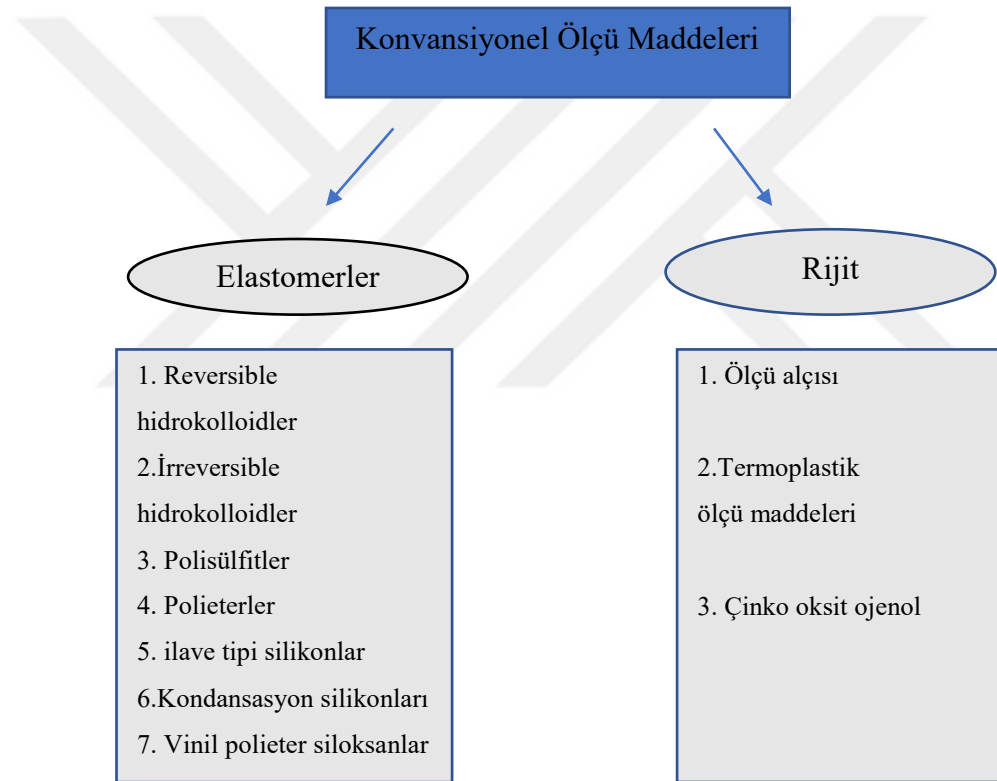
Ölçü postlarını splintlemek için otopolimerizan akrilik rezinler, dual cure akrilik rezinler, ölçü plasterleri, ortodontik teller, ışıkla sertleşen kompozit rezinler, prefabrik akrilik rezin çubuklar gibi farklı materyal kullanılmaktadır [48].

Splintlemede diş ipi desteği ile birlikte otopolimerize akrilik rezin kullanımı en sık tercih edilen yöntemken toz ve likit karşımının ölçü doğruluğu ve protez üretiminde hatalara neden olabilen istenmeyen polimerizasyon büzölmelerine sebep olabilmektedir [49]. Otopolimerizan akrilik kullanıldığı takdirde polimerizasyon büzölmesinin önüne geçmek için splintleme yapıldıktan sonra 24 saat beklenmesi daha sonra küçük kesikler oluşturulup aynı materyal ile tekrar birleştirilmesi tavsiye edilmektedir [50].

2.7. Ölçü Materyalleri

Diş, çevre yumuşak ve sert dokularının doğru kaydının alınmasının protez, cerrahi, ortodonti dahil olmak üzere diş hekimliğinde çok büyük bir önemi vardır. Ölçü materyalleri ağız içi mevcut durumun negatif kopyasını elde etmeye yarar. Bu ölçülere alçı dökülerek ölçü modelleri (pozitif kopyalar) elde edilir. Ölçü modelleri teşhis, tedavi planlaması, hasta bilgilendirilmesi, protetik vb. işlemlerde kullanılabilir [51].

Ölçü materyalleri mekanik özelliklerine göre rijit ve elastomerler (Şekil 2-3) olarak incelenebilir.



Şekil 2-3 : Konvansiyonel ölçü maddelerinin sınıflandırılması

İdeal ölçü materyali klinik ve laboratuvar ortamında belirli özellikler sergilemelidir. Klinik olarak ağız içi dokulara adaptasyonu iyi olmalı, yırtılmaya karşı dirençli olmalı, uygun bir süre içinde atravmatik olarak ağız içinden ayrılabilmesi,

biyoyumluluk göstermeli, boyutsal stabilitesi iyi olmalı, dezenfeksiyon sırasında kullanılan malzemelerden etkilenmemeli, maliyeti uygun olmalıdır [52-54].

2.7.1. Ölçü Materyallerinde Bulunması Gereken Özellikler

Boyutsal stabilite:

Ölçü materyalinin boyutsal stabilitesi zaman geçtikten sonra ölçünün doğruluğunu korumasını ifade eder boyutsal stabilitesi yüksek materyallerin polimerizasyon büzülmesi düşük olmalı ve ölçü alındıktan günler sonra bile boyutsal doğruluğunu koruyabilmelidir [55]. Polivinil siloksan ve polieterlerin boyutsal stabilitesi yüksek iken kondansasyon silikonu ve polisülfidlerin boyutsal stabilitesi düşük olduğu için kısa süre içinde model elde edilmelidir [51]. Diş hekimleri ölçünün dökülmesi için laboratuvara göndereceklerse, bu özelliğe dikkat ederek materyal seçimi yapmalıdır.

Islanabilirlik:

Ölçü materyalinin ıslanabilirliği, materyalin yayılma özelliğini tanımlar [55]. Yüksek ıslatma açısı hidrofobikliği (polivinil siloksan) gösterirken düşük ıslatma açısı hidrofilikliği (polieter) gösterir. Dokulara temas eden ölçüler ağız içi sıvıların yerini alır ve daha az boşluğa sebep olurlar bu nedenle nemli ortamlarda yüksek ıslatma açısına sahip materyaller detayları net olarak veremezken düşük ıslatma açısına sahip materyaller akışkanlıkları sayesinde detayları yansıtmada daha başarılıdır aynı şekilde düşük ıslatma açısına sahip materyallerden alçı modellerin elde edilmesi daha basittir [56].

Elastik Hafıza:

Ölçü materyalinin ağızdan çıkarıldıktan ve basınç ortadan kalktıktan sonra bozulma meydana gelmeden orijinal boyutlarına dönmesi elastik hafıza olarak tanımlanırken aynı zamanda materyale yırtılma direnci sağlar. PVS en iyi elastik hafızaya sahipken onu polieter ve polisülfid izler [55, 57].

Yırtılma Direnci:

Yırtılma direnci materyalin sertleştikten sonra yırtılmaya ne kadar dirençli olduğunu ifade ederken, subgingival bölgeler göz önüne alındığında yırtılma direnci önemli bir kriterdir. Polieterlerin yırtılma dirençleri çok yüksek iken hidrokolloidlerin

yırtılma dirençleri çok düşüktür.[54] Polisülfidlerin yırtılma direnci çok yüksek olmasına rağmen elastikiyetleri düşük olması nedeniyle eski formlarına dönemezler [54, 58].

Çalışma ve Sertleşme Süresi :

Çalışma süresi materyalin karıştırılmasında ağız içine uygulanmasına kadar olan süreyi içerirken, sertleşme süresi materyalin karıştırılmasından uygun sertliğe ulaşmasına kadar olan süreyi tanımlar [59]. Sertleşme süresi ortam sıcaklığı, baz/katalizör oranı vb. durumlardan etkilenmektedir [51].

Ölçü materyalleri içeriklerine, sertleşme reaksiyonlarına ve özelliklerine göre sınıflandırılabilirken, en yaygın kullanılan sınıflandırma sistemi sertleşme sonrasındaki özelliklerine göre yapılmaktadır. Günümüzde implant destekli, hareketli ve sabit protezlerde en sık kullanılan ölçü materyalleri, polivinilsiloksanlar, polietiler ve irreversible hidrokolloidlerdir [60].

2.7.2. İrreversible Hidrokolloidler

Düşük maliyetleri ve iyi ıslanabilir özellikleri sebebiyle özellikle teşhis modeli ve karşıt ark ölçülerinin elde edilmesinde kullanılırken total ve parsiyel protezlerin üretiminde de tercih edilmektedir [54].

Hidrofilik yapısı sayesinde kan ve tükürük olduğu durumlarda kullanılabilirler, su kaybının neden olduğu boyutsal stabilite eksikliği nedeniyle 10 dakika içinde alçı dökülerek model elde edilmeli aksi taktirde materyal distorsiyona uğrayabilir, distorsiyon ve düşük yırtılma direnci nedeniyle yalnızca bir kez alçı dökülüp model elde edilebilir [61]. Esnek olması sebebiyle undercut alanlarına ulaşımı ve ağızdan uzaklaştırılması rahattır ve kullanımı, karıştırması kolay, yeterli çalışma süresine sahiptir [57].

2.7.3. Polivinil Siloksanlar

İlave silikonlar, baz maddedeki vinil siloksan ve hidrojen siloksanın platin katalizör aracılığıyla ile bağlanması ile elde edilir [51]. Yan ürün ortaya çıkmamasına rağmen siloksan molekülünün oligomerizasyon reaksiyonundan kaynaklanan hidrojen açığa çıkan ikincil bir reaksiyon olması nedeniyle model elde edilmeden 60 dakika beklenmesi tavsiye edilir [62].

Hidrofobik bir yapıya sahip olması nedeniyle tükürük ve kan varlığında ölçünün doğruluğu etkilenirken, detayları yansıtmada konusunda başarılıdır, boyutsal stabilitesini uzun süre koruyabilir ve ölçüde herhangi bir deformasyon olmaması durumunda 1-2 hafta boyunca saklanabilir, yüksek elastikiyet ve yüksek yırtılma dirençleri sayesinde birden çok model elde edilebilir [51]. Hidrofobik yapısı nedeniyle ölçü dökmek ve model elde etmek zordur bu nedenle günümüzde firmalar materyalin ıslanabilirliğini artırmak amacıyla sürfaktan ilave ederek piyasa sürmektedir [63].

Düşük, orta, yüksek ve çok yüksek viskoziteye sahip çeşitleri olmakla birlikte viskozite düştükçe polimerizasyon büzülmesi artmaktadır bu nedenle marjinal kenar detayları gibi ince ayrıntılar için düşük viskoziteli ürünler tercih edilebilir [62].

Lateks içeren rubber damm veya lateks eldivenler gibi sülfür ve sülfür bileşenleri içeren materyaller ve kükürt içeren likite batırılmış retraksiyon iplerinin ilave tipi silikonların polimerizasyonunu etkilediği bildirilmiştir [57, 64, 65].

2.7.4. Kondansasyon Silikonları

Sertleşme reaksiyonları sonucu etil alkol açığa çıkar ve buharlaşan etil alkol sonucunda boyutsal stabilite önemli ölçüde etkilenir [66].

Hidrofobik yapısı nedeniyle ölçü alınacak bölgenin kuru tutulmasına dikkat edilmelidir. Boyutsal stabilitelerinin düşük olması sebebiyle kısa süre içinde model elde edilmelidir ve yalnızca bir kere ölçü dökülmesine müsaade ederler [51].

2.7.5. Polieterler

1960'lı yılların sonlarında tanıtılan polieterler, değişen oksijen atomları, metilen grupları ($O-[CH_2]_n$) ve reaktif terminal grupları ile uzun zincirli bir polieter kopolimerden oluşan bir baz materyalden oluşur ve reaksiyon sonucu herhangi bir yan ürün oluşmaz [54]. Hidrofilik yapıda olmaları sebebiyle ağız içi kan ve tükürükten fazla etkilenmezler ve düşük ıslatma açısına sahip oldukları için alçı model elde edilmesi daha rahattır [67].

Detayları mükemmel yansıtır ve polivinil siloksanlar kadar olmasa da boyutsal stabiliteleri iyidir [51, 62]. İlave tipi silikonlara göre daha sert oldukları için hem ağızdan uzaklaştırma hem de modelin kaşıktan uzaklaştırılması daha zordur ancak yeni piyasaya sürülen çeşitlerde materyal yumuşatılarak bu durumun önüne geçilmeye

çalışılmaktadır [68]. Tat ve kokusu kötüdür ve maliyetleri yüksektir ayrıca sülfonik asit esterden dolayı hastalarda alerjik reaksiyon gelişebildiği bildirilmiştir [51].

2.7.6. Polisülfidler

Farklı viskozitelere sahip baz ve katalizör olmak üzere iki yapıdan oluşan polisülfidler sertleşme reaksiyonu sonucu su açığa çıkarırlar ve bu durum materyalin boyutsal stabilitesini etkiler [69]. Detayları iyi yansıtırlar ve yırtılma dirençleri hidrokolloidlere göre daha yüksektir ancak boyutsal stabiliteleri düşük olması sebebiyle 1 saat içinde model elde etmek için alçı dökülmelidir [51, 69]. Acı bir tada sahip olan polisülfidler katalizörlerinde bulunan kurşun dioksit içeriğinin hastalarda toksik etki gösterebildiği bildirilmektedir [51, 59].

2.7.7. Vinil Polisiloksan Eter

Polivinil siloksan ve polieter ölçü maddelerinin olumlu özelliklerinin kombinasyonu olarak 2009 yılında piyasaya sürülmüştür [70]. Polieterlerin hidrofilikliği ile polivinilsiloksanların ağızdan kolay uzaklaştırma özelliklerini içinde barındıran bu yeni materyalin özellikle nem kontrolünün zor olduğu derin gingival alanlarda kullanımı amaçlanmaktadır [60].

2.8. Ölçü Karıştırma Teknikleri

Kullanılan ölçü maddesi sayısına göre tek fazlı veya çift fazlı olarak sınıflandırılabilir [59].

Tek fazlı (monofaz) teknik:

Tek materyal ve tek aşamadan oluşmaktadır orta yoğunluktaki bir ölçü materyali kullanılır ve daha az detay yansıtır.

Çift fazlı teknik :

İki farklı yoğunluğa sahip ölçü materyalinin tek aşamalı veya çift aşamalı olarak uygulandığı tekniktir.

Çift karıştırma tekniği: İki farklı yoğunluktaki ölçü materyalleri aynı anda iki farklı kişi tarafından karıştırılır ve çok yoğun olan kaşığa yerleştiriliken az yoğun olan şırınga veya özel tabanca yardımıyla hem işlem yapılacak alana hem de kaşıқта bulunan çok yoğun kıvamdaki materyal üzerine uygulanarak polimerize olması beklenir [59].

Çift aşamalı teknik (Wash tekniği) : Yoğun kıvamdaki putty materyali kaşık yardımıyla ağız içine uygulanır ve sertleşmenin tamamlanması beklenerek ilk ölçü alınır. Elde edilen ölçüden daha az yoğun kıvamdaki akıcı materyale yer sağlamak amacıyla bir miktar kazıma yapılır ya da ölçü almadan önce ilgili alanda akışkan kıvamdaki materyale boşluk oluşturacak şekilde izolasyon sağlamak amacıyla çeşitli materyaller kullanılabilir. Akışkan kıvamdaki ölçü maddesi yoğun kıvamdaki ölçü maddesinin bulunduğu kaşığa uygulanarak polimerizasyonunu tamamlaması beklenir ve nihai ölçü elde edilir [59].

2.9. Kaşık Seçimi

Kişiye özel üretilen kişisel (özel) kaşıklar ölçü malzemesi kalınlığının homojen olmasını sağlarken, distorsiyonu ve malzeme israfını azaltır aynı zamanda hastalar için de daha konforludur [57]. Kişisel kaşıklar birden fazla dişin restore edileceği, ark büyüklüğü veya şeklinin hazır kaşık kullanımını engellediği durumlarda endikedir.

Rijit olmayan plastik kaşıkların kullanımı sırasında ağız içine yerleştirme gerçekleştirilirken duvarlarda meydana gelebilecek bükülmeler kaşık ağızdan ayrıldıktan sonra eski formuna dönerek ölçüde bozulmalara sebep olabilirken, sert (metal) hazır kaşıkların kullanımı sırasında özellikle kaşığın ağız içinden ayrılmasını güçleştirebilecek gövde altı ve komşu dişlerde bulunan undercut alanlara dikkat edilmeli ve gerekli önlemler alınmalı aksi takdirde metal kaşığın ağız içinden uzaklaştırılması ciddi zaman ve efor kaybına neden olabilir [71].

2.10. Model Elde Edilmesinde Kullanılan Dental Alçılar

Ağız içi ölçünün doğru elde edilmesi kadar laboratuvara yansıtılması işlemi de son derece önemlidir. Dental alçılar sayesinde laboratuvarların çalışabilecekleri modeller elde edilir. Dental alçıların mekanik özellikleri, su / toz oranı, karıştırma süresi, karıştırılan miktar, kimyasal bileşenleri, nem ve malzemenin bulunduğu oda sıcaklığı ile doğrudan ilişkilidir [55]. Günümüzde model elde edilmesi sırasında yaşanan en ciddi problem alçının genleşmesidir, bu genleşmenin minimize olduğu ve sertlik, sıkıştırma kuvveti gibi özellikleri nedeniyle günümüzde tip IV alçılar sıklıkla kullanılmaktadır [72].

2.11. CAD/CAM Sistemleri

Diş hekimliği alanında meydana gelen dijital teknoloji ve ileri üretim teknolojilerindeki gelişmeler ile birlikte tanı ve tedavide dijitalleşme protetik diş hekimliğinde popülerliğini günden güne artırmaktadır. “CAD” terimi bilgisayar destekli tasarımı ifade ederken “CAM” terimi bilgisayar destekli üretim anlamına gelmektedir. Dr. Francois Duret 1971 yılında dijital ölçünün ilk adımlarını atarken, 1980’lerde Profesör Mörmann ilk taşınabilir ağız içi tarayıcı olan CEREC sistemini tanıtmıştır [60]. CAD/CAM sistemleri ile günümüzde inley, onlay, lamina, tam kuron, sabit protezler ve implant destekli sabit protezlerin ölçü ve üretimleri gerçekleştirilebilmektedir.

CAD/CAM sistemleri genel olarak;

1. Restorasyon yapılacak bölge ve komşu bölgelerden verileri toplayıp sanal ortama aktaran ağız içi tarayıcı
2. Verilerin aktarılacak üretilecek restorasyonun planlama ve dizaynının yapıldığı yazılım
3. Dizayn edilen restorasyonun bilgisayar destekli ortamlarda üretilmesini sağlayan freze ünitelerini barındıran 3 ana yapıdan oluşurken ilk iki yapı CAD sisteminin parçası üçüncü yapı ise CAM sisteminin parçasıdır [73].

CAD / CAM sisteminde, dijital ölçüler ağız içi tarayıcı ile alınır. Çevre dokular, ekranda doğal görünümü ile gösterilir. Protez tasarımını etkileyen; hazırlanmış diş, ‘‘scanbody’’, komşu dişler ve kapanış ilişkisi verileri 3 boyutlu olarak gösterilir.

Diş hekimi ekrandan taramayı seyreder ve kritik alanlarda doğru taramanın elde edilmesini sağlar; bu süreç “CAD” aşaması olarak adlandırılan ölçünün alınması ve tasarımın yapılması sürecidir. “CAM” aşamasında, protetik restorasyon, frezeleme ünitesinde seçilen malzemenin bloğundan üretilir. Kliniklerde kullanılan üretim teknolojisi genellikle eksiltme tekniklerine dayanmaktadır. Ekleme sistemleri ve teknikleri teknisyenler tarafından daha karmaşık restorasyonlar üretmek için kullanılır [74].

CAD/CAM sistemlerinde 3 farklı üretim konsepti bulunmaktadır.

Klinik (hasta başı) üretim sistemi : Klinik tipi CAD / CAM sistemleri tarayıcı, monitör ve bir freze makinesinden oluşur. Tarayıcı ağız içinde restorasyon için hazırlanan dişin üzerine yerleştirilir ve elde edilen veriler monitörde 2 veya 3 boyutlu

görüntüler olarak görünür. Tasarım işlemleri tamamlandıktan sonra veriler freze makinesine gönderilir ve restorasyonun üretim işlemi başlar. Laboratuvar işlemlerine gerek kalmadan restorasyon hasta başında tek seansta ağız içinde uygulanabilmektedir. Restorasyonlar feldspatik, lösit, lityum disilikat gibi seçenekler içeren seramik bloklar ile kompozit bloklardan elde edilir [75]. Restorasyon onaylandıktan sonra cilalama işlemi yapılır ve restorasyon hazır hale gelir.

Laboratuvar üretim sistemleri: Bu yöntemde hekim konvansiyonel ölçü teknikleri ile ölçüyü alıp laboratuvara gönderir ve model elde edilir daha sonra laboratuvarda bulunan ekstra oral dijital tarayıcılar aracılığı ile model dijitalleştirilerek tasarım ve üretim aşamasına geçilir [76]. Ayrıca ağız içi tarayıcı ile elde edilen veriler de mail yolu ile laboratuvara gönderilerek tasarım ve üretim gerçekleştirilebilir.

Merkezi üretim sistemleri: Üçüncü yöntem olan bu sistemde laboratuvar verileri üretim ve tasarım için hazır hale getirir ve internet aracılığıyla üretim merkezlerine iletir, daha sonra üretim merkezlerinde hazırlanan restorasyon üst yapı için tekrar laboratuvara gönderilerek üretim aşaması tamamlanır [77].

CAD/CAM sistemleri elde edilen dijital verilerin paylaşım özelliğine göre açık ve kapalı sistemler olarak ikiye ayrılır [78]. Kapalı sistemler tarama, tasarlama ve üretim aşamalarını kendine özel sisteminde barındırır ve diğer tasarım / üretim sistemleri ile uyumlu değilken açık sistemler diş hekimliğinde en sık kullanılan format olan stereolitografi (STL) formatında veriler elde edilmesini sağlayarak diğer sistemlerde de tasarım ve üretime izin verir [79].

CAD/CAM sisteminin avantajları [80];

1. Eş zamanlı olarak görüntüleme ve değerlendirme
2. Ölçüdeki eksiklikleri veya preperasyonda olan hataları anında görüntüleme ve gerekirse preperasyonun düzeltilmesi veya ölçünün düzeltilmesi imkanı sağlama
3. Hızlı bir şekilde ölçü alınarak hasta başında geçirilen zamanın azaltılması
4. Tüm ark yerine sadece restorasyon yapılacak olan alanın ölçüsünün alınabilmesi

5. Dijital olarak arşivleme yapılarak alçı model saklama ihtiyacının ortadan kalkması
6. Ölçü malzemesi kullanılmadığı için malzeme israfının önüne geçilir aynı zamanda çevre dostu olması
7. Ölçü kaşıkları, alçı ve kaşık adezivleri kullanılmadığı için ekonomik olması
8. Veriler dijital olarak gönderildiği için sterilizasyona gerek kalmaması ve çapraz enfeksiyonun önüne geçilmesi
9. Alçı model elde edilmesi sırasında oluşabilecek distorsiyonların veya döküm hatalarının önüne geçmesi
10. Elde edilen dijital ölçüler internet aracılığıyla laboratuvara yönlendirilerek işleğin hızlandırılması
11. Bazı sistemlerde bulunan renkli tarama özelliği sayesinde renk seçimine destek olması
12. Özellikle öğürme refleksi olan hastalarda konforu artırması gibi avantajları bulunmaktadır.

CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları; [80]

1. Başlangıç maliyetinin yüksek olması ve senelik yazılım ücretleri
2. Öğrenme ve alışma sürecinin bazı kişilerde zor olması
3. Implant taramaları için tasarım yazılımına uygun scanbody ihtiyacı
4. Komplike vakalarda kapanışı taramanın zor olması
5. Bazı sistemlerde bulunan toz gereksiniminin hastaları rahatsız etmesi
6. Kapalı sistemlere sahip ürünlerin farklı yazılım ve üretim programları ile çalışılmasını kısıtlaması
7. Kan, tükürük vb. varlığında subgingival detayların elde edilememesi
8. Dişsiz arkların ölçüsünde referans eksikliği nedeniyle kaliteli görüntü elde edilememesi
9. Tarama paterninin firmalar arası değişiklik göstermesi ve bu duruma uymak gerekliliği gibi dezavantajları da bulunmaktadır.

Temaslı ve temassız olmak üzere iki ana tarayıcı kategorisi bulunmakta iken diş hekimliğinde kullanılan tarayıcılar çoğunlukla temassız tipte olmakla beraber görüntülerin elde edilmesi için üçgenleme sistemi (triangulation system), paralel konfokal mikroskopi sistemi (parallel confocal microscopy), aktif dalga örnekleme sistemi (active wavefront sampling), ışık lazer ve video gibi sistemler kullanılmaktadır [81].

Kullanılan sistemden bağımsız olarak tarayıcı nesnenin aynı anda yalnızca bir kısmını görüntüler bu nedenle yakalanan görüntülerin daha sonra birleştirilebilmesi için bu veriler global koordinat sistemine yüklenir, birleştirmenin daha sağlıklı olabilmesi için nokta bulut yoğunlukları yüksek olmalıdır, düşük nokta bulut yoğunluğunun olduğu durumlarda görüntü birleştirmeleri ve implant kütüphanesinden seçilen analogların sanal modele yerleştirilmesi sırasında hatalar gerçekleşebilir [82-84].

2.11.1. Ağız İçi Tarayıcılar

Piyasada bulunan başlıca ağız içi tarayıcı sistemleri arasında CEREC, Lava C.O.S. system, iTero, E4D, ve TRIOS gösterilebilir. Bu sistemler çalışma prensibi, ışık kaynağı, pudra püskürtme gerekliliği, çalışma süreci ve elde edilen veri formatı gibi temel özellikler bakımından farklılık gösterirler.

CEREC :

1987 yılında CEREC 1 sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) ilk intraoral dijital ölçü ve CAD / CAM cihazı olarak Duret sistemiyle birlikte piyasaya sürülmüştür. Bu sistem, üç doğrusal ışık demetinin kesişim noktasının uzayda belirli bir noktaya odaklandığı ve yansıyan ışık demetinin ekrana düşmesiyle görüntü elde edilen ‘triangulasyon’ konseptiyle tasarlanmıştır. [85] Düzensiz ışık dağılımına sahip yüzeyler, taramaların doğruluğunu etkilemesinden dolayı homojen ışık dağılımı sağlamak ve tarama doğruluğunu artırmak için opak olan titanyum dioksit pudra ile alanların kaplanması gerekmektedir [85].

CEREC AC Omnicam 2012 yılında piyasaya sürülen CEREC sistemidir. Ardışık veri toplama ile 3 boyutlu model oluşturulmaktadır. Omnicam tek diş, tek bölge veya tam arklar için kullanılabilir. En önemli avantajları pudrasız tarama ve doğal renkli hassas 3 boyutlu görüntüler elde edilebilmesidir.

