T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

İMPLANT AÇISININ VE ÖLÇÜ PARÇALARININ SPLİNTLENMESİNİN AÇIK KAŞIK ÖLÇÜ TEKNİĞİNİN NETLİĞİNE OLAN ETKİSİNİN İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ

FATİH AYÇİÇEK

DANIŞMAN
PROF. DR. FATMA ÜNALAN

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

İSTANBUL-2020

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Doktora Programında Doktora öğrencisi Fatih AYÇİÇEK tarafından Prof. Dr. Fatma ÜNALAN 'ın danışmanlığında hazırlanan "İmplant açısının ve ölçü parçalarının splintlenmesinin açık kaşık ölçü tekniğinin netliğine olan etkisinin in vitro değerlendirilmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 14/12/2020 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı
Prof. Dr. Tayfun BİLGİN
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri-Danışman
Prof. Dr. Fatma ÜNALAN
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri
Prof. Dr. Gülbahar IŞIK ÖZKOL
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri
Prof. Dr. A. Altuğ ÇİLİNGİR
Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri
Prof. Dr. Hanefi KURT
Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

BEYAN

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

Fatih AYÇİÇEK

İTHAF

Canım aileme ve canım arkadaşım rahmetli Ece Barça Dayan'a ithaf ediyorum…

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca tecrübelerini, yardımlarını, engin bilgilerini esirgemeyen, akademik hayatımın şekillenmesinde bana yol gösteren ve tezimin hazırlanması sürecinde deneyimini, bilgisini sabırla benimle paylaşan benim için danışman olmaktan çok öte yeri olan kendimi bir evladı gibi hissettiğim çok kıymetli ve değerli hocam Sayın Prof. Dr. Fatma ÜNALAN'a

Doktora eğitimim sırasında her zaman bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan başta değerli hocalarım Prof. Dr. Necat TUNCER, Prof. Dr. Gülsen BAYRAKTAR, Prof. Dr. Tayfun BİLGİN, Prof. Dr. Gül IŞIK ÖZKOL, Prof. Dr. Olcay ŞAKAR, Prof. Dr. Tonguç SÜLÜN, Prof. Dr. Onur GEÇKİLİ, Prof. Dr. Canan BURAL başta olmak üzere İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm değerli öğretim üyelerine,

Artık İstanbul Üniversitesi bünyesinde olmasalar da kıymetli bilgilerini ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen Prof. Dr. Altuğ ÇİLİNGİR, Prof. Dr. Hanefi KURT ve Prof. Dr. Hakan BİLHAN'a,

Lisans eğitimime başladığımdan beri her konuda yanımda olan ve desteğini esirgemeyen, eğitim hayatım boyunca başardığım pek çok şeyde emeği olan çok kıymetli ve değerli hocam Prof. Dr. Sabire İŞLER'e,

Doktora eğitimim sürecinde beni her zaman destekleyen, tezimin hazırlanmasında beni yönlendiren, teşvik eden ve destekleyen canım abim Doç. Dr. Burç GENÇEL'e,

Tezim boyunca bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen ve bana her zaman abilik eden Doç. Dr. Çağatay DAYAN ve manevi desteğini bana her zaman hissettiren ve hala yanımda olduğunu hissettiğim erken bir şekilde aramızdan ayrılan ve her zaman özlemle andığım çok sevdiğim canım arkadaşım rahmetli Ece BARÇA DAYAN'a,

Doktoraya girdiğim ilk günden beri kliniğe dair pek çok şeyi öğrendiğim yol göstericim çok değerli abim Dr. Ercan YILMAZ'a

Tez konumun oluşmasında emeği çok olan ve bana her konuda yardımcı olan Dr. Çağlar BİLMENOĞLU'na

Sadece doktorada değil lisans eğitimimde de hep beraber olduğum her zaman yanımda olan ve beni destekleyen can dostlarım Dr. Ayfer ATAMER, Dr. Esra BİLGİ, Dr. Münip ÇOLAKOĞLU ve Dr. Tuğba NALE'ye,