CEREC sistemi, dijital ölçü verilerini özel bir veri formatı ile dışa aktaran ve Sirona'nın CEREC MC ve CEREC In-Lab gibi CAM cihazlarında çalışan kapalı sisteme sahiptir.

Lava C.O.S. :

2006 yılında icat edilip 2008 yılında piyasaya sürülen LavaTM C.O.S. (Lava Chairside Oral Scanner; 3M ESPE, Seefeld, Almanya) aktif dalga örnekleme sistemi ile çalışır. Bu prensipte tek lensle video kaydı ile 3 boyutlu görüntülerin elde edilmesi sağlanır, lenste bulunan üç sensör görüntüleri farklı açılarda yakalayarak sahip olduğu görüntü işleme algoritması ile odak içi ve odak dışındaki alanların birleştirilmesini sağlar [86]. Saniyede yirmi adet 3D görüntü verisi yakalaması mümkündür. Ağız içi izolasyon sağlandıktan sonra homojen bir tabaka oluşturacak şekilde pudralama gereksinimi vardır.

Bu sistem ile alınan preparasyon ölçüleri dokunmatik ekranda anında görüntülenerek hatalı bölgelerde tarama tekrarlanabilir ve görüntüler ilk tarama ile otomatik olarak birleştirilir [86]. Karşıt ark ölçüsü ve hastanın dişleri oklüzyonda iken bukkalden taranarak alınan kapanış ölçüsünü sistem otomatik olarak birleştirerek hastanın bukkal ve lingual kapanışını elde ederek. İmplant üstü ölçülerde ise yalnızca Biomet 3i (Palm Beach Gardens, FL) ile gerçekleştirilebilir. Kendine has veri formatı olan ancak başka sistemlere entegre olabilen Lava C.O.S.yarı açık bir sisteme sahiptir [87].

iTero :

iTero Cadent Inc (Carstadt, NJ) tarafından 2007 yılında piyasaya sürülmüştür. Ağız içi yapılar ve konturların görüntüsü , paralel konfokal görüntüleme ilkesine dayalı lazer ve optik tarama ile 300 odak derinliğinde 100.000 lazer ışık noktası ile elde edilebilir [88].

Pudralama gereksinimi olmadan tüm yüzey detaylarını doğru şekilde yansıtabilen iTero klavye, mouse, dokunmatik ekran ve tarayıcıdan oluşur. Tarama sırasında eksik veya hatalı tarama farketildiği zaman sistem otomatik olarak uyarı verir. Elde edilen veriler kablosuz sistem vasıtasıyla Cadent merkezine gönderilir ve istenildiği takdirde özel bir reçine sistemi ile modeller ölçüye uygun şekilde hazırlanır ve artikülatöre bağlanabilir.

Sabit protezler, kuronlar, laminate veneerler, alignerlar ve retainerlar üretiminde kullanılabilir. Dijital verilerini STL formatında oluşturarak farklı sistemlerle birlikte çalışma olanağı sağlayan açık sisteme sahiptir. İmplant diş hekimliğinde dijitalleşmenin öncülerinden olan Straumann Group’la ile yaptığı iş birliğiyle Straumann implant yapılarını CAD yazılımı DWOS’a uygun olarak hazırlamaktadır [88]. Tarayıcı “scanbody” de bulunan üçgen noktaya getirilir ve tarama gerçekleştirilir.

E4D :

D4D Technologies, LLC (Richardson, TX) tarafından optik koherens tomografi ve konfokal mikroskopi ilkeleri ile çalışmak üzere geliştirilen E4D’de kırmızı lazer ışık kaynağı kullanılır ve saniyede 20.000 titreşim elde etmek amacıyla mikro aynalar barındırır, hızlı lazer teknolojisi görüntüleri her açıdan yakalayarak restore edilecek alan ve komşu bölgelerin 3D görüntüsünü elde eder [89]. Tarayıcı, dizayn ünitesi ve freze ünitesinden oluşmaktadır.

Veriler özel formatta veya STL formatında elde edilebilir ancak STL verileri için ek bir ödeme yapılması gerekmektedir bu yüzden yarı açık sisteme sahiptir. STL veriler elde edilebildiği için diğer CAD/CAM sistemleri ile çalışmaya imkan sağlar. Ayrıca frezeleme ünitesine sahip olduğu için klinikte hasta başında tek seansta restorasyonun bitirilmesine olanak sağlar [90].

TRIOS :

3Shape (Copenhagen, Denmark) firması 2010 yılında yeni nesil dijital ölçü sistemi TRIOS’u tanıtır 2011 yılında piyasaya sürmüştür. Ultra hızlı kesit ve konfokal mikroskopi prensipleri altında pudralama gereksinimi olmadan çalışan bu sistem saniyede 3000 görüntü elde ederek tarayıcı ucu ve diş arasındaki bağıl hareketlerin etkisini azaltır [89]. Elde edilen çok sayıda görüntü sistem tarafından analiz edilir ve diş ve diş etinin gerçek renkleri ile birlikte anında sanal model elde edilebilir. TRIOS sistemi taranan nesne üzerinde tarayıcıyı hareket ettirmeden odak değiştirme özelliğine sahiptir [89].

TRIOS sisteminin diğer tarayıcılara göre kullanımı nispeten daha basittir, taranacak nesneye çok yakın olmak veya 2-3 cm uzağında olmak odak noktasını ve görüntüyü etkilemezken, tarayıcı hareket ettirilirken diş ve diş eti profili aynı anda oluşturulur [89]. Üst ve alt dişlerin taranması bittikten sonra interküspal pozisyonda

bukkalden kapanış taraması yapılır ve sistem otomatik oklüzal ilişkiye uygun olarak verileri birleştirir. TRIOS Cart and TRIOS Pod olmak üzere iki çeşidi mevcutken, TRIOS Pod sistemi herhangi bir bilgisayar sistemi veya iPad ile görüntüleme imkanı sayesinde hekime daha esnek çalışma olanağı sağlar. TRIOS sisteminin gerçek doku rengini yakalama özelliği ile ilerleyen dönemlerde tam veya parsiyel hareketli protezlerin doğrudan ağız içi tarama ile elde edilmesi planlanmaktadır [90].

Verilerin doğrudan STL formatında elde edilebildiği TRIOS sistemleri açık sisteme sahiptir ve diğer CAD/CAM sistemleri ile birlikte çalışma imkanı sağlar ancak yalnızca CAD sistemidir ve frezeleme ünitesi içermez.

2.11.2. İmplant Üstü Protezlerde Dijital Ölçü

İmplant destekli protezlerde dijital ölçü işlemi iki şekilde gerçekleştirilebilir ;

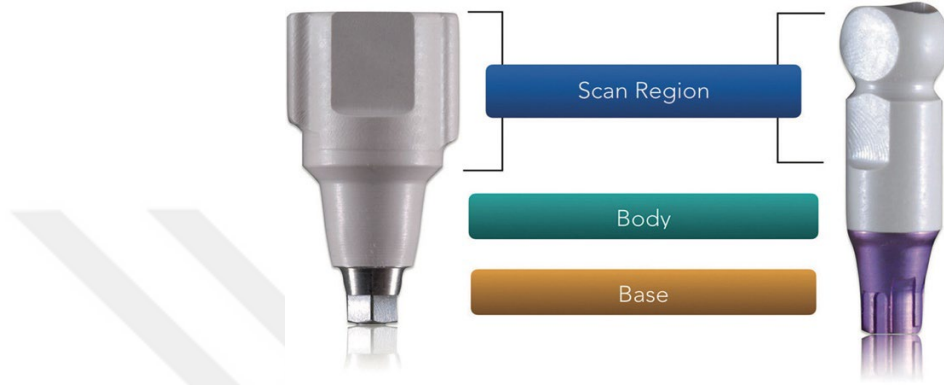
İndirekt teknik : Bu teknikte geleneksel yöntemlerle elde edilen ölçülerden oluşturulan modellerin laboratuvar ortamında bulunan ağız dışı tarayıcı ve laboratuvar tarama parçaları ile model taraması gerçekleştirilerek sanal ortama aktarılır. Son dönemlerde alçı model elde edilme esnasından oluşan problemlerin önüne geçmek için ölçü materyalinin doğrudan taranması gündeme gelmektedir ancak ölçüden direkt ideal bir sanal model oluşturmak günümüzde geçerli değildir [91]. CEREC inLab, Everest, Ceramill, DCS Preci-fit, Cercon, Zeno Tec System, Katana laboratuvarlarda bulunan ağız dışı tarayıcılara örnek verilebilir.

Direkt teknik : Taranabilir ölçü postları aracılığıyla hasta ağızında doğrudan tarama gerçekleştirilerek dijital ölçü alınır ve elde edilen sanal modele implant kütüphanelerinden dijital analog yerleştirilerek restorasyonun tasarımı yapılır ve üretim aşamasına geçilir.

2008 yılında Straumann Group tarafından ilk taranabilir ölçü postları piyasaya sürülüp “Scanbody” olarak adlandırıldı ve başlangıçta tek bir implant sistemi ve yalnızca belirli tarayıcı ve tarama teknolojisi ile uyumluydu ancak günümüzde dijitalleşmenin artması ile birlikte bir çok implant ve tarayıcı firması farklı şekil, boyut malzeme, yeniden kullanılabilirlik, yüzey, bağlantı ve maliyetlerde olan taranabilir ölçü postlarını piyasaya sürmüştür [84].

Farklı boyut ve şekillere sahip olabilen “Scanbody” ler tarama alanı olarak adlandırılan uç kısım, gövde olarak adlandırılan orta kısım, body olarak adlandırılan

orta kısım ve base (Şekil 2-4) olarak adlandırılan apikal kısımlardan oluşmaktadır. İmplantın pozisyonu ve açısı gibi özellikleri sanal ortama tarama alanı olarak adlandırılan bölge aracılığıyla aktarılır. Tarama bölgesi yazılım tarafından algılanabilmesi için asimetrik yapıyla beraber düz yüzeyler de içerir ve ölçü doğruluğunu artıracak şekilde bir veya daha fazla tarama alanı bulundurabilir [92].



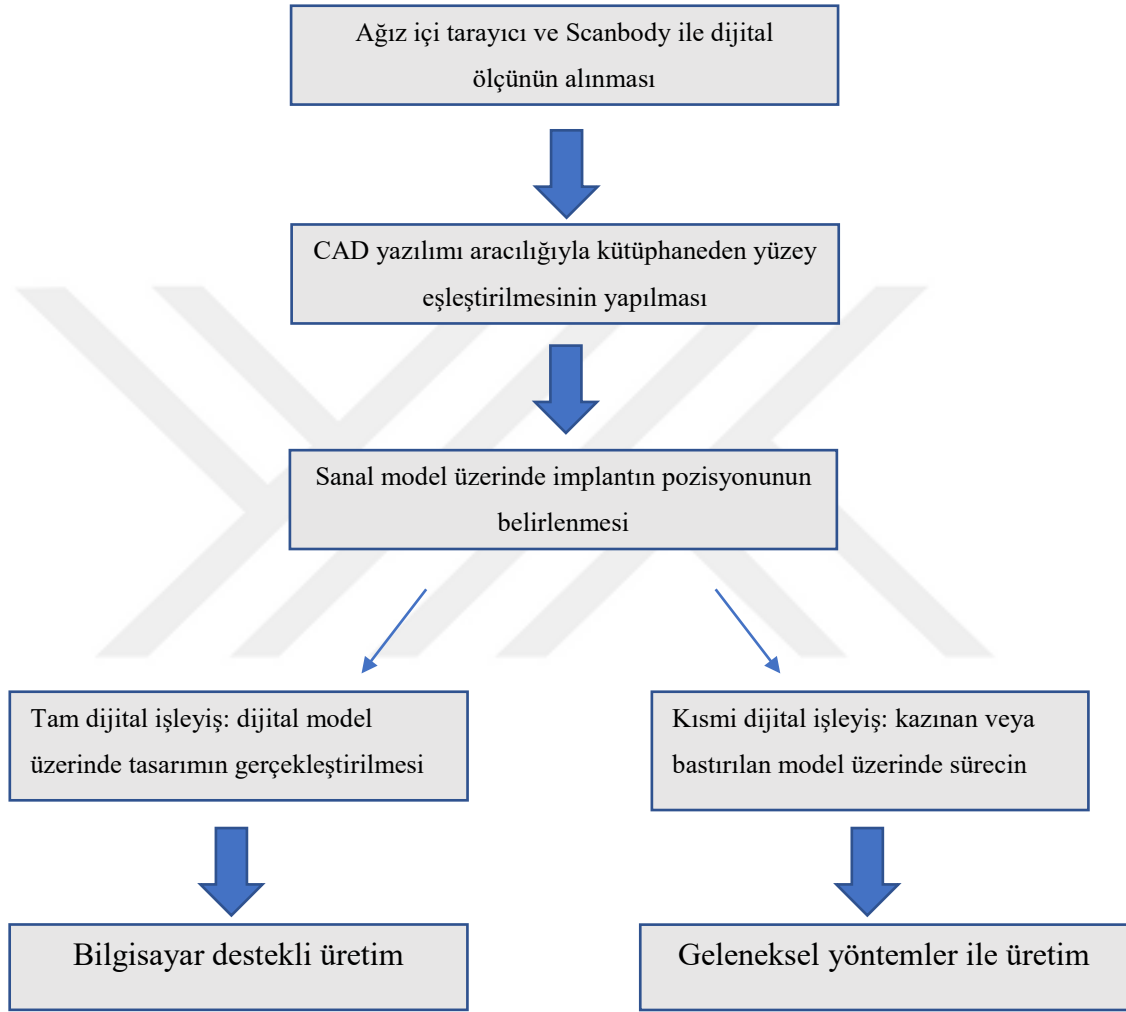
Şekil 2-4 Scanbody bölümleri [84]

Body kısmı tarama alanı ile base kısmı arasında bulunan alandır ve polietereeterketon (PEEK), titanyum alaşımı, alüminyum alaşımı ve farklı reçine çeşitlerinden üretilebilmektedir aynı zamanda tarama alanı da çoğunlukla body ile aynı malzemeden üretilirken, base implant ile scanbody arasındaki bağlantıyı sağlar ve tarama bölgesi ve body'den farklı materyalden üretilebilir.[92] Malzemenin sık kullanımı, dezenfeksiyonu sırasında aşınması veya implant ile bağlantısından oluşabilecek herhangi bir durumda implant pozisyonunun doğru aktarılması engellenmiş olur [37].

2.11.2.1. Dijital Ölçüde İş Akışı

İlk olarak “Scanbody” lerin implant ile bağlantısının doğru olduğundan emin olunur ve komşu dişler ve çevre yumuşak dokuları da içine alacak şekilde firma talimatlarına uygun tarama gerçekleştirilir. Daha sonra karşıt çenenin taraması tamamlanır ve “Scanbody” yerinden çıkarılarak kapanış ölçüsü kaydı elde edilir. Kapanış kaydında implant üzerine sonradan oluşacak ekstra yüklerin önüne geçmek amacıyla dişlerin periodontal ligamana gömülmesi gerekmektedir bu yüzden hastanın maksimum interküspidasyonda kapatması sağlanmalıdır [13]. Veriler daha sonra

laboratuvara gönderilir ve protez üretim sürecine geçilir. Elde edilen verilerde bulunan “Scanbody” görüntüsü yazılım yardımıyla implant kütüphanesinde eşleştirilir ve implant pozisyonu dijital modelde elde edilir.



Şekil 2-5 : Dijital ölçülerde iş akış şeması

Dijital model elde edildikten sonra iki seçenek mevcuttur (Şekil 2-5); tam dijital iş akışı veya kısmi dijital iş akışı, tam dijital iş akışında dijital model üzerinde abutment ve restorasyon tasarımı yazılım yardımıyla gerçekleştirilerek üretim aşamasına geçilir ve restorasyon doğrudan elde edilir. Kısmi dijital iş akışı ise porselen ilavesi gibi analog modelin gerektiği durumlarda devreye girer. Bu iş akışında implant yuvaları daha sonra uygun analog yerleştirilecek şekilde boş bırakılır ve analog model dijital model verisine

uygun şekilde 3D printerlar ile oluştulur veya freze edilir, daha sonra konvansiyonel yöntemlerle devam edilerek restorasyon üretilebilir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında gerçekleştirilmiştir. Tam dişsiz olguların implant ile rehabilitasyonunda farklı ölçü tekniklerinin hassasiyetini karşılaştırmak amacıyla Snap-on ölçü tekniği, açık kaşık splintsiz ölçü tekniği, açık kaşık splintli ölçü tekniği ve dijital ölçü tekniği olarak 4 grup belirlenmiştir. Konvansiyonel yöntemlerle alınan ölçüler dijital tarama parçaları (scan-body) ile dijitalize edilmiştir. Oluşturulan 4 grup için n sayısı 10 olarak belirlenmiş 40 adet STL formatında 3D boyutlu dijital model elde edilmiş ve Geomagic Control X (Geomagic, Amerika) programı ile sapma miktarları belirlenmiştir.

3.1. İmplantlı Ana Modelin Elde Edilmesi

Bu çalışmada daha önce farklı in vitro çalışmalarda da kullanılan, implant için iyi bir stabilizasyon sağlayan, cerrahi frezler ile çalışması kolay olan 3 komponentli poliüretan materyalden üretilen üst çene modeli tercih edilmiştir [93]. Bu model Ceramill Map 400 (Amann Girrbach, Almanya) ağız dışı tarayıcısı ile taranmış ve STL formatında verisi elde edilmiştir. Exocad dentalCAD (Exocad GmbH, Almanya) programında STL formatta verisi elde edilen çalışma modeline dijital diş dizimi yapılmıştır. İmplantlar arası mesafeleri mümkün olduğunca eşit tutmak, implant açılanmalarından oluşabilecek değişimleri elimine etmek ve ideal klinik tabloyu yansıtmayı amacıyla 16,14,12,22,24,26 diş bölgelerine denk gelecek şekilde ExoplanDB 3.0 Galway(Exocad,Almanya) ile cerrahi rehber tasarımı gerçekleştirilmiştir. Elde edilen cerrahi rehber tasarımından Ackuretta FreeShape 120 3D yazıcı (Taipei) ve Optiprint guide 405 (Dentona, Almanya) reçine ile implantların ana modele belirtilen diş pozisyonlarında ve paralel olarak yerleştirilmesi amacıyla cerrahi rehber üretilmiştir.



Şekil 3-1 Cerrahi rehber yardımıyla implantların ana modele yerleştirilmesi

Daha sonra 16,14,12,22,24,26 nolu bölgelere ürün kodu 38010txa olan 3.8mm çapa sahip ve 10mm uzunluğunda, 2.3 mm internal octagon bağlantılı 6 adet Trias-ixx2 (Servo-dental GmbH & Co.KG, Almanya) implant, cerrahi frezler yardımıyla üretici firma talimatları doğrultusunda yerleştirilmiştir.



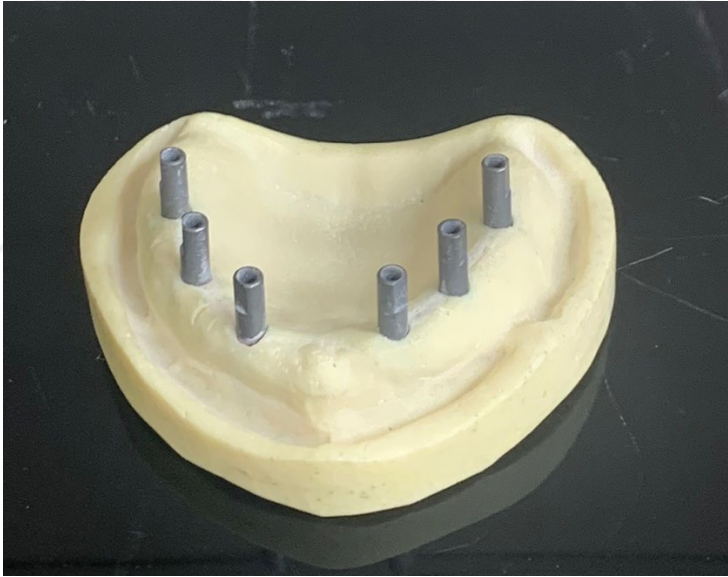
Şekil 3-2: Implantların paralellik kontrolü



Şekil 3-3: Implant yerleşimi sonrası ana model

3.2. Ana Modelin 3D STL Verisinin Elde Edilmesi

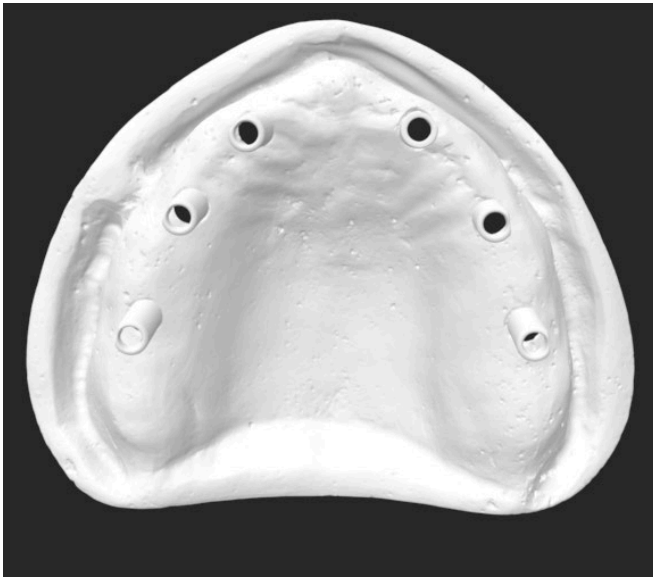
Ana modele implantların yerleştirilmesinden sonra ürün kodu S8811D olan 6 adet dijital tarama parçası “Scanbody” implantlara el kuvveti ve vida aracılığıyla bağlanmış (Şekil 3-4) ve ana modelin STL formatında 3 boyutlu dijital modelini elde etme aşamasına geçilmiştir. Bu aşamada diş hekimliğinde kullanılan tarayıcılara göre tarama hassasiyeti daha yüksek olan Solutionix C500 (Medit Company, Seul- Güney Kore) (Şekil-3-5) kullanılmıştır. Taramaya başlamadan önce yansımalar nedeniyle oluşabilecek distorsiyonların önüne geçmek amacıyla 3M High Resolution Scanning Spray (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kullanılmıştır. Daha sonra model uygun bir biçimde tarama tablasına yerleştirilmiş ve tarama gerçekleştirilmiştir. Elde edilen tarama görüntüsü doğrudan STL formatında (Şekil 3-6) elde edilmiştir.



Şekil 3-4: Ana modelin taranması için Scanbodylerin implantlara bağlanması



Şekil 3-5: Solutionix C500 tarayıcı ile referans modelin elde edilmesi



Şekil 3-6: Ana modelin STL formatında verisi

3.3. Snap-on Tekniği ile Ölçülerin Alınması İşlemi

Ana modelde bulunan implantlara ürün kodu 860138tra olan 6 adet kapalı kaşık ölçü postu el kuvveti ile bağlanmış ve pasif oturumlarından emin olduktan sonra ürün kodu 860000/tra olan, polyoxymethylene yapıdaki kapalı kaşık ölçü kepleri uygun pozisyonlarda ölçü postlarına (Şekil 3-7) yerleştirilmiştir.



Şekil 3-7: Kapalı kaşık ölçü postları ve plastik keplerin implant ile bağlanması

Ölçünün model üzerinden ayrılmasını kolaylaştırmak için lak sürülmüş ve iki dakika beklenmiştir. Snap-on tekniği ile ölçü alırken hazır metal ölçü kaşıkları kullanılmıştır. Ölçü materyalinin metal kaşıkla olan bağlantısını güçlendirmek amacıyla DMG kaşık adezivi (DMG Chemisch-Pharmazzeutische GmbH, Almanya) üretici firma talimatları doğrultusunda ince bir tabaka şeklinde uygulanmış ve kuruması için en az 3 dakika beklenmiştir. Çalışmamızda tüm konvansiyonel ölçü tekniklerinde Fast set elite HD + putty soft ve elite HD+ light body (Zhermack S.p.A, İtalya) vinil polisiloksan ölçü materyali (Şekil 3-8) kullanılmıştır.



Şekil 3-8: Polivinil siloksan ölçü materyali

Ölçü alma işleminde üretici firma talimatları doğrultusunda putty soft materyalinin eşit oranda, çizgi olmayacak şekilde ve homojen kütle elde edecek şekilde yaklaşık 30 sn karıştırılması gerçekleştirilmiştir. Akışkan kıvamdaki ölçü ise dispenser yardımıyla uygulanmış ve kullanım öncesi baz ve katalizörün eşit oranda çıktığından emin olunmuştur. Ölçü alma işlemi bir hekim ve bir hekim yardımcısı aracılığıyla gerçekleştirilmiştir. Hekim yardımcısı putty soft materyalini karıştırırken, hekim akışkan light body materyalini implant çevrelerine uygulamış, homojen putty soft materyalini kaşığa yerleştirmiş ve kaşıktaki putty soft üzerine light body ölçü materyalini uygulayarak ölçü alma işlemini gerçekleştirmiştir. Üretici firma ölçü materyalinin sertleşme süresini 4 dakika olarak belirlemiştir ancak çalışma ağız ortamında gerçekleştirilmediği için bekleme süresi 10 dakika olarak belirlenmiştir. 10 dakika sonra ölçü kaşığı uygun doğrultuda ana modelden ayrılmış, model üzerindeki ölçü postları dikkatlice çıkarılmış ve ürün kodu 920038/1tra olan analogların el kuvveti ile vidaları sıkılarak bağlanmıştır. Dışarda bağlanan ölçü postu ve analog ölçü içinde bulunan ölçü keplerine el kuvveti ile yerleştirilmiştir.



Şekil 3-9: “Snap-on” tekniği ile elde edilen alçı modeller

3.4. Özel Ölçü Kaşıklarının Üretilmesi

Açık kaşık tekniği ile ölçü alabilmek amacıyla ışıkla polimerize olan akrilik rezinler ile özel ölçü kaşıkları hazırlanmıştır. Hazırlıklar sırasında ana modele zarar vermemek amacıyla çalışma modeli elde edilmiş ve kaşık hazırlıkları bu model üzerinde gerçekleştirilmiştir. Splintli grup için çalışma modeli üzerinde splintleme işlemi gerçekleştirilmiş daha sonra kaşık üretimine geçilmiştir. Splintsiz modelde ise ölçü postları üzerinden kaşık hazırlıkları gerçekleştirilmiştir. Ölçü materyaline yeterli kalınlık sağlamak amacıyla yaklaşık 4mm kalınlığında bariyer görevi görecektir şekilde mum tabaka hazırlanmış ve daha sonra kaşık üretilmiştir. Kaşık sınırları kaşığın doğru oturumundan emin olma amacıyla ana modelde bulunan tabanlığa temas edecek şekilde üretilmiştir.

3.5. Açık Kaşık Splintsiz Teknik İle Ölçülerin Alınması İşlemi

Ana modele ürün kodu 860038tra olan açık kaşık ölçü postları el kuvvet ile bağlanmıştır. Ölçünün modelden rahat ayrılması için lak sürülüp 2 dakika beklenmiştir. Splintsiz açık kaşık ölçü grubu için üretilen özel kaşıklara önce ölçü postlarının bulunduğu bölgelere vidalara erişimi sağlayacak şekilde 6 adet delik açılmış daha sonra DMG kaşık adezivi (DMG Chemisch-Pharmazzeutische GmbH, Almanya) üretici firma talimatları doğrultusunda ince bir tabaka şeklinde uygulanmış ve kuruması için en

az 3 dakika beklenmiştir. Ölçü alma işleminde üretici firma talimatları doğrultusunda putty soft materyalinin eşit oranda, çizgi olmayacak şekilde ve homojen kütle elde edecek şekilde yaklaşık 30 sn karıştırılması gerçekleştirilmiştir. Akışkan kıvamdaki ölçü ise dispenser yardımıyla uygulanmış ve kullanım öncesi baz ve katalizörün eşit oranda çıktığında emin olunmuştur.



Şekil 3-10: Açık kaşık splintsiz teknik ile elde edilen ölçü

Ölçü alma işlemi bir hekim ve bir hekim yardımcısı aracılığıyla gerçekleştirilmiştir. Hekim yardımcısı putty soft materyalini karıştırırken, hekim akışkan light body materyalini implant çevrelerine uygulamış, homojen putty soft materyalini kaşığa yerleştirmiş ve kaşıktaki putty soft üzerine light body ölçü materyalini uygulayarak ölçü alma işlemini gerçekleştirmiştir. Sertleşme gerçekleşmeden önce vidalara ulaşımı kolaylaştırmak amacıyla ölçü maddesi ilgili bölgelerden bir miktar kaldırılmıştır. Üretici firma ölçü materyalinin sertleşme süresini 4 dakika olarak belirlemiştir ancak çalışma ağız ortamında gerçekleştirilmediği için bekleme süresi 10 dakika olarak belirlenmiştir. Daha sonra vidaların tamamen gevşetildiğinden emin

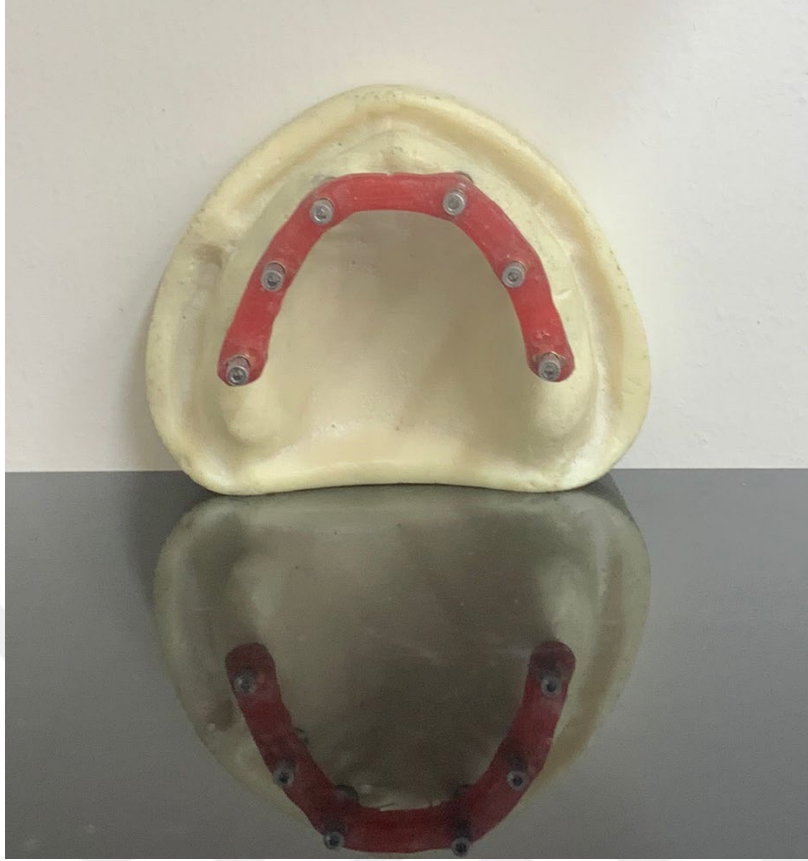
olduktan sonra ölçü kaşığı modelden uygun doğrultuda (Şekil 3-10) ayrılmıştır. Analoglar ile ölçü içinde kalan ölçü postları rotasyona sebep olmamak amacıyla dikkatli bir şekilde bağlanmıştır.



Şekil 3-11: Açık kaşık splintisiz teknik ile elde edilen alçı modeller

3.6. Açık Kaşık Splintli Teknik İle Ölçülerin Alınması İşlemi

Ana modele zarar vermemek amacıyla splintleme işlemi çalışma modeli üzerinde yapılmıştır. Çalışma modelinde bulunan 6 adet analoga 6 adet açık kaşık ölçü postu yerleştirilmiştir. Otopolimerizan akrilik rezine destek sağlamak amacıyla ölçü postları diş ipi ile birbirine bağlanmıştır. Otopolimerizan akrilik olarak Palavit G (Heraeus Kulzer GmbH, Almanya) üretici firma talimatları doğrultusunda toz/likit 5:3 oranında karıştırılmış ve diş ipinden destek alabileceği şekilde (Şekil 3-12) splintlemede kullanılmıştır. Yapılan bir çalışmada 24 saatlik süreç sonunda otopolimerizan akrilik rezinin ince şeritler şeklinde kesilerek tekrar birleştirilmesinin en etkili yöntem olarak kabul görmüştür [94]. Bu ne nedenle çalışmamızda da 24 saatlik süreç tamamlandıktan sonra splintler ince bir separe ile kesilmiştir.



Şekil 3-12: Splintleme işlemi

Çalışma modelinde bulunan ölçü postları sökülerek ana modelde bulunan implantlara el kuvveti ile bağlanmış ve kesilen bölgeler tekrar otopolimerizan akrilik rezin ile birleştirilip, polimerizasyon süresinin tamamlanmasını takiben ölçü alma işlemine geçilmiştir. Bu işlem her bir ölçü öncesi tekrar edilmiştir. Splintli açık kaşık ölçü grubu için üretilen özel kaşıklara önce ölçü postlarının bulunduğu bölgelere vidalara erişimi sağlayacak şekilde 6 adet delik açılmış daha sonra DMG kaşık adezivi (DMG Chemisch-Pharmazeutische GmbH, Almanya) üretici firma talimatları doğrultusunda ince bir tabaka şeklinde uygulanmış ve kuruması için en az 3 dakika beklenmiştir. Ölçü alma işleminde üretici firma talimatları doğrultusunda putty soft materyalinin eşit oranda, çizgi olmayacak şekilde ve homojen kütle elde edecek şekilde yaklaşık 30 sn karıştırılması gerçekleştirilmiştir. Akışkan kıvamdaki ölçü ise dispenser yardımıyla uygulanmış ve kullanım öncesi baz ve katalizörün eşit oranda çıktığında emin olunmuştur.



Şekil 3-13: Açık kaşık splintli teknik ile ölçü alma işlemi

Ölçü alma işlemi bir hekim ve bir hekim yardımcısı aracılığıyla gerçekleştirilmiştir. Hekim yardımcısı putty soft materyalini karıştırırken, hekim akışkan light body materyalini implant çevrelerine uygulamış, homojen putty soft materyalini kaşığa yerleştirmiş ve kaşıktaki putty soft üzerine light body ölçü materyalini uygulayarak ölçü alma işlemini gerçekleştirmiştir. Sertleşme gerçekleşmeden önce vidalara ulaşımı kolaylaştırmak amacıyla ölçü maddesi ilgili bölgelerden (Şekil 3-13) bir miktar kaldırılmıştır. Üretici firma ölçü materyalinin sertleşme süresini 4 dakika olarak belirlemiştir ancak çalışma ağız ortamında gerçekleştirilmediği için bekleme süresi 10 dakika olarak belirlenmiştir. Daha sonra vidaların tamamen gevşetildiğinden emin olduktan sonra ölçü kaşığı modelden uygun doğrultuda ayrılmıştır. Analoglar ile ölçü içinde kalan ölçü postları rotasyona sebep olmamak amacıyla dikkatli bir şekilde bağlanmıştır.



Şekil 3-14: Açık kaşık splintli teknik ile elde edilen alçı modeller

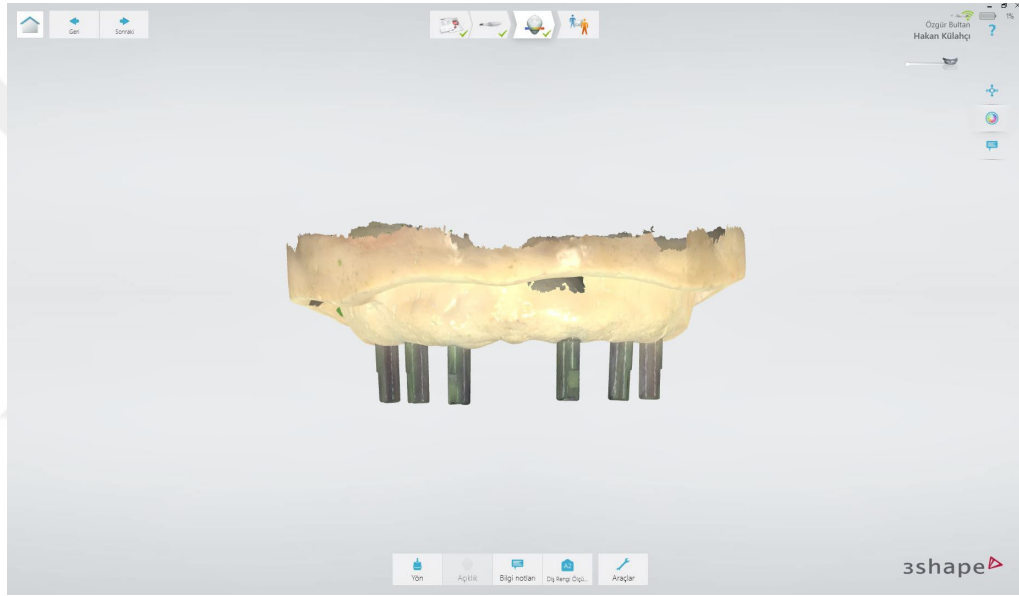
3.7. Alçı Modellerin Elde Edilme İşlemi

Ölçüler alındıktan sonra modellerin elde edilme aşamasına geçilmiştir. Alçı modellerin elde edilebilmesi için taranabilir olan Dentona esthetic-base gold tip IV (Dentona, Almanya) alçı tercih edilmiştir. 20ml:100g su/toz oranına sahip karışım 20 saniye karıştırılıp vakumlu karıştırma cihazın (Bego Motova 100, Bego, Almanya) koyulmuştur. 30 sn boyunca vakumlu cihazda karıştırılan alçı vibratör yardımıyla model elde etme amacıyla dökülmüştür. Alçının sertleşmesinin tamamlanması için 30 dakika beklenmiştir. Kapalı kaşık ile alınan ölçülerin alçıdan ayrılırken modele zarar vermemek amacıyla kaşık uygun yönlerde kuvvet uygulanarak çıkarılmıştır. Açık kaşık tekniği ile alınan ölçülerde ise kaşık modelden uzaklaştırılmadan önce vidalar gevşetilmiş daha sonra kaşık alçıdan ayrılmıştır. Modellerin trimlemesi yapıldıktan sonra dikkatlice incelenmiş ve alçı modellerin STL formatındaki verilerinin elde edilmesi işlemine geçilmiştir.

3.8. Dijital Ölçülerin Alınması İşlemi

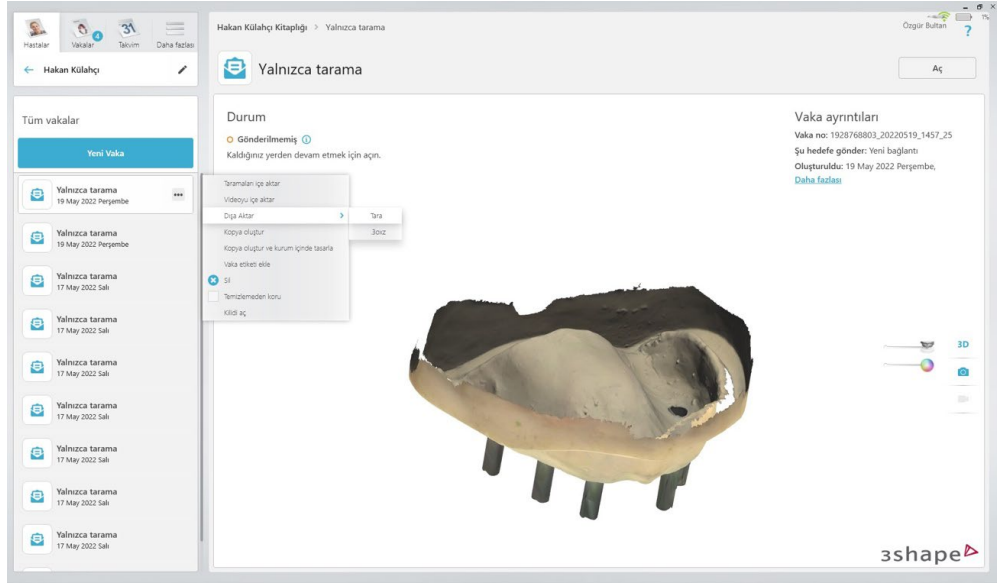
Çalışmamızda dijital ölçülerin alınması için ağız içi tarayıcı olarak Trios 3 (3-Shape, Danimarka) tercih edilmiştir. Taramalar sınırlı tecrübeye sahip hekim tarafından gerçekleştirildiği için tarama öncesi 10 adet deneme ölçüsü alınmıştır. Dijital taramalara başlamadan önce cihazın kalibrasyonu gerçekleştirilmiş daha sonra “Yeni Hasta” formu oluşturulmuş ve ardından herhangi bir restorasyon üretimi yapılmayacağı için “Yalnızca Tarama” seçeneği tercih edilmiştir. Ana modele dijital tarama parçaları (Scanbody) el

kuvveti ile bağlandıktan sonra tarama işlemine geçilmiştir. Taramaları standardize etmek amacıyla her bir ölçüye 16 diş numarasına denk gelen dijital ölçü parçasından başlanmıştır. Tarama protokolü olarak üretici firmanın talimatları doğrultusunda 16 numaralı implantın oklüzal yüzeyinden başlayıp palatinal ve bukkale doğru eğimlendirerek 26 numaraya kadar devam edilmiş, daha sonra 16 numaranın bukkal yüzeyinden başlayarak 26 numaraya kadar bukkal yüzeyler taranmış ve son olarak yine 16 numaradan başlayarak palatinal yüzeylerin taraması gerçekleştirilmiştir. Yetersiz tarama bölgeleri gözden geçirilmiş (Şekil 3-15) ve tarama işlemi tamamlanmıştır.

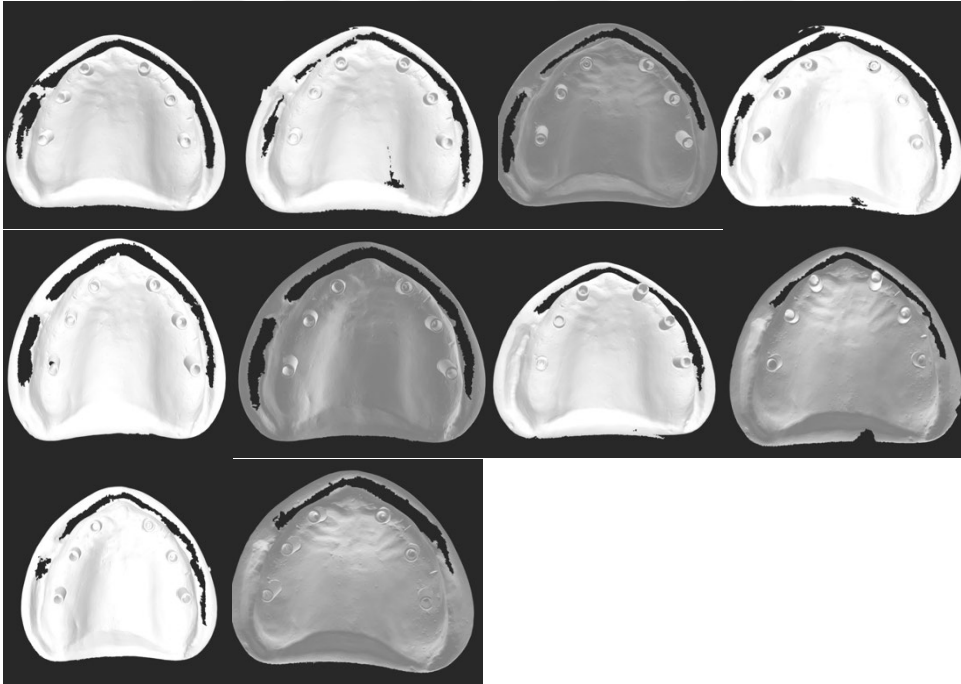


Şekil 3-15: Dijital ölçü kontrol işlemi

Aynı işlem protokolü her bir dijital ölçü için aynı şekilde gerçekleştirilmiştir. Tüm taramalar tamamlandıktan sonra görüntülerin STL formatındaki verilerini elde etmek için sırasıyla “Dışa Aktar”, “Tara” (Şekil 3-16) seçenekleri seçilmiş, açılan yeni pencerede kayır türü olarak “STL” seçeneği kaydedilmiş ve STL formatındaki 10 adet tarama görüntüsü (Şekil 3-17) Masaüstüne kaydedilmiştir.



Şekil 3-16: Dijital ölçü verilerinin masaüstüne kaydedilmesi işlemi

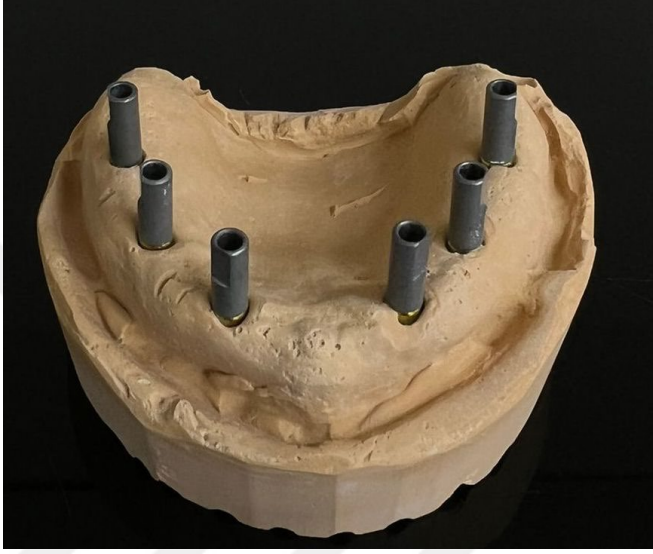


Şekil 3-17: Dijital ölçü ile elde edilen sanal modellerin STL görüntüleri

3.9. Alçı Modellerin 3D STL Verilerinin Elde Edilme İşlemi

Elde edilen alçı modellere dijital tarama parçaları (“Scanbody”) yerleştirilmiş, (Şekil 3-18) distorsiyonun önüne geçmek amacıyla 3M High Resolution Scanning Spray (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kullanılmıştır. DIN ISO 12836:2013-01 göre

tarama hassasiyeti 6 mikrometre olan Ceramill Map 400 (Amann Girrbach, Almanya) laboratuvar tarayıcısının (Şekil 3-19) tarama tablasına uygun şekilde yerleştirilmiş ve toplamda 30 adet modelin taraması gerçekleştirilerek sanal ortama (Şekil 3-20) aktarılmıştır. Alçı modellerin dijital görüntüleri doğrudan STL formatında (Şekil 3-21), (Şekil 3-22), (Şekil 3-23) elde edilmiştir.



Şekil 3-18: Alçı modellerin sanal ortama aktarılması için analoglara “Scanbody”lerin bağlanması

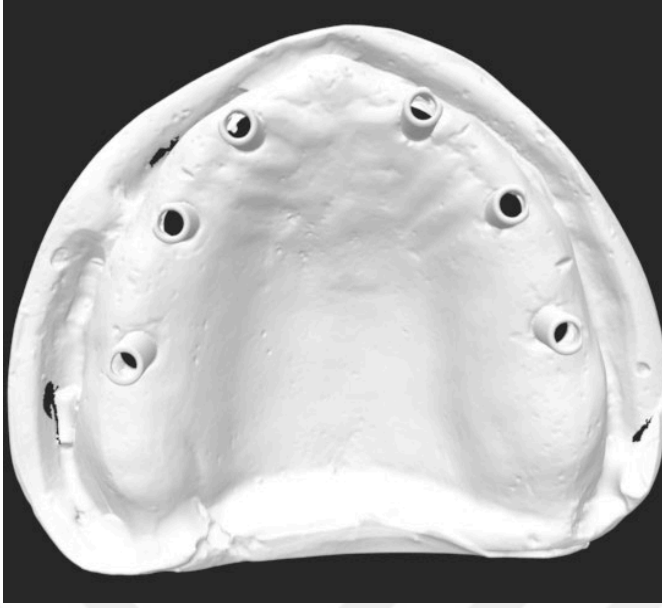
Kapalı kaşık tekniği ile elde edilen 10 adet modelin, açık kaşık splintsiz teknik ile elde edilen 10 adet modelin, açık kaşık splintli teknik ile elde edilen 10 adet modelin 3D dijital görüntüleri ve Trios 3 ile elde edilen 10 adet 3D dijital görüntü olmak üzere toplamda 40 adet STL formatında veri elde edilmiş ve sapma miktarlarını hesaplama işlemine geçilmiştir.



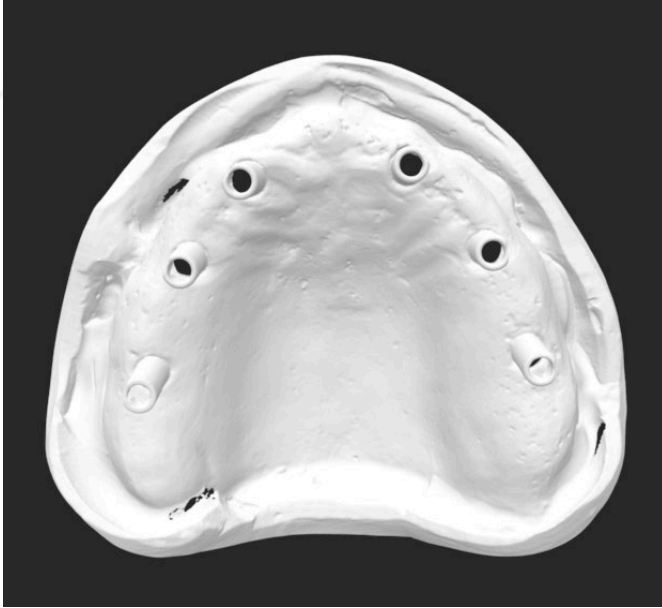
Şekil 3-19: Ceramill Map 400 (Amann Girrbach, Almanya) ile alçı modellerin taranması



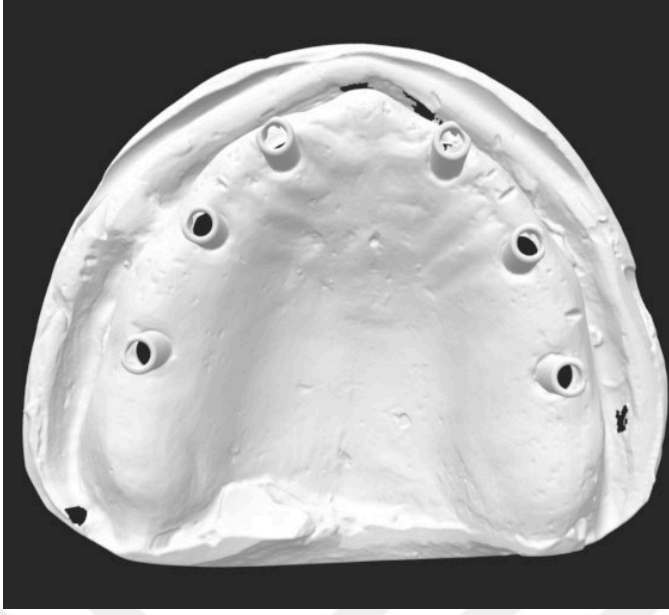
Şekil 3-20: Alçı modellerin sanal ortama aktarılması



Şekil 3-21: Splintli ölçü tekniği ile elde edilen alçı modelin STL veri örneği



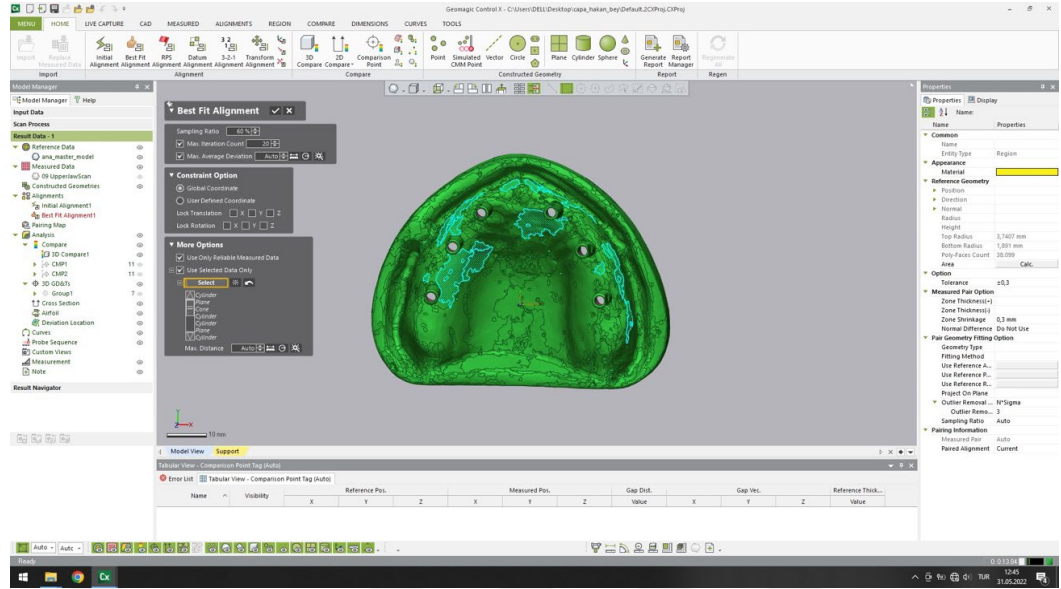
Şekil 3-22: Splintsiz ölçü tekniği ile elde edilen modelin STL veri örneği



Şekil 3-23: Kapalı kaşık tekniği ile elde edilen modelin STL veri örneği

3.10. STL Formatındaki 3D Dijital Görüntülerin Karşılaştırılması

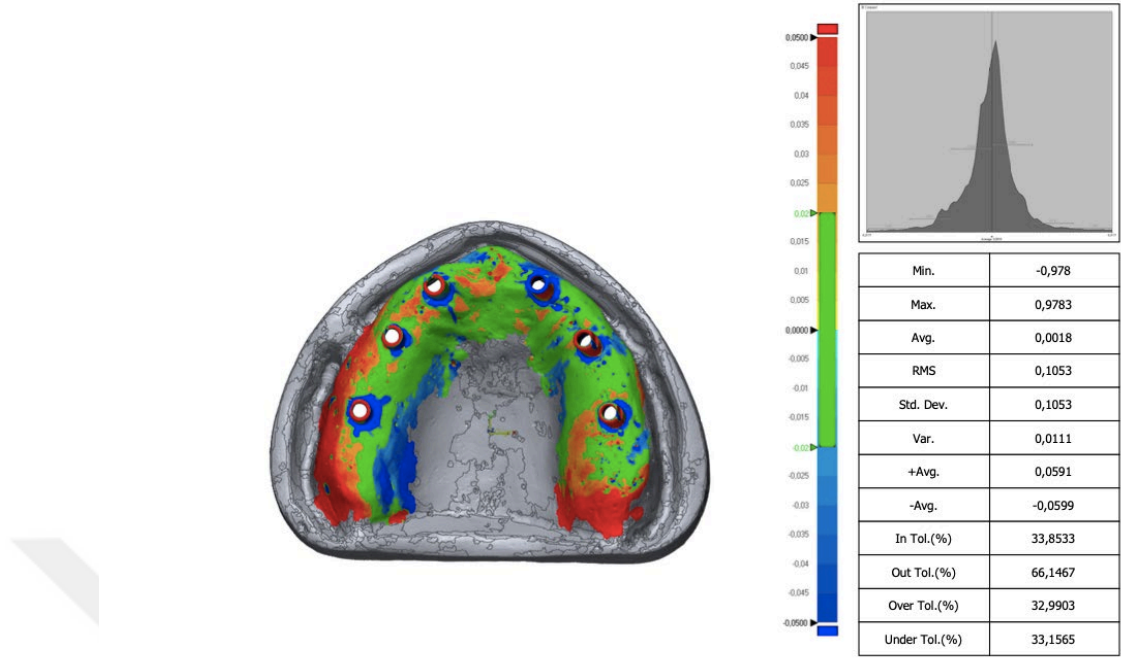
Tüm ölçü gruplarından elde edilen STL formatındaki veriler Geomagic Control X (Geomagic, Amerika) programı aracılığı ile ana model verisi ile tek tek karşılaştırılmıştır. Program özelliği sayesinde tüm raporlar PDF dosyası şeklinde elde edilmiştir. İlk olarak ana model üzerinde karşıştırmalara uygun olacak şekilde ortak alanlar belirlenmiştir. Ana modelin verisi ve belirlenen noktalar sabit olarak kalmış ve çalışma gruplarının STL verileri ilk önce “Initial Alignment” daha sonra da “Best Fit Alignmet” algoritması (Şekil 3-24) ile karşıştırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda 3 farklı kriter karşılaştırılmıştır. İlk olarak “Root Mean Square” (RMS) yani karekök ortalama ile genel olarak 3D sapmalar karşılaştırılmıştır. İkinci ölçüm ölçü postları arasındaki uzaklıklardaki lineer sapmaların karşılaştırılması, üçüncü ölçüm ise modeller üzerinde belirlenen noktaların 3D sapmalarının karşılaştırılması işlemi olmuştur.