Doktora eğitimim boyunca fakülteyi bana keyifli kılan ve her konuda yanımda olan Dr. Gizem Nur ÖZTÜRK, Dr. Aysun KEŞOĞLU, Dr. Waleed Khaled Ahmed ALİ, Dr. Mert ÖZCAN, Dr. Aliye Ceren İDEMEN, Uzm. Dt. Selin Ümmü UÇAR başta olmak üzere uzun süren bu doktora sürecinde yollarımın kesiştiği tüm doktora arkadaşlarıma ve her zaman yardımıma koşup bana ablalık eden Nermin AKYÜZ'e,

Tezimle ilgili her konuda bilgilerini ve desteklerini esirgemeyen Dr. Adnan KÖSE, Dr. Gülsüm CEYLAN, Dr. Alper SAĞLANMAK ve Dr. Şeyma ALPKILIÇ'a,

Tezimi hazırlarken manevi olarak bana destek olan Dr. Elif Defne ALTINTAŞ, Dr. Said Sönmez, Dr. Can Berk ÖZER ve Dr. Sezin ÖZER'e

Lisans eğitimime başladığımdan beri bana her konuda destek olan, çok sevdiğim abilerim Dr. Okan KARAPINAR ve Dr. Yağmur YALÇIN'a,

Tezimin deneylerini hazırlarken her aşamada benim kadar emeği olan Cdt. Şevval AYIŞIN'a

Doktora hayatım boyunca desteğini esirgemeyen abilerim Cihan BOZPINAR, Mustafa BACACI'ya

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında bana laboratuvarını açan ve tarayıcılarını kullandıran abilerim Mustafa YAKICI, Levent BÜLBÜL'e,

Ana modellerimi hazırlamada yardımlarını esirgemeyen Can TANSEVER ve İsrafil BALTA başta olmak üzere tüm ELEKSAN ailesine,

Deneyler için gerekli malzemelerin tedariğinde desteğini esirgemeyen Soner PEKTAŞ ve Mehmet KARA'ya,

Beni ben yapan sevgisinin hakkını asla ödeyemeyeceğim canım ANNEM'e, doktoram konusunda her zaman benden daha çok heyecan taşıyan bugünlerimin mimarı canım BABAM'a, benim için canımdan bir parça olan canım KARDEŞİM'e ve yaşadığım tüm güzellik ve zorluklarda yanımda olan büyük AYÇİÇEK aileme,

Sonsuz SEVGİ ve TEŞEKKÜRLERİMİ sunuyorum..

Çalışmada kullanılan analog, açık kaşık ölçü parçası ve tarama parçalarının bir kısmı Osstem firması (Osstem İmplant Dış Tic. Ve A.Ş. , İstanbul) , ışıkla sertleşen akrilik reçinesi Dokuz Kimya firması (Dokuz Kimya, Aydın) ve ölçü materyali Sevenler Diş Deposu firması (Sevenler Diş Deposu, İstanbul) tarafından tedarik edilmiştir.

İÇİNDEKİLER

DOKTORA TEZİ ONAYI ..... İİ
BEYAN ..... İİİ
İTHAF ..... İV
TEŞEKKÜR V
İÇİNDEKİLER ..... Vİİİ
TABLOLAR LİSTESİ ..... Xİ
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... Xİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ XV
ÖZET ..... XVİ
ABSTRACT ..... XVİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Dental İmplantoloji/ Dental İmplantlar 3
2.2. Tam Dişsizlik Durumunda Tedavi Seçenekleri 3
2.3. İmplant Destekli Protezlerde Pasif Uyum 5
2.3.1. Pasif Uyumu Etkileyen Faktörler 6
2.3.2. Pasif Uyumun Olmadığı Durumlarda Oluşabilecek Komplikasyonlar 6
2.3.2.1. Biyolojik Komplikasyonlar 6
2.3.2.2. Mekanik Komplikasyonlar 7
2.4. İmplant Destekli Protezlerde Ölçü Netliğini Etkileyen Faktörler 7
2.4.1. İmplant Destekli Protezlerde Ölçü Yöntemleri 8
2.4.1.1. Konvansiyonel Ölçü Yöntemi 8
2.4.1.2. Dijital Ölçü Yöntemi 11
2.4.2. Abutment veya İmplant Seviyesinde Ölçü 13
2.4.3. Ölçü Kaşığı Tipi 14
2.4.4. İmplant Üstü Ölçülerde Kullanılan Ölçü Materyalleri 15
2.4.4.1. Polisülfit Esaslı Materyaller 16
2.4.4.2. Silikon Esaslı Materyaller 16
2.4.4.3. Polieter Esaslı Materyaller: 18
2.4.4.4. Polivinilsiloksaneter: 18