Şekil 3-24: Best Fit Alignment için çıkıştırma alanlarının belirlenmesi işlemi

3.10.1. Genel Doğruluk Tespiti İçin Çakıştırmaların Yapılması

Geleneksel yöntemler ile alınan ölçülerde alçı dökümleri yapılırken modelin tümünü yansıtmada problemler yaşanabileceği göz önüne alındığı için ana model üzerinde kretleri ve ölçü postlarını içine alacak, palatinal bölgeyi dışarda bırakacak şekilde çakıştırma yapılacak genel alan belirlenmiştir ve daha sonra çakıştırma işlemine geçilmiştir. Programın özelliği olarak bu işlemde renk haritası da çıkarılmıştır. Kırmızı bölgeler pozitif yöndeki (ana modelden daha geniş) mavi bölgeler ise negatif yöndeki (daha dar alanları) göstermektedir. Renk haritasında limitler isteğe göre belirlenebilmektedir. Çalışmamızda üst limit olarak 0,05mm alt limit olarak ise 0,02 mm belirlenmiştir. 0,02 mm den pozitif yöndeki sapmalar kırmızı, negatif yöndeki sapmalar mavi renk olarak renk haritasında (Şekil 3-25) gösterilmiştir.



Şekil 3-25: Genel doğruluk için görüntü karşılaştırma sonucu

3.10.2. Ölçü Postlarının Merkezleri Arasındaki Mesafelerde Gerçekleşen Sapmaların Hesaplanması

Ölçü postlarının merkezi belirlenmiş (Şekil 3-26) ve karşıştırmalar gerçekleştirildikten sonra 7 farklı kombinasyon ile uzaklıklar arasındaki sapmalar hesaplanmıştır. Karışıklık olmaması için iki implant arası A,B,C,D,E,F,G olarak isimlendirilmiştir.

12-14 numaralı implantlar arası mesafe "A"

14-16 numaralı implantlar arası mesafe "B"

14-24 numaralı implantlar arası mesafe "C"

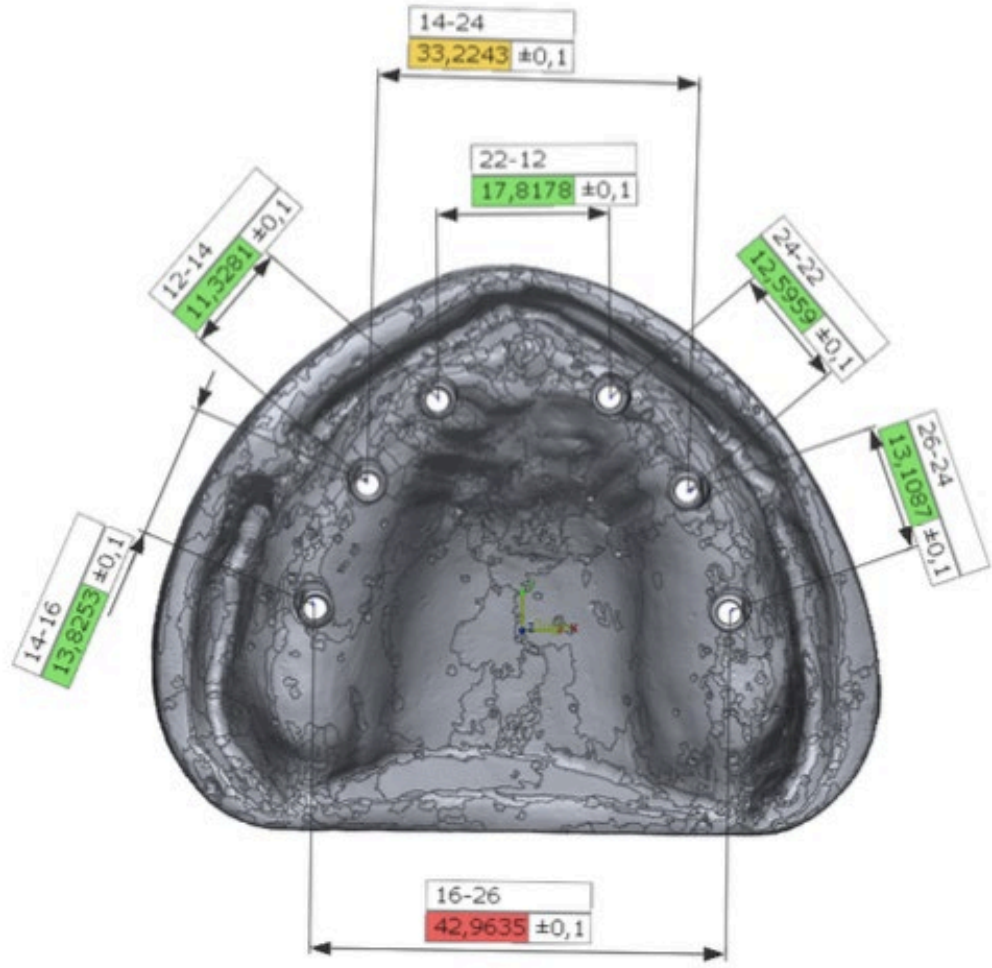
16-26 numaralı implantlar arası mesafe "D"

12-22 numaralı implantlar arası mesafe "E"

24-22 numaralı implantlar arası mesafe "F"

24-26 numaralı implantlar arası mesafe "G"

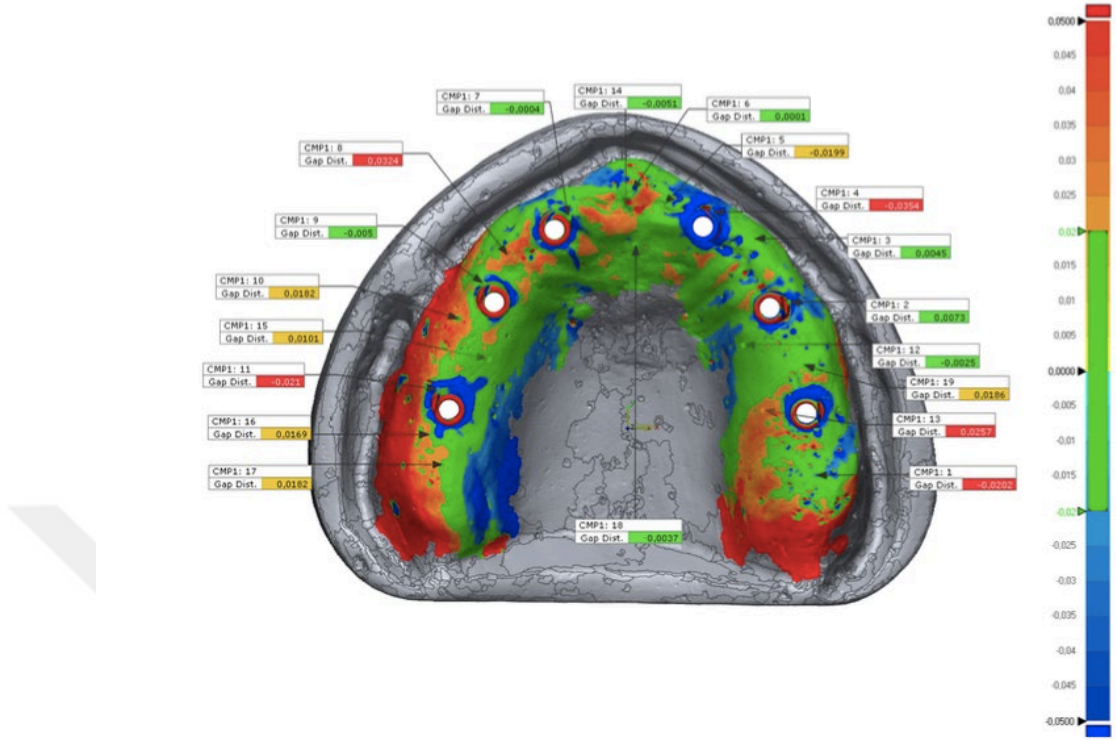
olarak isimlendirilerek sapma miktarları belirlenmiş ve istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.



Şekil 3-26: Merkezler arası uzaklık ölçümü için çakıştırma örneği

3.10.3. 3D noktasal Sapmaların Değerlendirilmesi

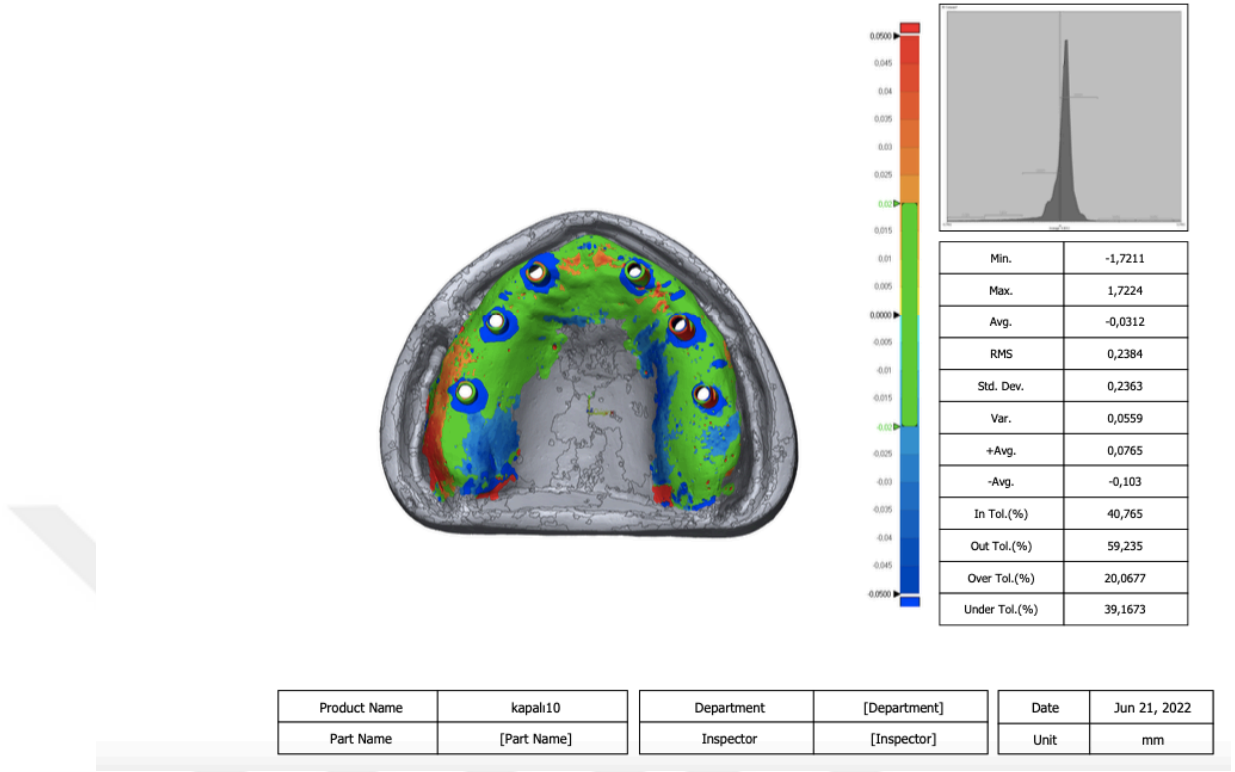
Ana model üzerinde 19 farklı nokta belirlenmiştir (Şekil 3-27) ve elde edilen STL veriler ile tek tek çakıştırmaları gerçekleştirilmiştir. 19 noktanın ortak RMS değeri kaydedilmiş ve istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.



Şekil 3-27: Noktaların 3 boyutlu doğruluğu için karşılaştırma görüntüsü

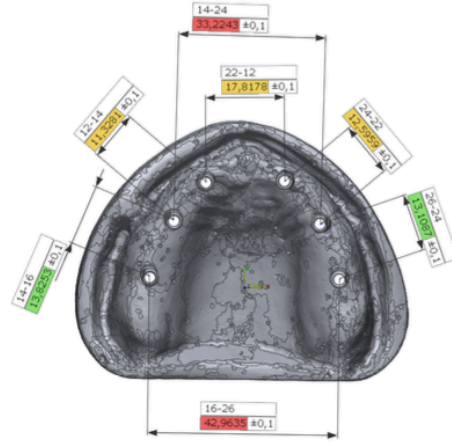
3.11. Model Çakıştırma Görüntüleri

Yüzey çakıştırmaları yapılırken referans aralığı belirlenmiştir ve bu referans aralığında olan sonuçlar yeşil, kabul edilebilir aralıkta olanlar sarı yüksek olanlar ise kırmızı ile program aracılığıyla renklendirilmiştir.



Şekil 3-28: Kapalı kaşık grubuna ait genel doğruluk yüzey çakıştırma örneği

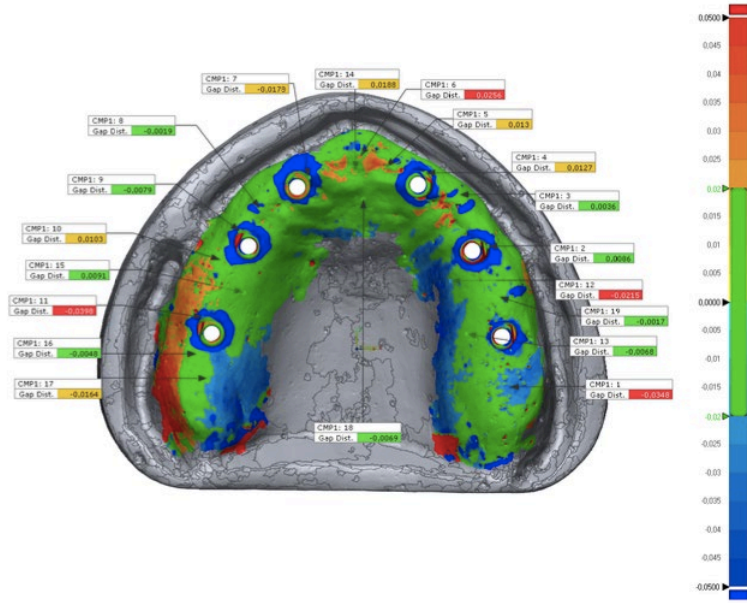
Result Data - 1 : Group1



Product Name	kapalı10	Department	[Department]	Date	Jun 21, 2022
Part Name	[Part Name]	Inspector	[Inspector]	Unit	mm

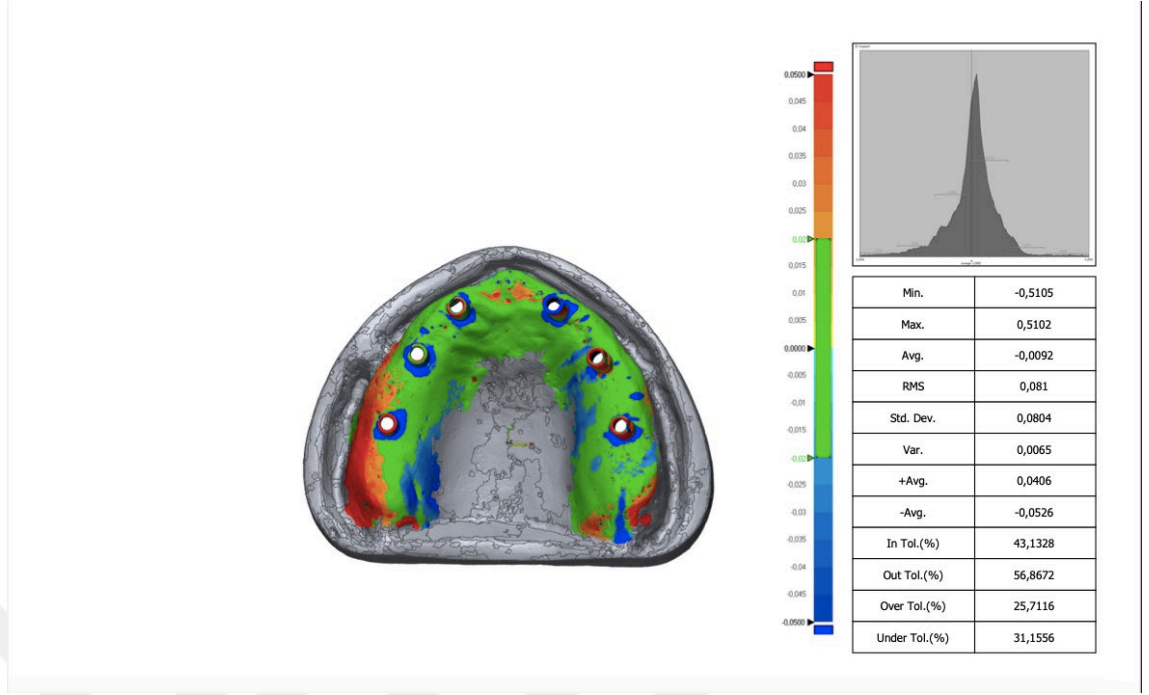
Şekil 3-29: Kapalı kaşık grubuna ait merkezler arası uzaklık yüzey karşılaştırma örneği

Result Data - 1 : CMP1



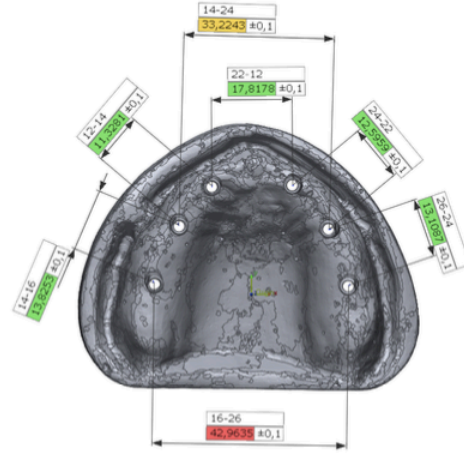
Product Name	kapalı10	Department	[Department]	Date	Jun 21, 2022
Part Name	[Part Name]	Inspector	[Inspector]	Unit	mm

Şekil 3-30: Kapalı kaşık grubuna ait noktasal 3 boyutlu doğruluk yüzey karşılaştırma örneği



Şekil 3-31: Splintli açık kaşık grubuna ait genel doğruluk yüzey çakıştırma örneği

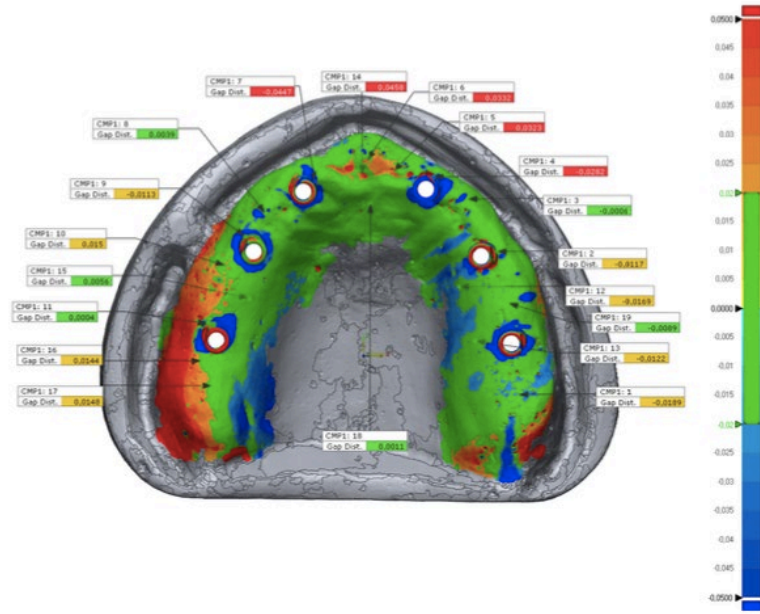
Result Data - 1 : Group1



Product Name	splint12	Department	[Department]	Date	Jun 21, 2022
Part Name	[Part Name]	Inspector	[Inspector]	Unit	mm

Şekil 3-32 Splintli açık kaşık grubuna ait merkezler arası uzaklık yüzey çakıştırma örneği

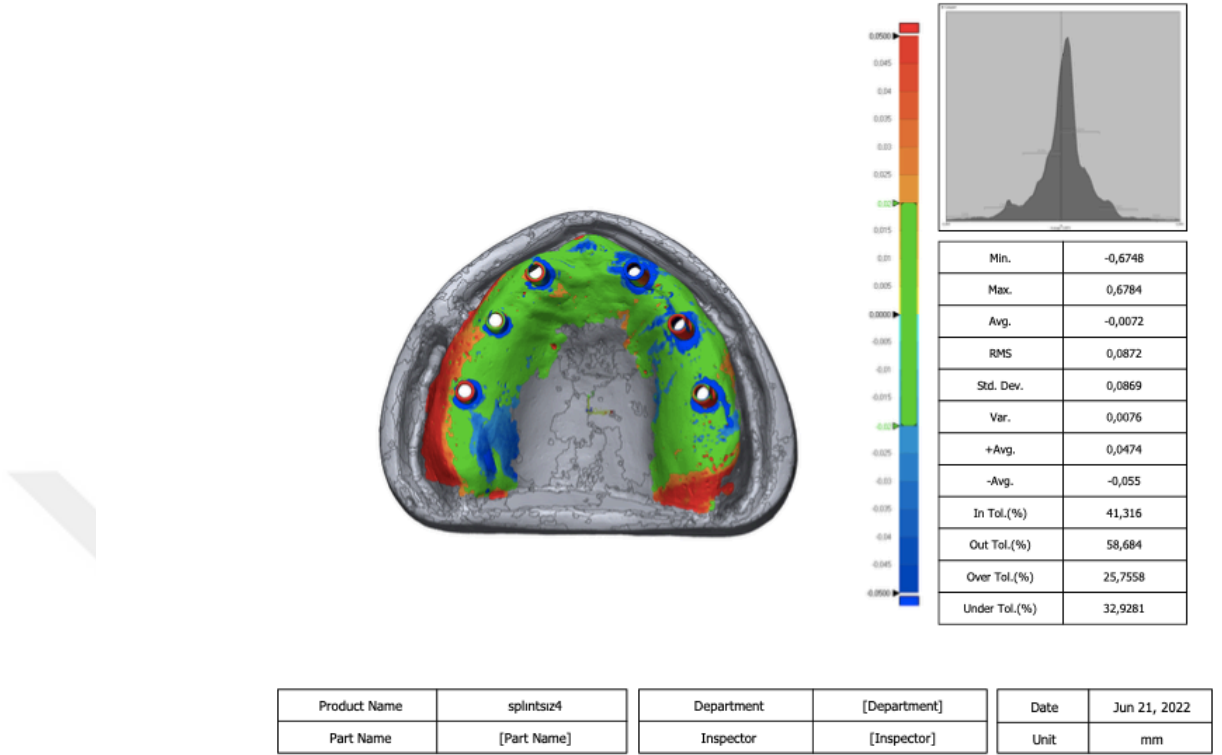
Result Data - 1 : CMP1



Product Name	splintli3	Department	[Department]	Date	Jun 21, 2022
Part Name	[Part Name]	Inspector	[Inspector]	Unit	mm

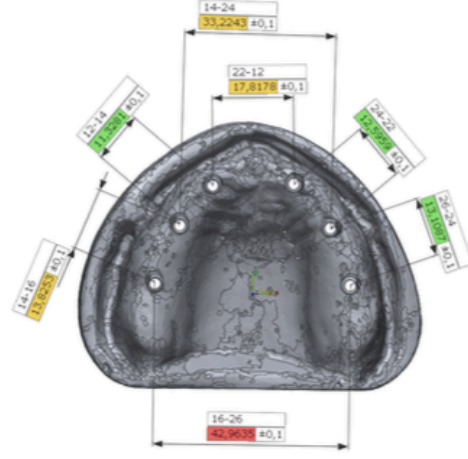
Şekil 3-33: Splintli açık kaşık grubuna ait noktasal 3 boyutlu doğruluk yüzey çıkıştırma örneği

Result Data - 1 : 3D Compare1



Şekil 3-34: Splintsiz açık kaşık grubuna ait genel doğruluk yüzey karşılaştırma örneği

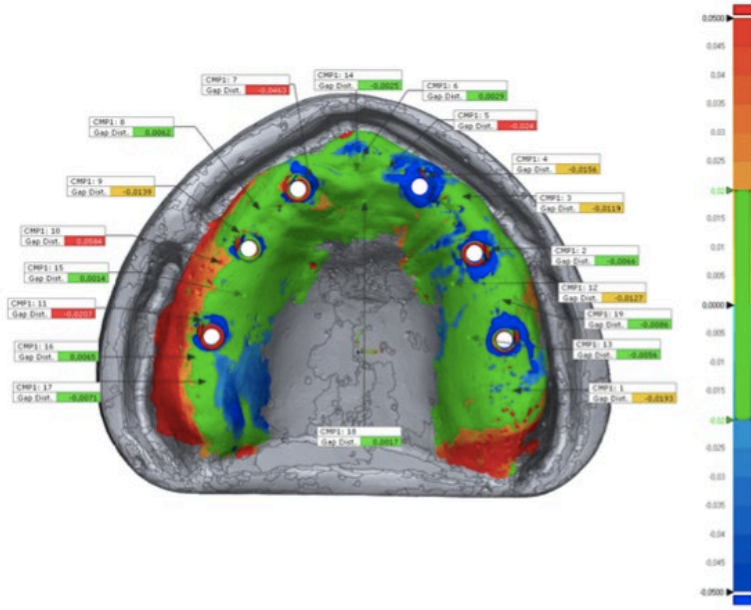
Result Data - 1 : Group1



Product Name	splintsız4	Department	[Department]	Date	Jun 21, 2022
Part Name	[Part Name]	Inspector	[Inspector]	Unit	mm

Şekil 3-35: Splintsiz açık kaşık grubuna ait merkezler arası uzaklık yüzey karşılaştırma örneği

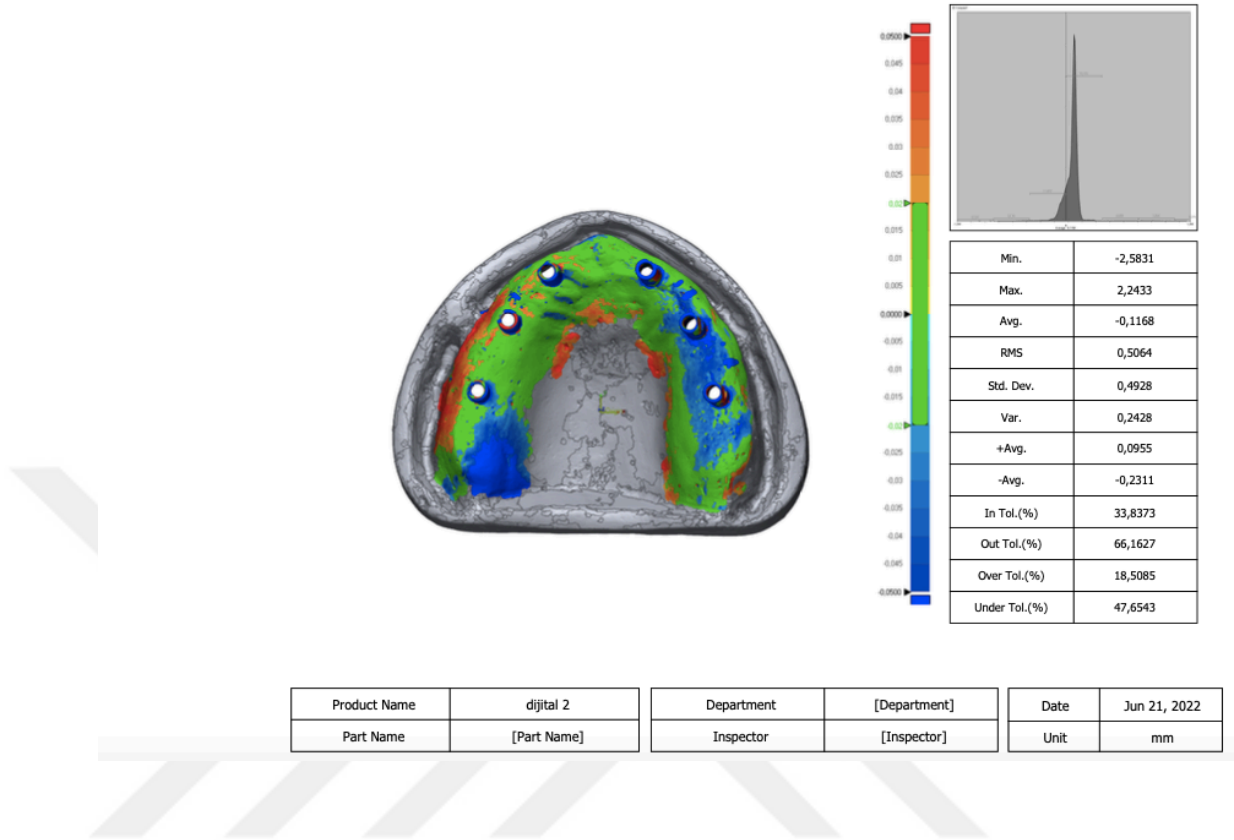
Result Data - 1 : CMP1



Product Name	splintsiz4	Department	[Department]	Date	Jun 21, 2022
Part Name	[Part Name]	Inspector	[Inspector]	Unit	mm

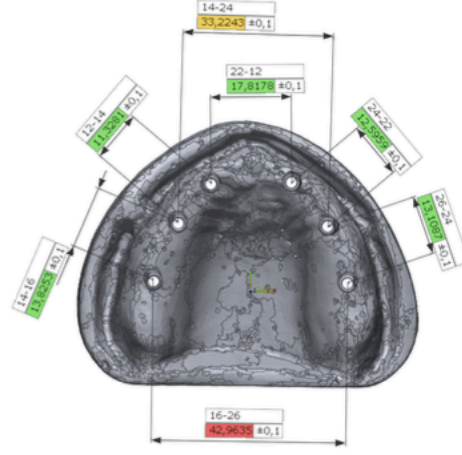
Şekil 3-36: Splintsiz açık kaşık grubuna ait noktasal 3 boyutlu doğruluk yüzey karşılaştırma örneği

Result Data - 1 : 3D Compare1



Şekil 3-37: Dijital ölçü grubuna ait genel doğruluk yüzey çıkıştırma örneği

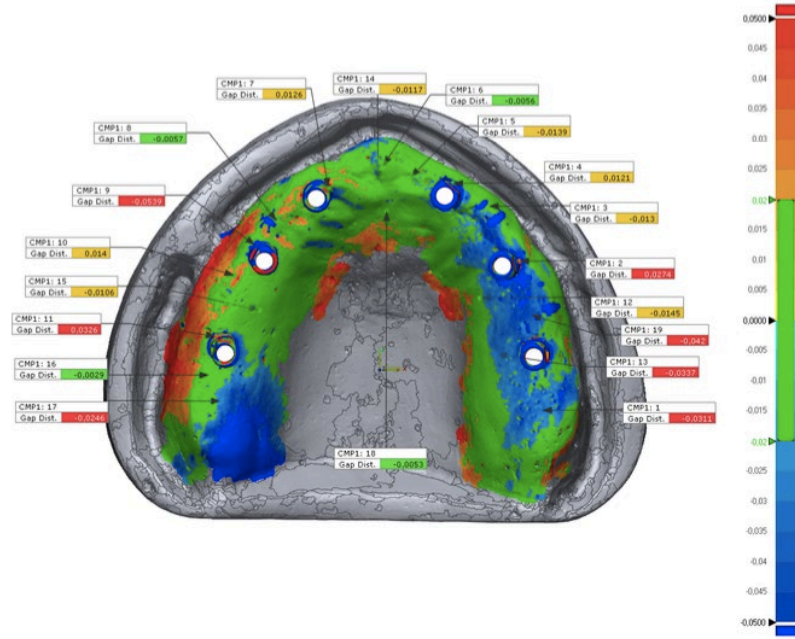
Result Data - 1 : Group1



Product Name	dijital 5	Department	[Department]	Date	Jun 21, 2022
Part Name	[Part Name]	Inspector	[Inspector]	Unit	mm

Şekil 3-38: Dijital ölçü grubuna ait merkezler arası uzaklık yüzey karşılaştırma örneği

Result Data - 1 : CMP1



Şekil 3-39: Dijital ölçü grubuna ait noktasal 3 boyutlu doğruluk yüzey karşılaştırma örneği

4. BULGULAR

Çalışmamızın değerlendirilmesinde ölçülerden elde edilen modellerin 3 boyutta sapmalarının değerlendirildiği ve RMS değerlerinin karşılaştırıldığı genel doğruluk, implantların merkezleri arasındaki mesafelerde gerçekleşen sapmaların ve implant merkezleri arasındaki uzaklığın sapmalara olan etkisinin karşılaştırıldığı lokal doğruluk ve belirlenen 19 nokta üzerinden elde edilen 3D noktasal sapmalar değerlendirilmiştir.

Tablo 4-1: Genel doğrulukta gerçekleşen sapmalar ve ortalamaları

RMS Değeri	N	Ort±SS	Median	Min-Maks
Kapalı Kaşık	10	0,290±0,064	0,288	0,199-0,394
Açık Kaşık Splintsiz	10	0,149±0,034	0,168	0,106-0,189
Açık Kaşık Splintli	10	0,119±0,030	0,108	0,082-0,172
Dijital Ölçü	10	0,303±0,071	0,297	0,194-0,438

Kapalı Kaşık grubunda genel doğruluk değerlendirilmesinde kullanılan RMS değerleri 0,199-0,394 aralığında değişirken 0,290±0,064 birim ortalama sahiptir.

Splintsiz Açık Kaşık grubunda genel doğruluk değerlendirilmesinde kullanılan RMS değerleri 0,106-0,189 aralığında değişirken 0,149±0,034 birim ortalama sahiptir.

Splintli Açık Kaşık grubunda genel doğruluk değerlendirilmesinde kullanılan RMS değerleri 0,082-0,172 aralığında değişirken 0,119±0,030 birim ortalama sahiptir.

Dijital ölçü grubunda genel doğruluk değerlendirilmesinde kullanılan RMS değerleri 0,194-0,438 aralığında değişirken 0,303±0,071 birim ortalama sahiptir.

Tablo 4-2: Lineer doğrulukta gerçekleşen sapmalar ve ortalamaları

		N	Ort±SS	Median	Min-Maks
Kapalı Kaşık	A 12-14	10	0,034±0,025	0,033	0,004-0,074
	B 14-16	10	0,058±0,029	0,057	0,004-0,096
	C 14-24	10	0,100±0,038	0,113	0,045-0,144
	D 16-26	10	0,174±0,036	0,159	0,136-0,248
	E 12-22	10	0,072±0,040	0,077	0,013-0,145
	F 24-22	10	0,049±0,039	0,054	0,003-0,105
	G 24-26	10	0,041±0,026	0,030	0,009-0,074
Açık Kaşık Splintsiz	A 12-14	10	0,022±0,023	0,013	0,002-0,080
	B 14-16	10	0,035±0,020	0,038	0,002-0,064
	C 14-24	10	0,086±0,049	0,070	0,014-0,184
	D 16-26	10	0,139±0,023	0,139	0,106-0,177
	E 12-22	10	0,068±0,070	0,048	0,014-0,249
	F 24-22	10	0,041±0,037	0,030	0,003-0,126
	G 24-26	10	0,024±0,016	0,025	0,003-0,054
Açık Kaşık Splintli	A 12-14	10	0,026±0,028	0,017	0,001-0,081
	B 14-16	10	0,054±0,017	0,054	0,028-0,08
	C 14-24	10	0,095±0,027	0,087	0,071-0,144
	D 16-26	10	0,136±0,048	0,140	0,018-0,187
	E 12-22	10	0,060±0,025	0,062	0,021-0,089
	F 24-22	10	0,027±0,015	0,032	0,008-0,046
	G 24-26	10	0,032±0,024	0,027	0,006-0,085
Dijital Ölçü	A 12-14	10	0,048±0,053	0,024	0,006-0,151
	B 14-16	10	0,036±0,020	0,033	0,007-0,075
	C 14-24	10	0,098±0,051	0,114	0,003-0,151
	D 16-26	10	0,13±0,09	0,123	0,007-0,295
	E 12-22	10	0,062±0,041	0,058	0,005-0,12
	F 24-22	10	0,041±0,037	0,034	0,004-0,127
	G 24-26	10	0,058±0,045	0,045	0,002-0,165

Kapalı kaşık grubunda; merkezler arası uzaklıklarda meydana gelen değişimlerin değerlendirildiği lokal doğruluk verilerinde A ölçümü 0,004-0,074 aralığında değişirken $0,034 \pm 0,025$ birim ortalamaya sahiptir. B ölçümü 0,004-0,096 aralığında değişirken $0,058 \pm 0,029$ birimdir. C ölçümü 0,045-0,144 aralığında değişirken $0,100 \pm 0,038$ birim ortalamaya sahiptir. D ölçümü 0,136-0,248 aralığında değişirken $0,174 \pm 0,036$ birim ortalamaya sahiptir. E ölçümü 0,013-0,145 aralığında değişirken $0,072 \pm 0,040$ birim ortalamaya sahiptir. F ölçümü 0,003-0,105 aralığında değişirken $0,049 \pm 0,039$ birim ortalamaya sahiptir. G ölçümü 0,009-0,074 aralığında değişirken $0,041 \pm 0,026$ birim ortalamaya sahiptir..

Açık kaşık splintsiz grubunda; merkezler arası uzaklıklarda meydana gelen değişimlerin değerlendirildiği lokal doğruluk verilerinde A ölçümü 0,002-0,080 aralığında değişirken $0,022 \pm 0,023$ birim ortalamaya sahiptir. B ölçümü 0,002-0,064 aralığında değişirken $0,035 \pm 0,020$ birim ortalamaya sahiptir. C ölçümü 0,014-0,184 aralığında değişirken $0,086 \pm 0,049$ birim ortalamaya sahiptir. D ölçümü 0,106-0,177 aralığında değişirken $0,139 \pm 0,023$ birimdir ortalamaya sahiptir. E ölçümü 0,014-0,249 aralığında değişirken $0,068 \pm 0,070$ birim ortalamaya sahiptir. F ölçümü 0,003-0,126 aralığında değişirken $0,041 \pm 0,037$ birim ortalamaya sahiptir. G ölçümü 0,003-0,054 aralığında değişirken $0,024 \pm 0,016$ birim ortalamaya sahiptir.

Açık kaşık splintli grubunda; merkezler arası uzaklıklarda meydana gelen değişimlerin değerlendirildiği lokal doğruluk verilerinde A ölçümü 0,001-0,081 aralığında değişirken $0,026 \pm 0,028$ birim ortalamaya sahiptir. B ölçümü 0,028-0,08 aralığında değişirken $0,054 \pm 0,017$ birim ortalamaya sahiptir. C ölçümünde 0,071-0,144 aralığında değişirken $0,095 \pm 0,027$ birim ortalamaya sahiptir. D ölçümü 0,018-0,187 aralığında değişirken $0,136 \pm 0,048$ birim ortalamaya sahiptir. E ölçümü 0,021-0,089 aralığında değişip $0,060 \pm 0,025$ birim ortalamaya sahiptir. F ölçümü 0,008-0,046 aralığında değişip $0,027 \pm 0,015$ birim ortalamaya sahiptir. G ölçümü 0,006-0,085 aralığında değişip $0,032 \pm 0,024$ birim ortalamaya sahiptir.

Dijital ölçü grubunda; merkezler arası uzaklıklarda meydana gelen değişimlerin değerlendirildiği lokal doğruluk verilerinde A ölçümü 0,006-0,151 aralığında değişip $0,048 \pm 0,053$ birim ortalamaya sahiptir. B ölçümü 0,007-0,075 aralığında değişip $0,036 \pm 0,020$ birim ortalamaya sahiptir. C ölçümü 0,003-0,151 aralığında değişip $0,098 \pm 0,051$ birim ortalamaya sahiptir. D ölçümü 0,007-0,295 aralığında değişip

0,13±0,09 birim ortalama sahiptir. E ölçümü 0,005-0,12 aralığında değişip 0,062±0,041 birim ortalama sahiptir. F ölçümü 0,004-0,127 aralığında değişip 0,041±0,037 birim ortalama sahiptir. G ölçümü 0,002-0,165 aralığında değişip 0,058±0,045 birim ortalama sahiptir.

Tablo 4-3: Noktasal 3 boyutlu doğrulukta gerçekleşen sapmalar ve ortalamaları

Noktasal3D				
doğruluk	N	Ort±SS	Median	Min-Maks
Kapalı Kaşık	10	0,038±0,010	0,040	0,021-0,047
Açık Kaşık Splintsiz	10	0,030±0,007	0,028	0,021-0,047
Açık Kaşık Splintli	10	0,031±0,008	0,028	0,023-0,048
Dijital Ölçü	10	0,038±0,009	0,037	0,025-0,053

Kapalı kaşık grubunda belirlenen 19 noktanın 3 boyutlu karşılaştırılmasının yapıldığı değerlendirilmedi; kapalı kaşık grubunun noktasal 3D doğruluğu 0,021-0,047 aralığında değişmekte ve ortalama 0,038±0,010 birimdir.

Açık kaşık splintsiz grubunun noktasal 3D doğruluğu 0,021-0,047 aralığında değişmekte ve ortalama 0,030±0,007 birimdir.

Açık kaşık splintli grubunun noktasal 3D doğruluğu 0,023-0,048 aralığında değişmekte ve ortalama 0,031±0,008 birimdir.

Dijital ölçü grubunun noktasal 3D doğruluğu 0,025-0,053 aralığında değişmekte ve ortalama 0,038±0,009 birimdir.

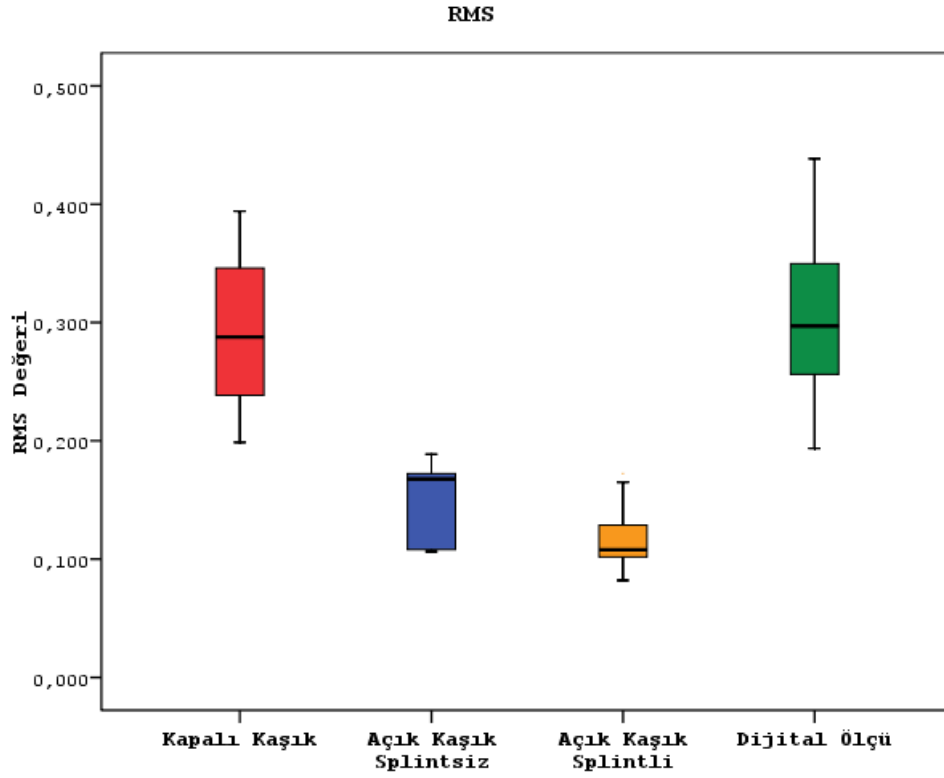
4.1. Genel Doğruluğun Değerlendirilmesine Ait Bulgular

	Kapalı Kaşık	Açık Kaşık Splintsiz	Açık Kaşık Splintli	Dijital Ölçü	p*
RMS Değeri	0,290±0,064	0,149±0,034	0,119±0,030	0,303±0,071	0,0001

***Tek Yönlü Varyans Analizi**

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	RMS Değeri
Kapalı Kaşık / Açık Kaşık Splintsiz	0,0001
Kapalı Kaşık / Açık Kaşık Splintli	0,0001
Kapalı Kaşık / Dijital Ölçü	0,941
Açık Kaşık Splintsiz / Açık Kaşık Splintli	0,572
Açık Kaşık Splintsiz / Dijital Ölçü	0,0001
Açık Kaşık Splintli / Dijital Ölçü	0,0001

Kapalı Kaşık, Açık Kaşık Splintsiz, Açık Kaşık Splintli ve Dijital Ölçü RMS ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). Kapalı Kaşık ve Dijital ölçü gruplarının RMS ölçüm ortalamaları Açık Kaşık Splintsiz ve Açık Kaşık Splintli RMS ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. ($p>0,05$)



Şekil 4-1: Tekniklere göre genel doğruluk değerleri

4.2. Merkezler Arası Lineer Sapmaların Değerlendirilmesine Ait Bulgular

Tablo 4-4: Teknik ve merkezler arası uzaklıklara ilişkin analizler

Dunn's Karşılaştırma Testi	Çoklu	Kapalı Kaşık	Açık Kaşık Splintsiz	Açık Kaşık Splintli	Dijital Ölçü
A 12-14/B 14-16		0,070	0,070	0,028	0,545
A 12-14/C 14-24		0,001	0,002	0,001	0,082

A 12-14/D 16-26	0,001	0,002	0,001	0,082
A 12-14/E 12-22	0,031	0,016	0,010	0,326
A 12-14/F 24-22	0,450	0,174	0,762	0,999
A 12-14/G 24-26	0,496	0,496	0,406	0,151
B 14-16/C 14-24	0,028	0,003	0,001	0,016
B 14-16/D 16-26	0,0001	0,0001	0,002	0,016
B 14-16/E 12-22	0,406	0,257	0,496	0,131
B 14-16/F 24-22	0,650	0,940	0,004	0,910
B 14-16/G 24-26	0,226	0,151	0,019	0,130
C 14-24/D 16-26	0,001	0,010	0,016	0,450
C 14-24/E 12-22	0,174	0,112	0,016	0,096
C 14-24/F 24-22	0,013	0,041	0,0001	0,034
C 14-24/G 24-26	0,004	0,001	0,001	0,096
D 16-26/E 12-22	0,0001	0,004	0,002	0,049
D 16-26/F 24-22	0,0001	0,0001	0,001	0,019
D 16-26/G 24-26	0,0001	0,0001	0,001	0,049
E 12-22/F 24-22	0,290	0,384	0,008	0,257
E 12-22/G 24-26	0,070	0,041	0,028	0,650
F 24-22/G 24-26	0,762	0,326	0,762	0,364

Kapalı Kaşık, Açık Kaşık Splintsiz, Açık Kaşık Splintli ve Dijital Ölçü A 12-14 ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,442$).

Kapalı Kaşık, Açık Kaşık Splintsiz, Açık Kaşık Splintli ve Dijital Ölçü B 14-16 ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,058$).

Kapalı Kaşık, Açık Kaşık Splintsiz, Açık Kaşık Splintli ve Dijital Ölçü C 14-24 ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,768$).

Kapalı Kaşık, Açık Kaşık Splintsiz, Açık Kaşık Splintli ve Dijital Ölçü D 16-26 ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,186$).

Kapalı Kaşık, Açık Kaşık Splintsiz, Açık Kaşık Splintli ve Dijital Ölçü E 12-22 ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,798$).

Kapalı Kaşık, Açık Kaşık Splintsiz, Açık Kaşık Splintli ve Dijital Ölçü F 24-22 ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,867$).

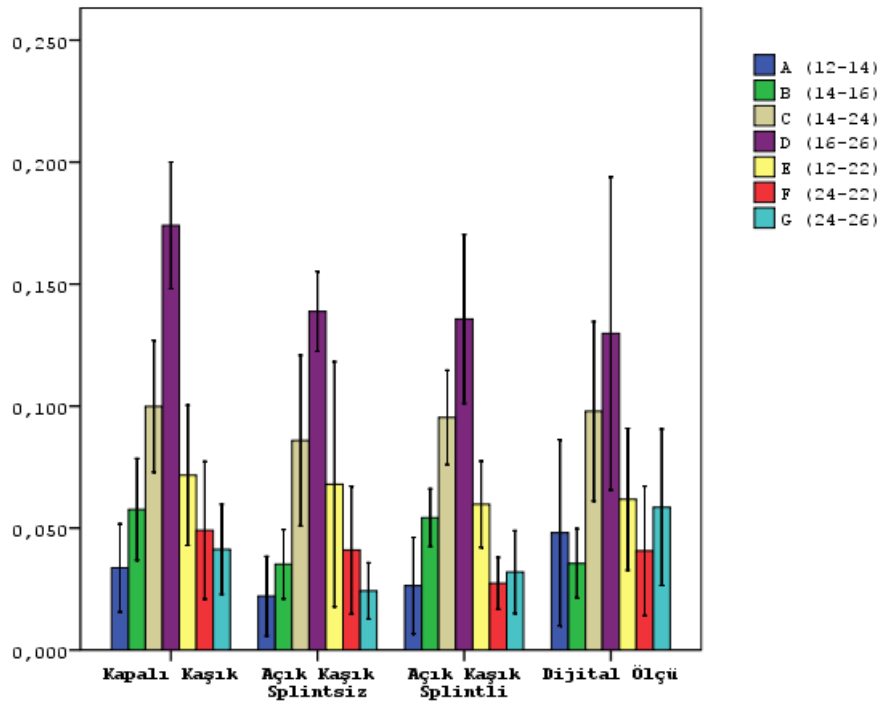
Kapalı Kaşık, Açık Kaşık Splintsiz, Açık Kaşık Splintli ve Dijital Ölçü G 24-26 ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,101$).