2.4.5. Ölçü Parçalarının Splintlenmesi....18
2.4.5.1. Ölçü Parçalarını Splintlemede Kullanılan Materyaller....20
2.4.6. Ölçü Parçalarının Modifikasyonu....24
2.4.7. Dental İmplantların Açısı....25
2.4.8. Farklı İmplant Bağlantı Tipleri....27
2.4.9. Farklı Subgingival Derinlikteki İmplantlar....29
2.4.10. Üretim Hassasiyeti....29
2.4.11. Ölçünün Dökülme Yöntemi....29
2.5. Ölçü Hassasiyetinin Değerlendirilmesi....30
3. GEREÇ VE YÖNTEM....32
3.1. Grupların Oluşturulması....32
3.2. Deney Örneklerinin Hazırlanması....33
3.2.1. Ana Modellerin Elde Edilmesi....33
3.2.1.1. Tam Dişsiz Üst Çene Modelinin Elde Edilmesi....34
3.2.1.2. Elde Edilen Üst Çene Modellerine Analogların Yerleştirilmesi....35
3.2.2. Özel Ölçü Kaşıklarının Hazırlanması....40
3.2.3. Ölçü Öncesi Hazırlıklar....42
3.2.4. Ölçülerin Alınması....44
3.2.4.1. Ölçü Parçaları Splintlenmeyen Grupların (S) Ölçülerinin Alınması....44
3.2.4.2. Ölçü Parçaları Otopolimerizan Akrilik Rezinle Splintlenen Grupların (P) Ölçülerinin Alınması....45
3.2.4.3. Ölçü Parçalarının Işıkla Sertleşen Akrilik Rezinle Splintlendiği Grupların (L) Ölçülerinin Alınması....47
3.2.5. Alınan Ölçülerin Dökülmesi ve Modellerin Elde Edilmesi....50
3.3. Elde Edilen Modellerin Tarayıcı ile Taranması ve STL Datalarının Oluşturulması....55
3.4. Modellerin STL Datalarının Ana Modellerin Dataları ile Karşılaştırılması....57
3.5. Modellerin Yüzey Çakıştırma Görüntüleri....61
4. BULGULAR....71
4.1. Çakıştırma Sonrası Elde Edilen 3 Boyutlu Sapma Miktarı Bulguları....71
5. TARTIŞMA....84
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması....86
5.1.1. Ana Modelin Hazırlanması....86

5.1.2. Kullanılacak İmplant Bağlantı Tipinin Belirlenmesi 87
5.1.3. Yerleştirilecek Analogların Açılarının Belirlenmesi 88
5.1.4. Ölçü Kaşıklarının Hazırlanması 91
5.1.5. Ölçü Maddesinin Belirlenmesi 93
5.1.6. Ölçü Parçalarının Splintlenme Materyalinin ve Splintleme Tekniğinin Belirlenmesi 96
5.1.7. Ana Modelin Elde Edilmesi 102
5.1.8. Çakıştırma Yöntemi 103
5.2. Bulguların Tartışılması 106
5.2.1. Splintlemenin ve Splint Materyalinin Ölçü Netliğine Olan Etkisinin Değerlendirilmesi 106
5.2.2. İmplant Açısının Ölçü Netliğine Olan Etkisinin Değerlendirilmesi 109
5.2.3. Ölçü Parçalarını Splintlemenin ve İmplant Açısının Beraber Ölçü Hassasiyetine Etkisinin Değerlendirilmesi 112
5.2.4. Üç Boyutlu Sapma Miktarlarının Değerlendirilmesi 115
5.2.5. Yüzey Çakıştırma Görüntülerinin Değerlendirilmesi 116
5.3. Sonuçlar 118
KAYNAKLAR 121
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI 146
ÖZGEÇMİŞ 147