Tablo 4-5: Teknik ve merkezler arası uzaklıklara ilişkin analizler

		Kapalı Kaşık	Açık Kaşık Splintsiz	Açık Kaşık Splintli	Dijital Ölçü	p‡
A 12-14	Ort±SS	0,034±0,025	0,022±0,023	0,026±0,028	0,048±0,053	0,442
	Median (IQR)	0,033 (0,01-0,053)	0,013 (0,007-0,031)	0,017 (0,002-0,055)	0,024 (0,017-0,072)	
B 14-16	Ort±SS	0,058±0,029	0,035±0,020	0,054±0,017	0,036±0,020	0,058
	Median (IQR)	0,057 (0,038-0,087)	0,038 (0,016-0,051)	0,054 (0,038-0,069)	0,033 (0,02-0,052)	
C 14-24	Ort±SS	0,100±0,038	0,086±0,049	0,095±0,027	0,098±0,051	0,768
	Median (IQR)	0,113 (0,056-0,13)	0,07 (0,062-0,113)	0,087 (0,073-0,113)	0,114 (0,051-0,141)	
D 16-26	Ort±SS	0,174±0,036	0,139±0,023	0,136±0,048	0,130±0,09	0,186
	Median (IQR)	0,159 (0,148-0,207)	0,139 (0,118-0,156)	0,140 (0,119-0,174)	0,123 (0,064-0,186)	
E 12-22	Ort±SS	0,072±0,04	0,068±0,07	0,06±0,025	0,062±0,041	0,798
	Median (IQR)	0,077 (0,033-0,096)	0,048 (0,025-0,079)	0,062 (0,036-0,086)	0,058 (0,025-0,106)	
F 24-22	Ort±SS	0,049±0,039	0,041±0,037	0,027±0,015	0,041±0,037	0,867
	Median (IQR)	0,054 (0,006-0,081)	0,03 (0,016-0,067)	0,032 (0,012-0,042)	0,034 (0,008-0,061)	
G 24-26	Ort±SS	0,041±0,026	0,024±0,016	0,032±0,024	0,058±0,045	0,101
	Median (IQR)	0,030 (0,02-0,071)	0,025 (0,009-0,036)	0,027 (0,011-0,047)	0,045 (0,037-0,069)	
	p‡	0,0001	0,0001	0,0001	0,023	

‡Kruskal Wallis Testi

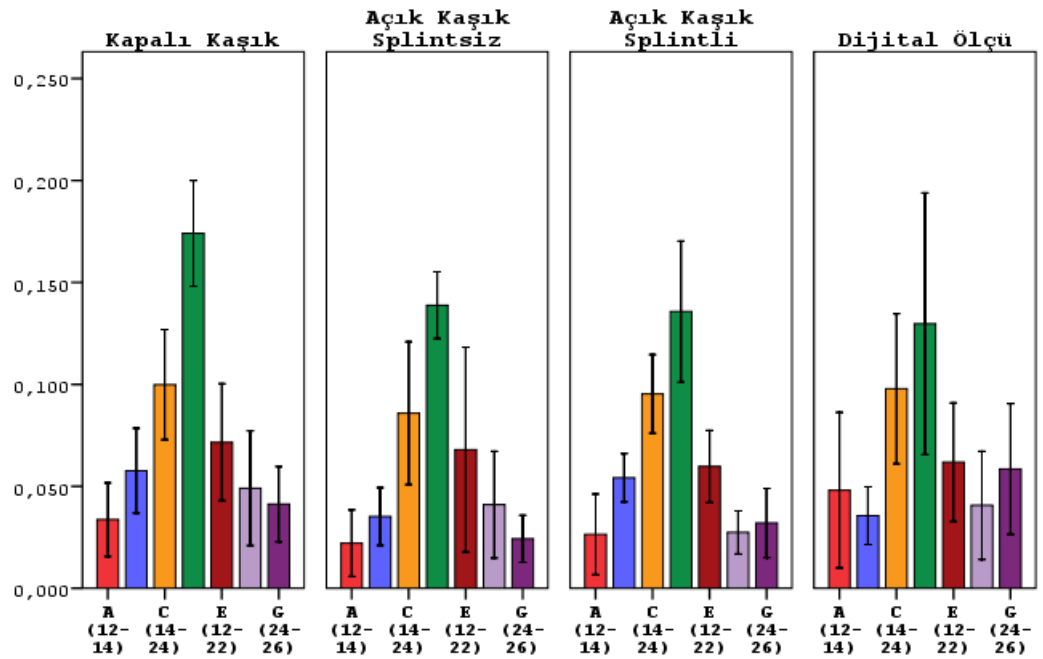
Kapalı Kaşık grubunda A 12-14, B 14-16, C 14-24, D 16-26, E 12-22, F 24-22 ve G 24-26 Ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). D 16-26 ölçüm ortalamaları A 12-14, B 14-16, C 14-24, E 12-22, F 24-22 ve G 24-26 ölçümlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,001$, $p=0,0001$), C 14-24 ölçüm ortalamaları A 12-14, B 14-16, F 24-22 ve G 24-26 ölçümlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,028$, $p=0,013$, $p=0,004$, $p=0,001$, $p=0,0001$), E 12-22 ölçüm ortalamaları A 12-14 ölçümlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,031$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).



Şekil 4-2: Merkezler arası uzaklık ve tekniklere ilişkin değerler

Açık Kaşık Splintsiz grubunda A 12-14, B 14-16, C 14-24, D 16-26, E 12-22, F 24-22 ve G 24-26 Ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık

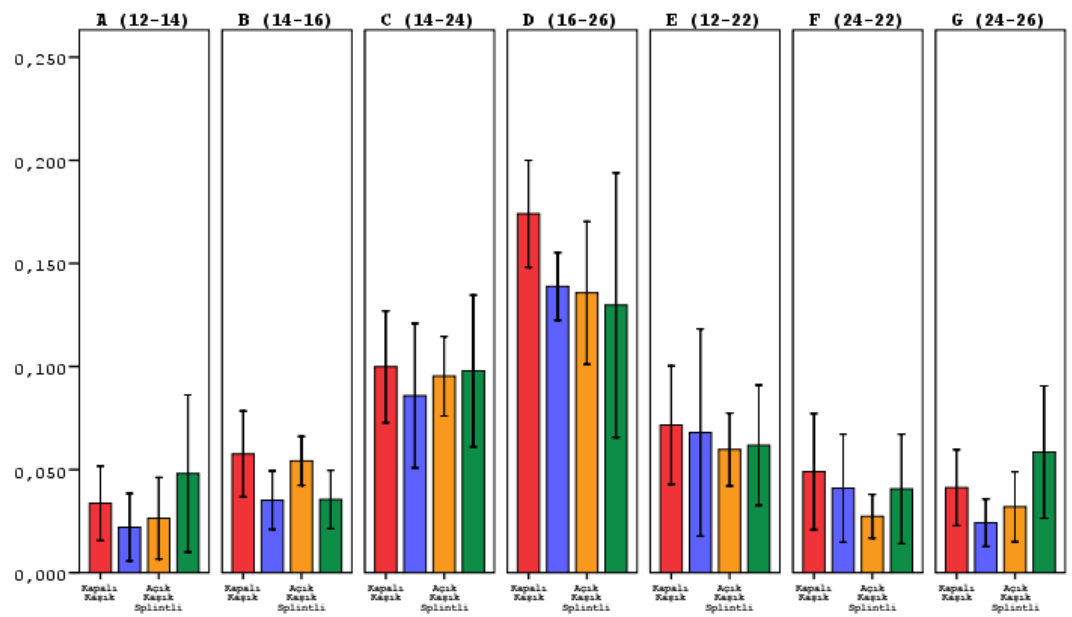
gözlenmiştir ($p=0,0001$). D 16-26 ölçüm ortalamaları A 12-14, B 14-16, C 14-24, E 12-22, F 24-22 ve G 24-26 ölçümlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,01$, $p=0,004$, $p=0,002$, $p=0,0001$), C 14-24 ölçüm ortalamaları A 12-14, B 14-16, F 24-22 ve G 24-26 ölçümlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,041$, $p=0,003$, $p=0,002$, $p=0,001$), E 12-22 ölçüm ortalamaları A 12-14 ve G 24-26 ölçümlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,041$, $p=0,016$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).



Şekil 4-3: Merkezler arası uzaklık ve tekniklere ilişkin değerler

Açık Kaşık Splintli grubunda A 12-14, B 14-16, C 14-24, D 16-26, E 12-22, F 24-22 ve G 24-26 Ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). D 16-26 ölçüm ortalamaları A 12-14, B 14-16, C 14-24, E 12-22, F 24-22 ve G 24-26 ölçümlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,016$, $p=0,001$, $p=0,0001$), C 14-24 ölçüm ortalamaları A 12-14, B 14-16, E 12-22, F 24-22 ve G 24-26 ölçümlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede

yüksek bulunmuştur ($p=0,041, p=0,003, p=0,002, p=0,001$), E 12-22 ölçüm ortalamaları A 12-14, F 24-22 ve G 24-26 ölçümlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,028, p=0,01, p=0,008$), B 14-16 ölçüm ortalamaları A 12-14, F 24-22 ve G 24-26 ölçümlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,028, p=0,019, p=0,004$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).



Şekil 4-4: Merkezler arası uzaklık ve tekniklere ilişkin değerler

Dijital Ölçü grubunda A 12-14, B 14-16, C 14-24, D 16-26, E 12-22, F 24-22 ve G 24-26 Ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,023$). D 16-26 ölçüm ortalamaları B 14-16, E 12-22, F 24-22 ve G 24-26 ölçümlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,049, p=0,019, p=0,016$), C 14-24 ölçüm ortalamaları B 14-16, F 24-22 ölçümlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,016, p=0,034$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

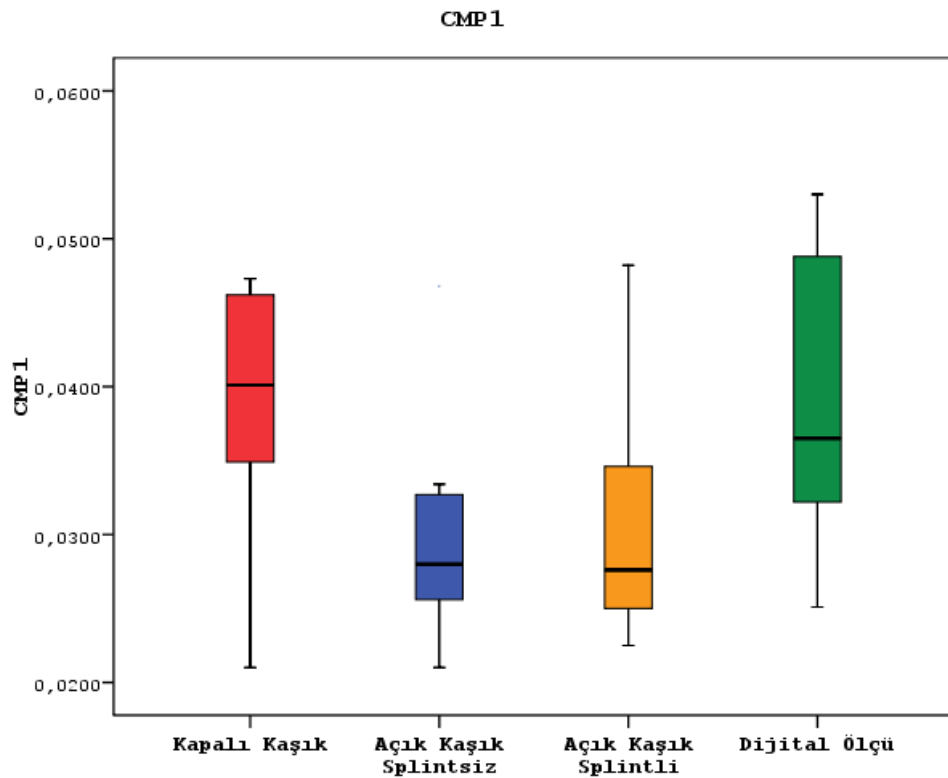
4.3. Noktasal 3 Boyutlu Doğruluğun Değerlendirilmesine Ait Bulgular

Tablo 4-6: Noktasal 3 boyutlu doğruluğa ilişkin analizler

	Kapalı Kaşık	Açık Kaşık Splintsiz	Açık Kaşık Splintli	Dijital Ölçü	p*
CMP1	0,038±0,010	0,030±0,007	0,031±0,008	0,038±0,009	0,062

*Tek Yönlü Varyans Analizi

Kapalı Kaşık, Açık Kaşık Splintsiz, Açık Kaşık Splintli ve Dijital Ölçü CMP1 ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,062).



Şekil 4-5: Noktasal 3 boyutlu doğruluğa ait değerler

İstatistiksel Değerlendirme:

Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, USA) paket programı ile yapılmıştır.

Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma, median interquartil range) yanı sıra Shapiro – Wilk normallik testi ile değişkenlerin dağılımına bakılmış, normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırmalarında tek yönlü varyans analizi, alt grup karşılaştırmalarında Tukey çoklu karşılaştırma testi, normal dağılım göstermeyen değişkenlerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi, alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

5. TARTIŞMA

Pasif uyum; implant yüzeyleri ve implantı çevreleyen kemik dokusu üzerinde herhangi bir yük olmaksızın gerçekleşen, protez ve implant bileşenleri arasındaki temas olarak tanımlanabilir [32, 33]. Protez terimleri sözlüğünde ise “protetik yapı yerleştirildiği zaman çiğneme kuvveti olmaksızın bu yapıya destek olan diş, yumuşak doku veya dental implantların basınçsız, baskısız ve inaktif olarak kalması” şeklinde tanımlanmıştır [95]. İmplant ve protez bileşenleri arasında pasif uyumun sağlanamadığı durumlarda biyolojik ve mekanik komplikasyonlar gözlemlenebilmektedir. Bu yüzden restorasyon olabilecek en üst düzeyde pasif uyuma sahip olmalıdır [37].

Pasif uyumun var olmadığı durumlarda implant bileşenleri arasında plak birikimi, sızıntı, marjinal kemik kaybı, implant çevresinde bulunan yumuşak dokuları enfeksiyonu ve implantın kaybına yol açabilecek biyolojik komplikasyonlarla birlikte porselen atması, protezin kısa süreçte başarısız olması, vida gevşemesi veya kırılması, implantın kırılması gibi mekanik komplikasyonlar gözlemlenebilmektedir [33, 35, 36]. İmplant destekli protez üretiminde gerçekleşecek herhangi bir hata pasif uyumu etkileyebilir ancak pasif uyumun kilit anahtarı çalışma modelinin hassasiyetidir, hassas bir çalışma modeli ancak hassas bir ölçü ile elde edilebilir [39].

CAD-CAM sistemlerinde meydana gelen ilerlemeler ile birlikte implant üstü restorasyonların üretiminde dijital ölçüler gün geçtikçe popülerliğini artırmakta, özellikle öğürme refleksi olan ve/veya ağız kısıtlılığına sahip hastalarda ağız içi tarayıcıların kullanımı artmaktadır. Dijital ölçüler ile hasta konforu artmakta, veriler uzun süre saklanabilmekte, kaşık seçimi, ölçü dezenfeksiyonu gibi işlemler ortadan kalkmakta, laboratuvar işlemleri azalmakta, hekim teknisyen iletişimi güçlenmektedir [96, 97].

Günümüzde tam dişsiz vakalarda konvansiyonel ölçülerden elde edilen alçı modeller laboratuvar tarayıcıları ile dijitalize edilerek 3D hale getirilmekte ve restorasyon üretimi gerçekleştirilmektedir [84, 98].

Ölçü hassasiyeti; implant sayısı, açısı, derinliği, hekim tecrübesi, ölçü tekniği, implant bağlantı tipi, kullanılan ölçü materyali, ölçü postlarının splintlenmesi, gibi faktörlerden etkilenmektedir [99-101].

Literatürde dijital ölçü ve konvansiyonel ölçülerin karşılaştırıldığı çalışmalara rastlamak mümkündür ancak tam dişsiz olgularda açık kaşık splintli / splintsiz, snap-fit ve dijital ölçünün tek bir operatör tarafından elde edilerek tüm ölçü hassasiyetinin karşılaştırıldığı çalışmaya rastlanılmamıştır. Çalışmamızda tam dişsiz bir modele 6 implant yerleştirilmiş ve tüm ölçüler tek model üzerinde gerçekleştirilmiştir. Geleneksel yöntemler ile elde edilen modeller laboratuvar tarayıcıları ile dijitalize edilerek güncel restorasyon üretimine uygun bir çalışma hazırlamak hedeflenmiştir. Bu çalışmada geleneksel ölçü yöntemleri ve dijital ölçülerin hem genel hassasiyetleri hem de lineer hassasiyetleri karşılaştırılarak tercih etme kriterlerini belirlemek hedeflenmiştir.

İmplant üstü restorasyonların üretiminde implant pozisyonlarının çalışma modeline doğru aktarımında uzun yıllardır, yaygın olarak direkt(açık kaşık) ve indirekt (kapalı kaşık) ölçü teknikleri konvansiyonel ölçü teknikleri olarak kullanılmaktadır. Bunlara ek olarak bazı implant firmaları “snap-on” olarak adlandırılan teknik geliştirmiştir. “Snap-on” tekniğinde açık kaşık kullanılmadığı için direkt ölçü tekniği sınıfına girmediği ancak ölçü içinde plastik kep kaldığı için indirekt teknik sınıfına da girmediği belirtilmiştir [102]. Snap fit tekniği her iki ölçü tekniğinin de avantajlarını barındırmaktadır.

Literatürler incelendiğinde direkt tekniğin daha hassas sonuçlar verdiğini belirten çalışmaların [44, 70, 103-105] yanı sıra indirekt tekniğin daha iyi sonuçlar verdiğini [38, 106-108] belirten çalışmalar da bulunmaktadır. Direkt ölçü tekniği ile ilgili splintli ve splintsiz tekniklerin ve splint materyali olarak kullanılan materyalin etkinliğine dair de çok sayıda çalışma bulmak mümkündür [37, 38, 44, 109-111].

Literatürde çok sayıda ölçü materyali karşılaştırılmış ancak en sık polivinil siloksan ve polietil ölçü materyali implant üstü ölçü alımında kullanıldığı görülmüştür [110, 112-115].

İmplant açısının ölçü netliği ile ilişkisine dair çok sayıda çalışma mevcuttur [44, 104, 116-118]. Carr ve ark. [104] 15 derece ve altındaki açılanmaların netliği etkilemediğini belirtirken, Jang ve ark. [116] 0,5,10,15,20 derecelik internal bağlantılı implantlarla yaptıkları çalışmada 15 dereceye kadar olan açılar netliği etkilemediğini 20 derecelik açının ise netliği olumsuz etkilediğini bildirmiştir. Papaspyridakos ve ark. [39] derlemelerinde tam veya parsiyel dişsizlik farketmeksizin 20 derecelik açılanmanın

ölçü netliğini olumsuz etkilediğini belirtmiştir. Çalışmamızda açığı etkisi aranmaması nedeniyle cerrahi rehber yardımıyla paralel implantlar yerleştirilmiştir.

Açık kaşık tekniğinde splintlemede en sık kullanılan materyal olan otopolimerizan akrilik rezinler, toz ve likitin karıştırılması ile elde edilir, bu durum polimerizasyon büzülmesi ile sonuçlanarak, alınan ölçünün doğruluğunu etkiler ve yapılacak restorasyonda distorsiyonlara neden olur [111]. Otopolimerizan akrilik rezinlere alternatif olarak ölçü plasterleri, ışıkla sertleşen kompozit reçineler, dual cure akrilikler, ortodontik teller, de kullanılmaktadır [3]. Mojon ve ark. yaptıkları çalışmada en yüksek büzülmenin toz likit karışımı elde edildikten sonra ilk 17 dakikada gerçekleştiğini, 24 saat içinde %7,9 büzülme olduğu ve 24 saatlik süreç tamamlandıktan sonra ölçülebilir büzülme olmadığını bildirmişlerdir [119]. Gibbs ve ark. ise 20 dakikalık süreçte GC Pattern rezinin % 5,72, DuraLay rezinin ise %5,07 büzülme gösterdiğini bildirmiştir [120]. Otopolimerizan akrilik rezinlerin tutunması için diş ipleri, ortodontik lastikler vb. kullanılabilmektedir. Öngül ve ark. yaptıkları çalışmada tam dişsiz çeneye 6 adet implant yerleştirmiş, otopolimerize akrilik ve ışıkla sertleşen kompozit ile splintlemeyi karşılaştırmış ve otopolimerize akriliğin daha iyi sonuç verdiğini bunun nedeninin de akrilik rezinin artan sertliği ve yüksek stabilitesi olarak belirtmişlerdir [118]. Assif ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ölçü plasteri, dual cure akrilik rezin ve otopolimerize akrilik rezini splint materyali olarak karşılaştırmışlar ve en iyi sonucun otopolimerize akrilik rezin ile elde edildiğini belirtmişlerdir [3].

Splint materyalinin kesilip yeniden birleştirilmesi materyalin distorsiyonunu, kırılmasını ve büzülmesini önleyebilmektedir [121]. Lee ve Cho yaptıkları çalışmada 5 farklı splint tekniğini karşılaştırmış ve polimerizasyon süresi (24 saat) tamamlandıktan sonra kesilip tekrar birleştirilen otopolimerize akrilik rezinlerin en etkili yöntem olduğunu bildirmişlerdir [94]. Deogade benzer şekilde akrilik barların 24 saat sonra kesilip ağız içinde tekrar birleştirilmesinin en doğru yöntem olduğunu bildirmiştir [122]. Dumbrigue ve ark. ise prefabrik akrilik rezin çubukların kullanımının akrilik rezinin büzülmesi bağlı gerçekleşen zaman kaybının önüne geçeceğini belirtmiştir [123].

Bu verilerin doğrultusunda çalışmamızda otopolimerizan akrilik splint materyali diş ipi yardımıyla desteklenerek birleştirilmiş 24 saatlik süreç tamamlandıktan sonra kesilip tekrar birleştirilerek kullanılmıştır.

Geçmiş literatürler incelendiğinde çok üyeli implant ölçüleri için polivinil siloksan ve polieterin tercih edildiği görülmüştür [38, 39, 106, 124]. Kullanılan ölçü materyalinin rijitliği ve doğruyu yansıtmaya derecesi implant ölçüsünün doğruluğunu, çalışma modelinin doğruluğunu ve son olarak da elde edilecek olan restorasyonun uyumunu etkilemektedir [106]. Polieter ve polivinil siloksan ölçü materyallerinin karşılaştırıldığı çalışmaların büyük bir çoğunluğunda aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır [106, 113, 115, 117, 124, 125]. Polieter ve polivinil siloksanın olumlu özelliklerinin kombine edilmesiyle vinil polieter siloksan ölçü materyali gündeme gelmiş, ancak bu materyal ile ilgili henüz yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Vojdani ve ark. [126] paralel ve açılı yerleştirilmiş implantlarda polieter, polivinil siloksan ve vinilsiloksan eteri karşılaştırdıkları çalışmalarında, paralel implantlarda materyaller arasında anlamlı bir fark bulunmadığını ancak açılı implantlarda en iyi sonucu polivinil siloksan ile elde ettiklerini bildirmişlerdir. Benzer şekilde yapılan başka bir çalışmada özellikle çoklu ve açılı implantların bulunduğu durumlarda polivinil siloksanın elastik hafızası daha yüksek olduğu için tercih edilmesi gerektiği vurgulanmıştır [127]. Lee ve ark. diş eti derinliğinin ölçü netliğine olan etkisini inceledikleri çalışmalarında derin yerleştirilmiş implantlarda polivinil siloksanın putty ve light-body kombinasyonunun medium-body polieterden daha doğru sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir [114]. Baig ve ark. [128] 6 implantlı bir model üzerinde yapmış oldukları çalışmada vinil polieter ve polieter materyallerini splintli ve splintsiz ölçü teknikleri ile karşılaştırmışlar ve aralarında anlamlı fark bulmadıklarını belirtmişlerdir. Schmidt ve ark. [127] iki farklı polivinil siloksan ve polieteri koordinat ölçüm cihazı ile 3D olarak karşılaştırdıkları çalışmalarında en iyi sonucu polivinil siloksan ile elde ettiklerini belirtmiştir. Aguliar ve ark. [117] karıştırma makinesi ve direkt teknik kullanarak polieter ve polivinil siloksanı karşılaştırmışlar ve polivinil siloksanın anlamlı olmasada daha yüksek hassasiyet gösterdiğini bildirmişlerdir. Literatürler incelendiğinde polieter ve polivinil siloksan arasında bulunan farkların çalışma sisteminin farklılığı ve değerlendirme farklılığından kaynaklandığı görülmektedir. Bu çalışmalar doğrultusunda yüksek elastik hafızaları, yırtılma direncinin yüksek olması, polieterler kadar final sertliğine ulaşmaması, ağızdan(modelden) ayrılması daha kolay olması gibi özellikleri nedeniyle tez çalışmamızda ölçü materyali olarak polivinil siloksan tercih edilmiştir.

Kapalı kaşık ölçü sistemlerinde hazır kaşıklar kullanılırken, açık kaşık ölçü sistemlerinde hazır kaşıklar implant bölgelerinde delinerek kullanılır veya bireysel kaşıklar tercih edilir. Metal kaşıklar, bireysel akrilik kaşıklar ve delinebilir (perfore) kaşıklar diş hekimliği pratiğinde en yaygın kullanılan kaşık tipleridir. Ölçü materyalinin distorsiyonunun önüne geçme amacıyla rijit kaşıkların tercih edilmesi gerektiği konusunda fikir birliğine varılmıştır [129-131]. Gökçen-Rohlig ve ark. [132] polivinil siloksan ve polieterin farklı kaşık çeşitleri ile implant pozisyonuna olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında polivinil siloksan ile bireysel akrilik kaşık, delinebilir plastik kaşık, metal kaşık ve polieter ile bireysel akrilik kaşık ile ölçüler elde etmiş; polivinil siloksanın kaşık çeşidinden etkilenmediğini ve her iki ölçü materyalinin de güvenle kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Anusavice ve ark. ise elastomerik ölçü materyallerinin boyutsal stabilite ve rijiditeleri sebebiyle bireysel kaşık kullanımı gerektirmediğini savunmuşlardır [133].

Simeone ve ark. [134] model üzerine ideali yansıtmayacak şekilde 6 adet açılı implant yerleştirip, bireysel kaşık ve delinmiş hazır kaşık ile aldıkları ölçüleri karşılaştırmışlar ve bireysel kaşık ile doğrusal yer değiştirmelerin %55, açılal yer değiştirmelerin ise %65 azaldığını bildirmişlerdir. Yapılan bir çalışmada 30° açı ile yerleştirilmiş olan 4 implantta bölümlü ve tam bireysel kaşıkların ve ölçü materyallerinin ölçü netliğine olan etkisi incelenmiş ve kaşık seçiminin fark oluşturmadığı ancak polivinil siloksanın daha iyi sonuç verdiği bildirilmiştir [135]. Burns ve ark. [136] polikarbonat hazır kaşık ve 3mm ve 10mm olmak üzere farklı boşluklara sahip olan iki bireysel kaşığın dikey uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında bireysel kaşıklar arasında anlamlı fark bulunmazken, hazır kaşık ile bireysel kaşık arasında 10 µm medyan farkı bulunmuştur.

Çalışmamızda kapalı kaşık “snap-on” grubunda rijit, hazır metal kaşıklar kullanılırken, açık kaşık gruplarında ise akrilik bireysel kaşıklar bu amaçla elde edilen çalışma modelinde, ölçü materyaline yeterli boşluk sağlamak amacıyla üzerine 3mm mum tabaka uygulanarak elde edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda epoksi rezin modellere [137, 138], akrilik modellere [139-142], düz yüzeyli bloklara [97, 101], alçı modellere [100, 143], poliüretan modellere [93, 144, 145] implantlar yerleştirilerek ana model elde edildiği tespit edilmiştir.