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 4-1 : Modellerde ayrı ayrı ölçü tekniklerinin sapma miktarları açısından değerlendirilmesi 71
Tablo 4-2 : Ölçü tekniklerinde ayrı ayrı modellerin sapma miktarları açısından değerlendirilmesi 74
Tablo 4-3 : B modelinde ölçü tekniklerinde ayrı ayrı 23-24-26 nolu implantların değerlendirilmesi 76
Tablo 4-4 : B modelinde ölçü tekniklerinde ayrı ayrı 13-14-16 nolu implantların değerlendirilmesi 77
Tablo 4-5 : C modelinde ölçü tekniklerinde ayrı ayrı 23-24-26 nolu implantların değerlendirilmesi 77
Tablo 4-6 : C modelinde ölçü tekniklerinde ayrı ayrı 13-14-16 nolu implantların değerlendirilmesi 78
Tablo 4-7 : 13 ve 23 nolu implantların sapma miktarı açısından değerlendirilmesi 79
Tablo 4-8 : 14 ve 24 nolu implantların sapma miktarı açısından değerlendirilmesi 80
Tablo 4-9 : 16 ve 26 nolu implantların sapma miktarı açısından değerlendirilmesi 82

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3-1 : Üst dişsiz çene modeli için matris elde edilmesi 33
Şekil 3-2: Ana modeli oluşturacak alçıyı belirlemek için yapılan ön çalışmada hazırlanan gruplar (mavi:Moldano, pembe:pigment eklenmiş beyaz alçı, beyaz: beyaz alçı, kahverengi:Optiflow) 34
Şekil 3-3: Analogların yerlerini belirleyen rehberin hazırlanması 35
Şekil 3-4 : Spinner VC750 ile açılı analogların yerleştirilmesi için gerekli platformun hazırlanması 36
Şekil 3-5 : Flast-Nanomark Fiber Lazer Markalama Sistemi ile platform üzerine rehber çizgilerin oluşturulması ve platformun tamamlanması 36
Şekil 3-6 : CNC cihazında kalibrasyon işlemi ve düz analoglar için modelde boşlukların açılması 37
Şekil 3-7 : CNC cihazında açı ölçer ve platform yardımıyla açılı analoglar için boşlukların hazırlanması 38
Şekil 3-8 : Analoglar için boşlukların hazırlandığı A, B ve C ana modelleri 38
Şekil 3-9 : Ana modellerin suya doyurulduktan sonra analogların alçı ile modele yerleştirilmesi 39
Şekil 3-10 : Hazırlığı tamamlanmış sırasıyla A, B ve C ana modeleri 39
Şekil 3-11: Şeffaf plak ile ölçü materyaline yaklaşık 4 mm'lik yer sağlanması 40
Şekil 3-12 : Işıkla sertleşen baz plak ile ölçü kaşığının hazırlanması, matrisinin elde edilmesi ve dublikasyonu 41
Şekil 3-13: Dublike edilen kaşıkların hazırlanması 41
Şekil 3-14 : Kaşıkların önden hazırlanan altlığa, arkadan modelin distaline oturmasının kontrolü 42
Şekil 3-15 : Kaşığın modelden rahat ayrılabilmesi için ölçü öncesi modele lak sürülmesi 42
Şekil 3-16 : Özel ölçü kaşığına adeziv sürülmesi 43
Şekil 3-17 : Ölçü işlemi için kullanılan ölçü cihazı 43
Şekil 3-18 : Splintlenecek gruplar için splintin standardize edilmesi 44
Şekil 3-19 : Ölçü parçalarının splintlenmediği grupların (S) ölçü işlemi 45
Şekil 3-20 : Ölçü parçalarının splintlenmediği gruplarda (S) analogların yerleştirilmesi ve ölçü işleminin tamamlanması 45