Anatomik koşullar nedeniyle ölçü materyali ağızdan uzaklaştırılırken ölçü materyalinde değişimler meydana gelir, düz yüzeyli bloklar ile yapılan çalışmalar bu değişimleri taklit edemeyeceği için sonuçları tartışılmalıdır [137]. Çalışmamızda rahat ulaşılabilen, implantlar için iyi bir stabilite elde edilebilen, anatomik koşulları taklit edebilen poliüretan modeller tercih edilmiştir.

Tam dişsiz arkların taranmasının; tarayıcı markası, scan bodylerin tipi, ortamda bulunan ışık, operatör tecrübesi, implant mesafeleri, taranacak alanın uzunluğu, mukozanın tipi, tarama stratejisi gibi koşullardan etkilendiği bildirilmiştir [146-148]. Kullanımda olan bir çok ağız içi tarayıcı markası bulunmaktadır, bunların çalışma stratejileri ise farklılık gösterebilmektedir. Yapılan çalışmalarda farklı IOS sistemleri farklı parametrelerde değerlendirilmiştir, Trios 3 ise bir çok çalışmada başarılı sonuçlar vermiştir [99, 142, 146, 148]. Trios 3 cihazı ultra hızlı optik kesitleme ve konfokal mikroskopi prensibi altında çalışır ve saniyede 3000 görüntü elde eder [89]. Pudralama gereksinimi olmaması, açık sisteme sahip olması sayesinde direkt STL veriler elde edilebilmesi, kolay ulaşım kablosuz kullanım gibi sebepler nedeniyle çalışmamızda Trios 3 tercih edilmiştir.

Müller ve ark. farklı tarama stratejilerinin ölçü doğruluğuna etkisini inceledikleri çalışmalarında, 3 farklı tarama stratejisi uygulamışlardır, ilk olarak üst 2. Büyük azının distalinden başlayarak bukkal yüzeyleri tarayıp daha sonra oklüzal ve palatinal yüzeyi taramışlardır, 2. Stratejide üst 2. Büyük azının oklüzal ve palatinal yüzeylerinden başlayıp daha sonra bukkal yüzeyi taramışlardır son olarak ise S çizerek her bir dişin bütün yüzeylerini taramışlardır ve sonuç olarak 2. Yöntemin daha başarılı olduğunu belirtmişlerdir [147]. Menito ve ark. [149] ise tarama stratejisinin etkisini inceledikleri çalışmalarında anlamlı bir fark belirtmemiştir. Çalışmamızda tarama stratejisi olarak üretici firmanın üst tam dişsiz ark tarama talimatları doğrultusunda oklüzal yüzeyden başlayarak bukkal ve palatinal yüzeylerin taraması gerçekleştirilmiştir.

Dijital ölçülerin en önemli özelliklerinden biri de zaman tasarrufu olarak düşünülebilir. Gherlone ve ark. [150] konvansiyonel ve dijital ölçü alım sürelerini karşılaştırdıkları klinik çalışmada tam dişsiz çenede 4 adet implant bulunan 30 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada dijital ölçü süresinin ortalama 7,95 dakika, geleneksel ölçüyü ise 18.38 dakika olarak bildirmişlerdir. Mühlemann ve ark. [151] dijital ve konvansiyonel ölçüde zaman tasarrufunu konu alan 12 klinik çalışmayı

değerlendirdikleri derlemede yalnızca 1 çalışmanın konvansiyonel ölçünün daha az zaman aldığını, diğer 11 çalışma ise dijital ölçülerin zaman tasarrufu sağladığını belirtmişlerdir.

Patzelt ve ark. tek diş eksiliği, kısa ark ve tam dişsizliği taklit ettikleri 3 farklı modelde ağız içi tarayıcıların geleneksel ölçülere göre zaman tasarrufuna ilişkin yaptıkları çalışmada, dijital ölçülerin tek abutmentlarda 23 dakika, kısa arklarda 22 dakika, tam arklarda ise 13 dakika daha hızlı olduğunu belirtmiştir [152].

Pesce ve ark. [153] dijital ölçülerde farklı klinik senaryolar, farklı tarayıcılar ve deneyimin etkisini inceledikleri çalışmalarında, 2 yıllık deneyimi olan hekim ile tecrübesiz hekim arasında 3 senaryoda da anlamlı fark olduğunu bildirmiştir. Başka bir çalışmada ise 3 farklı implant senaryosu ile operatör deneyiminin karşılaştırıldığı çalışmada, operatör tecrübesinin ölçü doğruluğuna direkt olarak etkisinin olmadığı belirtmiştir [154]. Gimenez ve ark. [155] tecrübe, implant açısı ve implant derinliğini 2 farklı tarayıcı sistemi ile değerlendirdikleri çalışmalarında parametreler arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Çalışmamız sınırlı IOS deneyimine sahip operatör tarafından gerçekleştirildiği için Amin ve ark. [142] belirttiği şekilde ölçüden önce 10 deneme taraması yapılmıştır.

Yapılan çalışmalar incelendiğinde ölçü doğruluğunu incelemek için, gerilim ölçer cihazların [156, 157], koordinat ölçüm cihazlarının [44, 117, 157], ölçüm mikroskoplarının [44, 136], dijital tekniklerin [142, 146, 153, 158] kullanıldığı görülmektedir. Koordinat ölçüm cihazları abutmentın ağırlık merkezini otomatik olarak belirleyip referans noktasını oluşturarak, çizgisel veya açısal değişimleri hesaplama prensibiyle çalışır. Koordinat ölçüm cihazlarının kalibrasyon zorluğu, undercut alanlarına ulaşım zorluğu gibi dezavantajları da bulunmaktadır.

Ölçüm mikroskoplarında ise referans noktası manuel olarak ağırlık merkezi veya başka bir nokta üzerinde belirlenerek hesaplamalar gerçekleştirilir, bu nedenle operatör hatası göz ardı edilmemelidir [157]. Gerilim ölçer cihazları ise alt yapı üretilip abutmentlara yerleştirildikten sonra iki praça arasında oluşan gerilimi hesaplama prensibi ile çalışır [156]. Dijital sistemlerde ölçü netliği abutmentlar arası uzaklık, abutmentlarda gerçekleşen açısal değişimler ve tüm yüzey karşılaştırması gibi farklı ölçümler ile ortalama sapma ve karekök ortalaması (RMS) gibi farklı yaklaşımlarla karşılaştırılabilir [159]. “Best Fit Alignment” farklı çalışmalarda kullanılmıştır [148,

160]. Güth ve ark. dijital ölçümlerde ‘‘Best Fit Algoritması’’ kullanımını en güvenilir yöntem olarak tanımlamışlardır [161]. Standart ‘‘Best Fit Alignment’’ uygulamasında ‘‘en yakın nokta özelliği’’ kullanılarak  akıştırmalar belirlenen noktalar arasında gerçekleşir ve bu durum operatör faktörlerinden etkilenmez. En önemli sınırlaması  akıştırmalar gerçekleşirken netliği etkileyebilecek hataların oluşabilmesidir bunu önlemek için de 3D sapmalarda karekök ortalaması (RMS) kullanılarak referans verisi ve kontrol verisi arasındaki ‘‘Best Fit’’ in pozitif ve negatif sapmaları değerlendirilmektedir.

Çalışmamızda ‘‘best fit alignment’’ ilkesi ile çalışan, sapmaların renk haritaları ile gösterilebildiği, literatürde de sıkça rastlanan [138, 142, 146, 154, 162] tersine mühendislik programı Geomagic kullanılmıştır. Renk haritası özelliği kullanılarak sapmaların yorumlandığı çalışmaya rastlanılmamıştır. Çalışmamızda geleneksel yöntemler ile elde edilen modeller laboratuvar tarayıcısı ile sanal hale getirilip referans model ile olan  akıştırmaları Geomagic programı aracılığıyla gerçekleştirilmiş ve hem modelin genel değerlendirilmesi yapılmış hem ‘‘scan body’’ merkezleri arasındaki lokal sapmalar uzaklık değişimleri hesaplanarak tek düzlem üzerinde incelenmiş hem de lokal ve genel sapmalar renk haritası üzerinden yorumlanmıştır.

Ender ve Mehl [163]  l   netliğini, doğruluk ve kesinlik olarak ikiye ayırarak tanımlamıştır, doğruluk kontrol STL verisi ile test edilen STL verisi arasındaki karşılaştırma olarak tanımlarken, kesinliği aynı etkenin tekrarlanabilirliği olarak tanımlamıştır.

Çalışmamızın amacı farklı ölçü tekniklerinin hassasiyetinin incelenmesidir. Çalışmamızda ‘‘snap-on’’ tekniği, splintli açık kaşık tekniği, splintsiz açık kaşık tekniği ve dijital ölçü tekniklerinin hassasiyetleri farklı parametrelerde karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda yalnız implant pozisyonlarının değil tüm ölçünün değerlendirilmesinin gerçekleştirildiği genel doğruluğun saptanmasında, özellikle artı/eksi değerlerin varlığında kullanılan karekök ortalama (RMS) değerleri kullanılmıştır. Genel doğruluk değerlendirilirken ölçü bir bütün olarak ele alınmıştır. Tam dişsizlik durumunun implant ile rehabilitasyonunun simule edildiği çalışmamızda genel doğruluk açısından en iyi sonuç açık kaşık splintli grup ile elde edilirken açık kaşık splintsiz grupla arasında istatistiksel fark bulunmamıştır. En çok sapma ise dijital ölçü grubunda elde edilirken kapalı kaşık grubuyla arasında istatistiksel fark bulunmamıştır.

Lokal doğrulukta meydana gelen sapmalar için ise “ scan body” lerin merkezleri referans olarak alınıp gerçek uzaklıkları hesaplanmış daha sonra karşıştırmalar gerçekleştirilip 7 farklı uzaklıktaki ölçümlerin sapma miktarları incelenmiştir. Belirlenen A,B,C,D,E,F,G ölçümlerinde gerçekleşen sapmalarda ölçü teknikleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Tüm gruplarda iki ölçüm noktası arası mesafenin en fazla olduğu D ölçümünde gerçekleşen sapma miktarı diğer ölçümlerden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Benzer şekilde sırasıyla C ve E ölçümlerindeki sapma tüm gruplar için anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Diğer ölçümler arasında ise fark bulunmamıştır.

A ölçümü için istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en yüksek sapma dijital ölçü grubunda gerçekleşmiştir. B ölçümü için istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en yüksek sapma kapalı kaşık grubunda gerçekleşmiştir. C ölçümü için istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en yüksek sapma kapalı kaşık grubunda gerçekleşmiştir. D ölçümü için istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en yüksek sapma kapalı kaşık grubunda gerçekleşmiştir. E ölçümü için istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en yüksek sapma kapalı kaşık grubunda gerçekleşmiştir. F ölçümü için istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en yüksek sapma kapalı kaşık grubunda gerçekleşmiştir. G ölçümü için istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en yüksek sapma dijital ölçü grubunda gerçekleşmiştir. Bu veriler doğrultusunda ölçü tekniğinden bağımsız olarak implantlar arasındaki mesafe artışının ölçü netliğini olumsuz etkilediği düşünülebilir.

Literatürler incelendiğinde tam dişsizliğin implant ile rehabilitasyonunda direkt teknik/indirekt teknik karşılaştırması, splintli/splintsiz karşılaştırması, dijital/konvansiyonel gibi farklı ölçü tekniklerinin karşılaştırılmasının yapıldığı çalışmalara rastlanmıştır ancak tek operatör tarafından “snap-on”, splintli/splintsiz, dijital ölçülerin karşılaştırıldığı yeterince çalışma olmadığı için kıyaslamalar yapılırken mümkün olduğunca benzer çalışmalar dikkate alınmıştır.

Kim ve ark. [138] tam dişsiz arklarda konvansiyonel ve dijital ölçü hassasiyetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında tam dişsiz epoksi rezin model üzerine 6 adet implant yerleştirmiş, özel kaşık ve splintleme tekniği ile 10 adet ölçü alarak konvansiyonel ölçü grubunu ve Trios 3 kullanarak elde ettikleri 10 tarama sonucunda dijital ölçü grubunu oluşturmuşlardır. Konvansiyonel ölçüler ile elde ettikleri modelleri dijitalize etmeden koordinat ölçüm cihazı , dijital grubu ise Geomagic X programı ile

açısal değişimlerini x,y,z ekseninde hesaplamışlar ve konvansiyonel ölçü grubunu daha doğru sonuç verdiğini bildirmişlerdir. Yöntem farklılıklarına rağmen elde edilen sonuç çalışmamızı desteklemektedir.

Farhan ve ark. [164] alt çene modeline 4 adet implant yerleştirip kapalı kaşık tekniği ile çift aşamalı olarak kondansasyon silikonu kullanarak, tek aşamalı olarak polivinil siloksan kullanarak geleneksel ölçüler alıp laboratuvar tarayıcısı ile dijitalize edip, Medit-i500 ile elde ettikleri dijital ölçüler ile tersine mühendislik programında lineer olarak karşılaştırmış, dijital ölçülerin doğruluğunun daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda kapalı kaşık tekniği ile dijital ölçü tekniğinin lineer doğruluğunda anlamlı bir fark bulunmamıştır, bu farkın nedeni kullanılan implant sayısı ve laboratuvar tarayıcısının hassasiyetinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Huang ve ark. [165] implant firmasının ürettiği orjinal “scan body”, CAD-CAM ile üretilen 2 yeni “Scan Body” tipi ve splintli açık kaşık tekniğinin ölçü netliğini doğruluk ve tekrarlanabilirlik parametrelerinde karşılaştırdıkları çalışmalarında dişsiz alt çene modeline 4 adet paralel implant yerleştirmiş, geleneksel ölçü ile elde ettikleri modelleri dijitalize edip 3 farklı “scan body” ile Trios 3 cihazı ile olan karşılaştırmalarını yazılım aracılığı ile 3D olarak gerçekleştirmişlerdir ve sonuç olarak çalışmamıza paralel şekilde splintli açık kaşık ölçünün daha doğru sonuç verdiğini bildirmişlerdir.

Tsagkalidis ve ark. [101] 0,15,25 dereceye sahip 6 implantı solid alüminyum düz blok üzerine yerleştirmiş ve splintli/splintsiz/snap-fit tekniklerinin koordinat ölçüm cihazı ile sapma miktarlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmamızda açıcı etkisi aranmadığı için paralel implantlar incelendiğinde metodoloji farklılıklarına rağmen çalışmamıza benzer şekilde splintlenen grup ile splintlenmeyen grup arasında anlamlı fark bulunmazken, “Snap-on” grubuna göre daha doğru sonuç verdiğini belirtmişlerdir.

Amin ve ark. [142] tam dişsiz alt çeneye yerleştirdikleri üç adet paralel bir adet 10 derecelik ve bir adet 15 derecelik implantlarla elde ettikleri model üzerinde 3M True Definition, CEREC Omnicam ağız içi tarayıcılar ile polieter ölçü maddesi ve ışıkla sertleşen üretilen dimetakrilat ile splintledikleri açık kaşık ölçü tekniğinin hassasiyetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, geleneksel yöntem ile elde ettikleri modelleri 10 mikrometre hassasiyete sahip tarayıcı ile dijitalize ettikten sonra STL verileri elde edilmiş, dijital ölçülerle elde ettikleri STL verileri ile birlikte tersine mühendislik

programı aracılığıyla referans model ile karşılaştırarak RMS değerlerini incelemişler ve dijital ölçülerin konvansiyonel yöntemden daha doğru sonuç verdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca pudralama yaparak tarama gerçekleştirilen True Definition ile elde edilen ölçülerin Omnicam cihazından daha doğru sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda RMS verileri incelenerek yapılan genel doğruluk değerlendirmesinde en başarılı sonuçlar splintli açık kaşık tekniğinde elde edilmiştir, bu farklılığın sebebi olarak geleneksel yöntemde kullanılan splint materyali ve ölçü maddesi farklılığı, kullanılan cihazların farklılığı, çalışmamızda alçı modelleri dijitalize etmek için kullanılan laboratuvar tarayıcısının daha yüksek hassasiyete sahip olması gösterilebilir.

Ahlholm ve ark. [166] yaptıkları derlemede tek veya bir kaç üyeli implant üstü restorasyonlarda dijital ölçü ile konvasiyonel ölçülerin benzer düzeyde sonuçlar verdiğini ancak tüm ark restorasyonlarda konvansiyonel ölçülerin daha doğru sonuç verdiğini bildirmişlerdir.

Izadi ve ark. [167] alt çene modeline paralel yerleştirilen 3 implantlı modellerinde açık kaşık, kapalı kaşık ve “snap-on” tekniklerinin hassasiyetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, tüm ölçü teknikleri için delikli kişisel kaşık hazırlamış ve polivinil siloksan ile 9’ar adet ölçü alıp koordinat ölçüm cihazı ile sapmaları değerlendirmişlerdir. Açık kaşık tekniği diğer iki gruptan anlamlı derecede yüksek doğruluk verirken kapalı kaşık ve snap fit teknikleri arasında fark belirtmemişlerdir. Çalışmamızda doğrudan kapalı kaşık tekniği olmamakla birlikte açık kaşık tekniğinin daha üstün olması çalışmamızla uyumludur.

Arieli ve ark. açık kaşık ve 2 farklı “Snap on” tekniğinin doğruluğunu karşılaştırdıkları çalışmalarında, orta hattan bakıldığında simetrik ve aralarında 10 mm mesafe olan 6 adet paralel implantı yerleştirmiş polieter ölçü maddesi, kişisel kaşık ve akrilik rezin kullanarak açık kaşık tekniğini, plastik kepleri birbirine bağlayarak ve bağlamadan 2 farklı “Snap Fit” tekniği ile elden edilen alçı modelleri dijitalize ederek elde edilen STL verilerini tersine mühendislik programında karşılaştırarak 3 boyutlu sapmalarını değerlendirmişler ve açık kaşık tekniği ile plastik keplerin birleştirilmediği “Snap-on” tekniği arasında fark bulunmazken bu tekniklerin plastik keplerin birleştirildiği teknikten daha doğru sonuç verdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda klasik “Snap-on” tekniği splintli açık kaşık tekniğinden daha düşük doğruluk göstermiştir, bu

farklılığın implantlar arası yakın mesafe ve kullanılan ölçü materyali farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir [168].

Özçelik ve ark. [169] paralel yerleştirilen 5 implant ile elde ettikleri modelde plastik kepli kapalı ve kepsiz kapalı kaşıklar ve klasik splintli teknik ve modifiye edilmiş splintli kaşık ile elde ettikleri modelleri optik tarayıcı ile dijitalize ettikten sonra yazılım aracılığıyla karşılaştırarak belirledikleri hem koronal hem apikal noktadaki uzaklıkları ve açıda meydana gelen sapma miktarlarını değerlendirmişlerdir. Çalışmamıza paralel şekilde splintli tekniğin “snap-on” tekniğinden daha başarılı sonuç verdiğini belirtmişlerdir.

2018 yılında yapılan meta-analizde oluşabilecek mekanik ve biyolojik komplikasyonların önüne geçmek için 30 mikron ile 150 mikron arası marjinal açıklığı kabul edilebilir sapma olarak belirtmişlerdir.

Çalışmamızda modellerin genel doğruluğu değerlendirildiği zaman $0,119 \pm 0,030$ mm RMS değeri ile splintli açık kaşık grubu ve $0,149 \pm 0,034$ mm RMS değeri ile splintsiz açık kaşık gruplarının kabul edilebilir değerlerde sonuç verdiği görülmüştür. “Snap-on” grubu ile dijital ölçü gruplarının RMS değerlerinin ise 150 mikrondan daha fazla olduğu görülmüştür.

Belirlenen referans noktalarının karşılaştırılarak RMS değerlerinin değerlendirmesinde ise tüm değerler kabul edilebilir aralıkta elde edilmiştir.

Lokal doğruluğun tespitinde implantlar arası mesafeler de gerçekleşen değişimlerde ise; “Snap-on” grubunda D ölçümünün de gerçekleşen sapmanın yüksek olduğu diğer sapmaların uygun değerlerde olduğu, diğer gruplarda ise tüm mesafele ölçümlerinde gerçekleşen sapmaların kabul edilebilir değer aralığında olduğu görülmüştür.

Snap-on ölçü tekniği :

Genel doğruluk değerlendirildiğinde $0,290 \pm 0,064$ ile kabul edilebilir doğruluk değerlerinin üzerinde sonuç verirken, noktaların 3 boyutlu karşılaştırılmasında $0,038 \pm 0,010$ ile kabul edilebilir değer aralığında sonuç vermiştir. Merkezler arası lineer uzaklık ölçümünde ise yalnızca D ölçümünde $0,174 \pm 0,036$ ile kabul edilebilir aralıktan yüksek sonuç verirken diğer uzaklık ölçümlerinde kabul edilebilir aralıkta sonuçlar vermiştir.

Renk haritaları incelendiğinde sapmaların en yoğun olarak analog çevresinde ve kretlerin vestibül ve lingual yüzeylerinde olduğu görülmektedir. Analog çevresinde olmasının sebebi alçı dökümü esnasında diş eti bariyeri kullanılmaması olarak düşünülürken, kretlerin özellikle palatinal yüzeyinde olmasının sebebi kişisel kaşık kullanılmadan hazır kaşık ile ölçü alınması ve hazır kaşıkların anatomiye tam anlamıyla taklit edemeyip ölçü materyalinin fazla olması olarak düşünülmektedir.

Açık Kaşık Splintli teknik:

Genel doğruluk değerlendirildiğinde $0,119 \pm 0,030$ ile kabul edilebilir değer aralığında sonuç vermiştir. Noktaların 3 boyutlu değerlendirilmesinde yine $0,030 \pm 0,007$ ile kabul edilebilir değer aralığında sonuç vermiştir. Merkezler arası lineer uzaklık ölçümünde tüm ölçümlerde kabul edilebilir değer aralığında sonuç verirken en fazla sapma D ölçümünde saptanmıştır.

Renk haritası incelendiğinde sapmaların yoğunlukta olduğu bölgelerin analog çevresinde olduğu görülmektedir. Kişisel kaşık kullanımı ile birlikte kretlerin palatinalinde olan sapmaların azaldığı görülmektedir.

Açık Kaşık Splintsiz Teknik:

Genel doğruluk değerlendirildiğinde $0,149 \pm 0,034$ ile kabul edilebilir değer aralığında sonuç vermiştir. Noktaların 3 boyutlu değerlendirilmesinde $0,030 \pm 0,007$ ile yine kabul edilebilir değer aralığında sonuç vermiştir. Merkezler arası lineer uzaklık ölçümünde tüm değerler kabul edilebilir değer aralığında iken en fazla sapma açık kaşık splintli gruba benzer şekilde D ölçümünde saptanmıştır.

Renk haritaları incelendiğinde açık kaşık splintli teknikle benzer olarak analog çevrelerinde sapmaların olduğu bunun sebebinin diş eti bariyeri kullanılmaması ince alanlarda sert alçıda meydana gelen bozulmalar olduğu düşünülmektedir. Splintli tekniğe benzer şekilde kretlerin palatinalinde kişisel kaşık kullanımına bağlı şekilde sapmaların azaldığı görülmektedir.

Dijital Ölçü Tekniği :

Genel doğruluk değerlendirildiğinde $0,303 \pm 0,071$ ile kabul edilebilir değer aralığının üstünde sonuç verirken, $0,038 \pm 0,009$ ile noktaların 3 boyutlu değerlendirilmesinde kabul edilebilir değer aralığında sonuç elde edilmiştir. Merkezler arası lineer uzaklık ölçümünde tüm değerler kabul edilebilir değer aralığında iken en

fazla sapma açık kaşık splintli ve açık kaşık splintsiz tekniğine benzer şekilde D ölçümünde gerçekleşmiştir.

Renk haritası incelendiğinde en yoğun sapmaların öncelikle taramanın başlandığı 16 numaralı implant bölgesinin arkasında kalan kret alanında daha sonra ise taramanın bittiği 26 numaralı implant bölgesinde olduğu saptanmıştır. Bunun nedeninin tarayıcının ilk taranan bölgede referans bulamaması daha sonra 16 nolu implant bölgesinde bulunan scan body'yi referans alarak taramanın normal şekilde devam etmesi olarak düşünülmektedir. 26 no'lu bölgede sapmaların yoğun olmasının sebebinin ise tarama alanının tam dışsız olması ve uzun olması ile ilişkilendirilmektedir. Dijital ölçülerin tam dışsızlık ve tarama alanının uzun olduğu durumlarda başarısı düşünülmelidir.

Çalışmamızın in vitro olması sebebiyle klinik koşulları yansıtmaya açısından bazı sınırlamaları vardır;

Kaşıkların modelden uzaklaştırılması ağız içi ortamdan uzaklaştırmayı taklit edememiştir bu durum ölçü materyalinde distorsiyona sebep olabilmektedir. Ana model her ne kadar anatomiye taklit edebilecek yapıda seçilse de tamamen sert olması, ağız içi yumuşak dokuları taklit edememektedir. Ana modelde implant çevrelerinde yumuşak dokunun olmaması ve çalışmamızda model elde edilirken diş eti maskesi kullanılmaması alçı model elde edilirken analog çevresinde ince ayrıntıların net yansıtılmamasına sebep olduğu düşünülmektedir. Dijital ölçüler ağız içi türürük, erişim kısıtlılığı, dokuların ışığı yansıtmaya dereceleri gibi ağız içi koşullardan etkilenmektedir ancak çalışmamız in vitro ortamda gerçekleştiği için bu problemler elimine edilmiştir. Dijital ölçüler alınırken genel doğruluğun değerlendirilmesi amacıyla tüm ana model taranmıştır ve tarama alanı artırılmıştır ve bu durumun dijital ölçünün etkinliğinin azalmasına sebep olduğu düşünülmektedir. Ana modelin STL verisi elde edilirken çok daha yüksek hassasiyete sahip endüstriyel tarayıcı kullanılırken alçı modellerin STL verilerinin elde edilmesi sırasında klinik koşulları taklit etmek amacıyla laboratuvar tipi ağız dışı tarayıcılar kullanılmıştır.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde şu sonuçlara varılmaktadır ;

1. Implantlar arası mesafenin değerlendirildiği lineer sapmalarda gruplar arasında anlamlı fark oluşmadığı görülmüştür.

2. Gruplar arasında anlamlı fark olmasa da lineer sapmaların en yüksek olduğu ölçüm, tüm gruplarda implantlar arası mesafenin en fazla olduğu D ölçümü olduğu görülmektedir. Implantlar arası mesafe arttıkça sapma miktarının arttığını ifade edebiliriz.
3. Belirlenen 19 noktanın 3 Boyutlu sapmaları değerlendirildiğinde yine aynı şekilde anlamlı bir fark oluşmadığı görülmüştür.
4. Genel doğruluğun değerlendirmesinde splintli veya splintsiz olması farketmeksizin açık kaşık tekniğinin kapalı kaşık tekniği ve dijital ölçülerden daha hassas sonuçlar verdiği görülmektedir. Anlamlı fark olmasa da splintli açık kaşık tekniğinin en hassas ölçü tekniği olduğunu ifade edebiliriz.
5. Çalışmamızda kullanılan tam dişsiz modelden elde edilen dijital ölçülerde renk haritalarına bakıldığında sapmaların yoğun olduğu bölgelerin taramanın başladığı 16 numaralı implant ve sonlandırıldığı 26 numaralı numaralı implant bölgesinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. 16 numaralı implant bölgesinde yoğunlaşmasının sebebi olarak taramaya başlanırkenki referans eksikliği, 26 numaralı implant bölgesinde ise başlangıç alanı ile arasındaki uzun mesafe olarak ifade edilebilir.
6. Kapalı kaşık tekniğinde renk haritaları incelendiğinde hazır kaşık kullanımının ölçü materyalinde distorsiyonu artırarak genel doğrulukta sapmalara neden olduğunu ifade edebiliriz.
7. Dijital tekniğin genel doğruluk değerlendirmesinde referans aralık üstünde sonuçlar verdiği göz önüne alınarak gelişiminin devam etmesi gerektiğini ifade edebiliriz.

KAYNAKLAR

1. Buser, D., et al., *10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients*. Clin Implant Dent Relat Res, 2012. **14**(6): p. 839-51.
2. Fischer, K. and T. Stenberg, *Prospective 10-year cohort study based on a randomized controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. Part 1: sandblasted and acid-etched implants and mucosal tissue*. Clin Implant Dent Relat Res, 2012. **14**(6): p. 808-15.
3. Assif, D., et al., *Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 1999. **14**(6): p. 885-888.
4. *Oral implantology. Glossary of implant terms*. J Oral Implantol, 2007. **Suppl 1**: p. 2-14.
5. Bobbio, A., *The first endosseous alloplastic implant in the history of man*. Bull Hist Dent, 1972. **20**(1): p. 1-6.
6. Buser, D., L. Sennerby, and H. De Bruyn, *Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions*. Periodontol 2000, 2017. **73**(1): p. 7-21.
7. Brånemark, P.I., *Osseointegration and its experimental background*. J Prosthet Dent, 1983. **50**(3): p. 399-410.
8. Albrektsson, T., *Direct bone anchorage of dental implants*. J Prosthet Dent, 1983. **50**(2): p. 255-61.
9. Smith, D.E. and G.A. Zarb, *Criteria for success of osseointegrated endosseous implants*. J Prosthet Dent, 1989. **62**(5): p. 567-72.
10. Parithimarkalaignan, S. and T.V. Padmanabhan, *Osseointegration: an update*. J Indian Prosthodont Soc, 2013. **13**(1): p. 2-6.
11. Tallgren, A., *The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years*. 1972. J Prosthet Dent, 2003. **89**(5): p. 427-35.
12. Cawood, J.I. and R.A. Howell, *Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations*. Int J Oral Maxillofac Surg, 1991. **20**(2): p. 75-82.
13. Misch, C.E., *Dental implant prosthetics-E-book*. 2004: Elsevier Health Sciences.
14. Mericske-Stern, R.D., T.D. Taylor, and U. Belser, *Management of the edentulous patient*. Clin Oral Implants Res, 2000. **11 Suppl 1**: p. 108-25.
15. Bradnock, G., et al., *Dental attitudes and behaviours in 1998 and implications for the future*. Br Dent J, 2001. **190**(5): p. 228-32.
16. Papadaki, E. and V. Anastasiadou, *Elderly complete denture wearers: a social approach to tooth loss*. Gerodontology, 2012. **29**(2): p. e721-7.
17. Cavallaro, J.S., Jr. and D.P. Tarnow, *Unsplinted implants retaining maxillary overdentures with partial palatal coverage: report of 5 consecutive cases*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007. **22**(5): p. 808-14.
18. Rismanchian, M., et al., *Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients*. J Oral Implantol, 2009. **35**(4): p. 196-200.
19. Zembic, A. and D. Wismeijer, *Patient-reported outcomes of maxillary implant-supported overdentures compared with conventional dentures*. Clin Oral Implants Res, 2014. **25**(4): p. 441-50.

20. Jivraj, S., W. Chee, and P. Corrado, *Treatment planning of the edentulous maxilla*. Br Dent J, 2006. **201**(5): p. 261-79; quiz 304.
21. Williams, G., M.B. Thomas, and L.D. Addy, *Precision attachments in partial removable prosthodontics: an update for the practitioner Part 1*. Dental Update, 2014. **41**(8): p. 725-731.
22. Khadivi, V., *Correcting a nonparallel implant abutment for a mandibular overdenture retained by two implants: a clinical report*. The Journal of prosthetic dentistry, 2004. **92**(3): p. 216-219.
23. Gray, D. and J. Patel, *Implant-supported overdentures: Part 1*. British Dental Journal, 2021. **231**(2): p. 94-100.
24. Chee, W. and S. Jivraj, *Treatment planning of the edentulous mandible*. British dental journal, 2006. **201**(6): p. 337-347.
25. Naert, I., et al., *Overdentures supported by osseointegrated fixtures for the edentulous mandible: a 2.5-year report*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1988. **3**(3).
26. Att, W. and C. Stappert, *Implant therapy to improve quality of life*. Quintessence international, 2003. **34**(8).
27. Vindasiute, E., et al., *Clinical factors influencing removal of the cement excess in implant-supported restorations*. Clinical implant dentistry and related research, 2015. **17**(4): p. 771-778.
28. Wittneben, J.G., et al., *Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis*. Periodontology 2000, 2017. **73**(1): p. 141-151.
29. Katsoulis, J., et al., *Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature*. Eur J Oral Implantol, 2017. **10**(Suppl 1): p. 121-138.
30. Goodacre, C.J., et al., *Clinical complications with implants and implant prostheses*. The Journal of prosthetic dentistry, 2003. **90**(2): p. 121-132.
31. Pjetursson, B.E., et al., *All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs*. Dental materials, 2015. **31**(6): p. 624-639.
32. Sahin, S. and M.C. Çehreli, *The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status*. Implant dentistry, 2001. **10**(2): p. 85-92.
33. Abduo, J., et al., *Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010. **25**(3).
34. Pesun, I.J., *Intrusion of teeth in the combination implant-to-natural-tooth fixed partial denture: a review of the theories*. J Prosthodont, 1997. **6**(4): p. 268-77.
35. Duyck, J. and I. Naert, *Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study*. International Journal of Prosthodontics, 2002. **15**(4).
36. Abduo, J. and R.B. Judge, *Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2014. **29**(3): p. 608-621.
37. Moreira, A.H., et al., *Accuracy comparison of implant impression techniques: a systematic review*. Clinical implant dentistry and related research, 2015. **17**: p. e751-e764.
38. Lee, H., et al., *The accuracy of implant impressions: a systematic review*. The Journal of prosthetic dentistry, 2008. **100**(4): p. 285-291.

39. Papaspyridakos, P., et al., *Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2014. **29**(4).
40. Chee, W. and S. Jivraj, *Impression techniques for implant dentistry*. Br Dent J, 2006. **201**(7): p. 429-32.
41. Sorrentino, R., et al., *Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study*. Clinical implant dentistry and related research, 2010. **12**: p. e63-e76.
42. Kim, S., et al., *Displacement of implant components from impressions to definitive casts*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2006. **21**(5).
43. ACDental. *Trias-ixx2 Implant Sytems*. 22.05.2022]; Available from: Dental, A. "Trias-ixx2 Implant Sytems." Retrieved 22.05.2022, from <https://ac-dental.com.tr/wp-content/uploads/2020/03/Servo-Dental-Trias-ixx2.pdf>.
44. Conrad, H.J., et al., *Accuracy of two impression techniques with angulated implants*. The Journal of prosthetic dentistry, 2007. **97**(6): p. 349-356.
45. Prithviraj, D., et al., *Accuracy of the implant impression obtained from different impression materials and techniques*. 2011.
46. Nakhaei, M., et al., *Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants*. Dental research journal, 2015. **12**(5): p. 431.
47. Tafti, A.F., et al., *Comparison of the accuracy of open-tray and snap-on impression techniques of implants with different angulations*. Dental Research Journal, 2019. **16**(6): p. 413.
48. Assunção, W.G., et al., *Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants*. Implant dentistry, 2008. **17**(3): p. 248-256.
49. Papaspyridakos, P., et al., *Effect of splinted and nonsplinted impression techniques on the accuracy of fit of fixed implant prostheses in edentulous patients: a comparative study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2011. **26**(6): p. 1267-72.
50. Lee, S.J. and S.B. Cho, *Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods*. J Adv Prosthodont, 2011. **3**(4): p. 177-85.
51. Perry, R., *Dental impression materials*. Journal of Veterinary Dentistry, 2013. **30**(2): p. 116-124.
52. Mandikos, M.N., *Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use*. Australian dental journal, 1998. **43**(6): p. 428-434.
53. Panichuttra, R., et al., *Hydrophilic poly (vinyl siloxane) impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness*. International Journal of Prosthodontics, 1991. **4**(3).
54. Rubel, B.S., *Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry*. Dental Clinics of North America, 2007. **51**(3): p. 629-642.
55. Craig, R.a.J.P., *Restorative dental materials*. 11 ed. 2002, St. Louis: Mosby.
56. KJ, A., *Phillips' science of dental materials: Saunders*. 2003, Elsevier.
57. Donovan, T.E. and W.W. Chee, *A review of contemporary impression materials and techniques*. Dental Clinics, 2004. **48**(2): p. 445-470.

58. Giordano 2nd, R., *Impression materials: basic properties*. General dentistry, 2000. **48**(5): p. 510-2, 514, 516.
59. Phillips, R.W., et al., *Phillips' science of dental materials*. 2013: Elsevier/Saunders.
60. Punj, A., D. Bompolaki, and J. Garaicoa, *Dental impression materials and techniques*. Dental Clinics, 2017. **61**(4): p. 779-796.
61. Combe, E.C., F.T. Burke, and W.H. Douglas, *Dental biomaterials*. 1999: Springer.
62. Powers, J.M. and J.C. Wataha, *Dental Materials-E-Book: Foundations and Applications*. 2015: Elsevier Health Sciences.
63. Michalakis, K.X., et al., *Pre-and post-set hydrophilicity of elastomeric impression materials*. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 2007. **16**(4): p. 238-248.
64. Boening, K., M. Walter, and U. Schuette, *Clinical significance of surface activation of silicone impression materials*. Journal of dentistry, 1998. **26**(5-6): p. 447-452.
65. Noonan, J., M. Goldfogel, and R. Lambert, *Inhibited set of the surface of addition silicones in contact with rubber dam*. Operative dentistry, 1985. **10**(2): p. 46-48.
66. Lacy, A., et al., *Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part I: Condensation silicones*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1981. **45**(2): p. 209-215.
67. Sakaguchi, R.L. and J.M. Powers, *Craig's restorative*. Dental Materials, 2012: p. 161-198.
68. Gioso, M.A., V.G.G. Carvalho, and P.E.G. Carvalho, *Construction of dental study models*. Journal of Veterinary Dentistry, 2004. **21**(2): p. 122-126.
69. Hamalian, T.A., E. Nasr, and J.J. Chidiac, *Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure*. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 2011. **20**(2): p. 153-160.
70. Enkling, N., et al., *Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials*. Clinical implant dentistry and related research, 2012. **14**(1): p. 144-151.
71. Punj, A., D. Bompolaki, and J. Garaicoa, *Dental Impression Materials and Techniques*. Dent Clin North Am, 2017. **61**(4): p. 779-796.
72. O'brien, W.J., *Dental materials and their selection*, 2002. Quintessence, 2002.
73. Ting-Shu, S. and S. Jian, *Intraoral Digital Impression Technique: A Review*. J Prosthodont, 2015. **24**(4): p. 313-21.
74. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*. British dental journal, 2008. **204**(9): p. 505-511.
75. Davidowitz, G. and P.G. Kotick, *The use of CAD/CAM in dentistry*. Dental Clinics, 2011. **55**(3): p. 559-570.
76. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*. Br Dent J, 2008. **204**(9): p. 505-11.
77. May, K.B., et al., *Precision of fit: the Procera AllCeram crown*. J Prosthet Dent, 1998. **80**(4): p. 394-404.

78. Correia, A., et al., *CAD-CAM: informatics applied to fixed prosthodontics*. Rev Odontol UNESP, 2006. **35**(2): p. 183-9.
79. Takeuchi, Y., et al., *Use of digital impression systems with intraoral scanners for fabricating restorations and fixed dental prostheses*. J Oral Sci, 2018. **60**(1): p. 1-7.
80. Zimmermann, M., et al., *Intraoral scanning systems-a current overview*. International journal of computerized dentistry, 2015. **18**(2): p. 101-129.
81. Logozzo, S., et al., *Recent advances in dental optics-Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry*. Optics and Lasers in Engineering, 2014. **54**: p. 203-221.
82. Campbell, R.J. and P.J. Flynn, *A survey of free-form object representation and recognition techniques*. Computer Vision and Image Understanding, 2001. **81**(2): p. 166-210.
83. Persson, A.S., et al., *Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness*. Dental materials, 2009. **25**(7): p. 929-936.
84. Mizumoto, R.M. and B. Yilmaz, *Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review*. The Journal of prosthetic dentistry, 2018. **120**(3): p. 343-352.
85. Moörmann, W.H., *The evolution of the CEREC system*. The Journal of the American Dental Association, 2006. **137**: p. 7S-13S.
86. Birnbaum, N.S. and H.B. Aaronson, *Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality*. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 2008. **29**(8): p. 494, 496, 498-505.
87. Galhano, G.Á.P., E.P. Pellizzer, and J.V.Q. Mazaro, *Optical impression systems for CAD-CAM restorations*. Journal of Craniofacial Surgery, 2012. **23**(6): p. e575-e579.
88. Garg, A.K., *Cadent iTero's digital system for dental impressions: the end of trays and putty?* Dental implantology update, 2008. **19**(1): p. 1-4.
89. Logozzo, S., et al., *A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry*. Internet J Med Technol, 2011. **5**(1): p. 1-2.
90. Ting-shu, S. and S. Jian, *Intraoral digital impression technique: a review*. Journal of Prosthodontics, 2015. **24**(4): p. 313-321.
91. Bosniac, P., P. Rehmann, and B. Wöstmann, *Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo*. Clin Oral Investig, 2019. **23**(5): p. 2421-2427.
92. Jahn, D., *Scan body for determination of positioning and orientation of a dental implant*. 2014, Google Patents.
93. Nishioka, R.S., et al., *Strain Gauge Evaluation of Transfer Impression Techniques of Multiple Implant-Supported Prosthesis*. Implant Dentistry, 2018. **27**(2): p. 188-192.
94. Lee, S.-J. and S.-B. Cho, *Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods*. The journal of advanced prosthodontics, 2011. **3**(4): p. 177-185.
95. Ferro, K.J., et al., *The glossary of prosthodontic terms*. 2017.
96. Koch, G.K., G.O. Gallucci, and S.J. Lee, *Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast*. The Journal of prosthetic dentistry, 2016. **115**(6): p. 749-754.

97. Menini, M., et al., *Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure*. Clinical oral investigations, 2018. **22**(3): p. 1253-1262.
98. Cheng, C.-W., et al., *Complete-mouth implant rehabilitation with modified monolithic zirconia implant-supported fixed dental prostheses and an immediate-loading protocol: a clinical report*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2013. **109**(6): p. 347-352.
99. Papaspyridakos, P., et al., *Effect of Splinted and Nonsplinted Impression Techniques on the Accuracy of Fit of Fixed Implant Prostheses in Edentulous Patients: A Comparative Study*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011. **26**(6).
100. Pera, F., et al., *Analysis of different impression techniques and materials on multiple implants through 3-dimensional laser scanner*. Implant dentistry, 2016. **25**(2): p. 232-237.
101. Tsagkalidis, G., et al., *Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants*. The Journal of prosthetic dentistry, 2015. **114**(4): p. 517-523.
102. Nissan, J. and O. Ghelfan, *The press-fit implant impression coping technique*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2009. **101**(6): p. 413-414.
103. Vigolo, P., et al., *An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses*. The Journal of prosthetic dentistry, 2004. **92**(5): p. 470-476.
104. Carr, A.B., *Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 1992. **7**: p. 468-468.
105. Naconecy, M.M., et al., *Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2004. **19**(2).
106. Wee, A.G., *Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions*. The Journal of prosthetic dentistry, 2000. **83**(3): p. 323-331.
107. Lorenzoni, M., et al., *Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit®-2 system*. Journal of oral rehabilitation, 2000. **27**(7): p. 629-638.
108. Martínez-Rus, F., et al., *Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels*. Implant dentistry, 2013. **22**(3): p. 268-276.
109. Vigolo, P., Z. Majzoub, and G. Cordioli, *Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions*. The Journal of prosthetic dentistry, 2003. **89**(2): p. 186-192.
110. Daoudi, M., D.J. Setchell, and L.J. Searson, *A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants*. International Journal of Prosthodontics, 2001. **14**(2).
111. Nateghi, M., et al., *Comparison of the accuracy of fixture-level implant impression making with different splinting techniques*. International Journal of Dentistry, 2021. **2021**.
112. Wenz, H., H. Reuter, and K. Hertrampf, *Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an*

- internal hex connection*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2008. **23**(1): p. 39.
113. Akca, K. and M.C. Çehreli, *Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2004. **19**(4): p. 517-523.
 114. Lee, H., et al., *Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study*. The Journal of prosthetic dentistry, 2008. **99**(2): p. 107-113.
 115. Hoist, S., et al., *Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions*. Quintessence international, 2007. **38**(1).
 116. Jang, H.K., et al., *Accuracy of impressions for internal-connection implant prostheses with various divergent angles*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2011. **26**(5): p. 1011-5.
 117. Aguilar, M.L., et al., *Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants*. The Journal of prosthetic dentistry, 2010. **103**(4): p. 202-209.
 118. Öngül, D., et al., *A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants*. Australian dental journal, 2012. **57**(2): p. 184-189.
 119. Mojon, P., et al., *Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins*. The Journal of prosthetic dentistry, 1990. **64**(6): p. 684-688.
 120. Gibbs, S.B., et al., *Comparison of polymerization shrinkage of pattern resins*. The Journal of prosthetic dentistry, 2014. **112**(2): p. 293-298.
 121. Franco, A.P.G., et al. *Evaluation of shrinkage polymerization and temperature of different acrylic resins used to splinting transfer copings in indirect impression technique*. in *24th International Conference on Optical Fibre Sensors*. 2015. SPIE.
 122. Deogade, S.C., *An alternative procedure of splinting multiunit implant copings to minimize the resin shrinkage*. Journal of Dental Implants, 2015. **5**(2): p. 124.
 123. Dumbrigue, H.B., D.C. Gurun, and N.S. Javid, *Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings*. The Journal of prosthetic dentistry, 2000. **84**(1): p. 108-110.
 124. Chang, W.-G., et al., *Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones*. International Journal of Prosthodontics, 2012. **25**(1).
 125. Akalin, Z.F., Y.K. Ozkan, and A. Ekerim, *Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2013. **28**(1).
 126. Vojdani, M., K. Torabi, and E. Ansarifard, *Accuracy of different impression materials in parallel and nonparallel implants*. Dental research journal, 2015. **12**(4): p. 315.
 127. Schmidt, A., et al., *Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study*. J Prosthodont Res, 2018. **62**(2): p. 245-251.
 128. Baig, M.R., *Multi-unit implant impression accuracy: A review of the literature*. Quintessence Int, 2014. **45**(1): p. 39-51.

129. Carrotte, P., A. Johnson, and R. Winstanley, *The influence of the impression tray on the accuracy of impressions for crown and bridge work--an investigation and review*. British dental journal, 1998. **185**(11): p. 580-585.
130. Ceyhan, J.A., G.H. Johnson, and X. Lepe, *The effect of tray selection, viscosity of impression material, and sequence of pour on the accuracy of dies made from dual-arch impressions*. The Journal of prosthetic dentistry, 2003. **90**(2): p. 143-149.
131. Millstein, P., A. Maya, and C. Segura, *Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts*. Journal of oral rehabilitation, 1998. **25**(8): p. 645-648.
132. Gökçen-Rohlig, B., et al., *Comparative evaluation of the effects of implant position, impression material, and tray type on implant impression accuracy*. Implant dentistry, 2014. **23**(3): p. 283-288.
133. Anusavice, K.J., C. Shen, and H.R. Rawls, *Phillips' science of dental materials*. 2012: Elsevier Health Sciences.
134. Simeone, P., et al., *Dimensional Accuracy of Pickup Implant Impression: An In Vitro Comparison of Novel Modular Versus Standard Custom Trays*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011. **26**(3).
135. Siadat, H., et al., *Comparative evaluation of the effect of impression materials and trays on the accuracy of angulated implants impressions*. Journal of Clinical and Experimental Dentistry, 2018. **10**(11): p. e1096.
136. Burns, J., et al., *Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays*. J Prosthet Dent, 2003. **89**(3): p. 250-5.
137. Akalin, Z.F., Y.K. Ozkan, and A. Ekerim, *Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2013. **28**(1): p. 149-57.
138. Kim, K.R., K.Y. Seo, and S. Kim, *Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression*. J Prosthet Dent, 2019. **122**(6): p. 543-549.
139. Liu, D.Y., et al., *Accuracy of Different Implant Impression Techniques: Evaluation of New Tray Design Concept*. J Prosthodont, 2019. **28**(2): p. e682-e687.
140. Baig, M.R., M.M. Buzayan, and N. Yunus, *Accuracy of a new elastomeric impression material for complete-arch dental implant impressions*. J Investig Clin Dent, 2018. **9**(2): p. e12320.
141. Osman, M., et al., *The impact of impression coping geometrical design on accuracy of implant impressions: an experimental study*. International Journal of Implant Dentistry, 2020. **6**(1): p. 1-10.
142. Amin, S., et al., *Digital vs. conventional full-arch implant impressions: A comparative study*. Clinical oral implants research, 2017. **28**(11): p. 1360-1367.
143. Ma, B., et al., *Accuracy of photogrammetry, intraoral scanning, and conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation: an in vitro comparative study*. BMC Oral Health, 2021. **21**(1): p. 1-9.
144. Cerqueira, N.M., et al., *A Strain Gauge Analysis of Microstrain Induced by Various Splinting Methods and Acrylic Resin Types for Implant Impressions*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2012. **27**(2).
145. Watanabe, F., et al., *Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2000. **15**(2).

146. Mangano, F.G., et al., *Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study*. PLoS One, 2016. **11**(9): p. e0163107.
147. Müller, P., et al., *Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner*. Quintessence international, 2016. **47**(4).
148. Mizumoto, R.M., et al., *Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses*. The Journal of prosthetic dentistry, 2020. **123**(1): p. 96-104.
149. Mennito, A.S., et al., *Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2018. **30**(2): p. 113-118.
150. Gherlone, E., et al., *Conventional Versus Digital Impressions for "All-on-Four" Restorations*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2016. **31**(2).
151. Mühlemann, S., et al., *Is the use of digital technologies for the fabrication of implant-supported reconstructions more efficient and/or more effective than conventional techniques: A systematic review*. Clinical Oral Implants Research, 2018. **29**: p. 184-195.
152. Patzelt, S.B., et al., *The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study*. The Journal of the American Dental Association, 2014. **145**(6): p. 542-551.
153. Pesce, P., et al., *Trueness of Intraoral Scanners in Implant-Supported Rehabilitations: An In Vitro Analysis on the Effect of Operators' Experience and Implant Number*. Journal of clinical medicine, 2021. **10**(24): p. 5917.
154. Canullo, L., et al., *Trueness of intraoral scanners considering operator experience and three different implant scenarios: a preliminary report*. Int. J. Prosthodont, 2021. **34**(2): p. 250-253.
155. Giménez, B., et al., *Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2015. **30**(1): p. 56-64.
156. Flügge, T., et al., *The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis*. Clinical oral implants research, 2018. **29**: p. 374-392.
157. Balamurugan, T. and P. Manimaran, *Evaluation of accuracy of direct transfer snapon impression coping closed tray impression technique and direct transfer open tray impression technique: An in vitro study*. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 2013. **13**(3): p. 226-232.
158. Kurtulmus-Yilmaz, S., et al., *Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants*. Journal of dentistry, 2014. **42**(12): p. 1551-1559.
159. Rutkunas, V., et al., *In vitro and in vivo accuracy of full-arch digital implant impressions*. Clin Oral Implants Res, 2021. **32**(12): p. 1444-1454.
160. Flügge, T.V., et al., *Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners*. The International Journal of Prosthodontics, 2016. **29**(3): p. 277-283.
161. Güth, J.-F., et al., *Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing*. Clinical oral investigations, 2013. **17**(4): p. 1201-1208.
162. Imburgia, M., et al., *Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study*. BMC oral health, 2017. **17**(1): p. 1-13.

163. Ender, A. and A. Mehl, *Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision*. JoVE (Journal of Visualized Experiments), 2014(86): p. e51374.
164. Farhan, F.A., A.J. Sahib, and A.A. Fatalla, *Comparison of the accuracy of intraoral digital impression system and conventional impression techniques for multiple implants in the full-arch edentulous mandible*. J Clin Exp Dent, 2021. **13**(5): p. e487-e492.
165. Huang, R., et al., *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, 2020. **31**(7): p. 625-633.
166. Ahlholm, P., et al., *Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review*. J Prosthodont, 2018. **27**(1): p. 35-41.
167. Izadi, A., et al., *Comparative Study of Dimensional Accuracy in Three Dental Implant Impression Techniques: Open Tray, Closed Tray with Impression Coping, and Snap Cap*. J Contemp Dent Pract, 2018. **19**(8): p. 974-981.
168. Arieli, A., et al., *The Accuracy of Open-Tray vs. Snap on Impression Techniques in A 6-Implant Model: An In Vitro 3D Study*. Materials (Basel), 2022. **15**(6).
169. Ozcelik, T.B., I. Ozcan, and O. Ozan, *Digital evaluation of the dimensional accuracy of four different implant impression techniques*. Niger J Clin Pract, 2018. **21**(10): p. 1247-1253.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

TAM DIŞSİZ OLGULARIN İMPLANT İLE REHABİLİTASYONUNDA FARKLI ÖLÇÜ TEKNİKLERİNİN HASSASİYETLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 8	% 8	% 3	% 4
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 5
2	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	tez.sdu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
4	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	<% 1
5	Submitted to Marmara University Öğrenci Ödevi	<% 1
6	ÜNALAN, Demet, ŞENOL, Vesile, ÖZTÜRK, Ahmet and ERKORKMAZ, Ünal. "Meslek yüksekokullarının sağlık ve sosyal programlarında öğrenim gören öğrencilerin sağlıklı yaşam biçimi davranışları ve öz-bakım gücü düzeyleri arasındaki ilişkinin incelenmesi", İnönü Üniversitesi, 2007. Yayın	<% 1