Şekil 3-21: Ölçü parçalarının otopolimerizan akrilik rezin ile splintlenmesi 46
Şekil 3-22 : Otopolimerize akrilik rezinle hazırlanan splintin kesilip tekrar birleştirilmesi 46
Şekil 3-23 : Ölçü parçalarının otopolimerizan akrilik rezinle splintlendiği grupların (P) ölçü işlemi 47
Şekil 3-24 : Ölçü parçalarının otopolimerizan akrilik rezinle splintlendiği gruplarda (P) analogların yerleştirilmesi ve ölçü işleminin tamamlanması 47
Şekil 3-25 : Ölçü parçalarının ışıkla sertleşen akrilik rezin ile splintlenmesi 48
Şekil 3-26 : Işıkla sertleşen akrilik rezinle hazırlanan splintin kesilip tekrar birleştirilmesi 48
Şekil 3-27: Ölçü parçalarının ışıkla sertleşen akrilik rezinle splintlendiği grupların (L) ölçü işlemi 49
Şekil 3-28 : Ölçü parçalarının ışıkla sertleşen akrilik rezinle splintlendiği gruplarda (L) analogların yerleştirilmesi ve ölçü işleminin tamamlanması 49
Şekil 3-29 : Tüm gruplarda ölçü materyali sertleşmeden açık kaşık ölçü parçalarının vidalarının açılması, sertleştikten sonra vidaların gevşetilmesi ve kaşığın ön kısmındna tutarak ölçünün modelden ayrılması 49
Şekil 3-30 : Döküm öncesi alçının hazırlanması 50
Şekil 3-31: Alçının vakum cihazı ile karıştırılması ve vibratör yardımıyla dökülme işlemi 50
Şekil 3-32 : İlk dökülen alçı sonrasında ikinci alçıyla base hazırlanması 51
Şekil 3-33 : Sertleşen alçı ölçü kaşığından ayrılarak trimlenmesi 51
Şekil 3-34 : AS Grubu modelleri 52
Şekil 3-35 : AP Grubu modeller 52
Şekil 3-36 : AL Grubu modelleri 52
Şekil 3-37 : BS Grubu modeller 53
Şekil 3-38 : BP Grubu modelleri 53
Şekil 3-39 : BL Grubu modelleri 53
Şekil 3-40 : CS Grubu modeller 54
Şekil 3-41: CP Grubu modelleri 54
Şekil 3-42 : CL Grubu modelleri 54
Şekil 3-43 : Optik tarayıcı (Imetric Iscan D104ao) 55

Şekil 3-44 : Analogların boyunlarının tarama işleme sırasında parlamaması için tarayıcı tarafından rahat okunabilir mat boya ile boyanması 55
Şekil 3-45 : Optik tarayıcının kalibrasyon tablası 56
Şekil 3-46 : Tarama parçaları kullanılarak optik tarama işleminin gerçekleştirilmesi ... 56
Şekil 3-47 : STL dataların yazılıma aktarımı 57
Şekil 3-48 : CAD ve Mesh datanın hizalanması 57
Şekil 3-49 : Alan seçimi için Z ekseninde halka oluşturulması 58
Şekil 3-50 : Karşılaştırma için kullanılacak alanların standardize edilmesi 59
Şekil 3-51: Seçili alanlar referans alınarak CAD-Mesh dataların hizalanması 59
Şekil 3-52 : Taranabilir ölçü parçaların tek tek standardize alan ile seçilmesi 60
Şekil 3-53 : Her bir taranabilir ölçü parçası için 3 boyutlu sapma miktarının belirlenmesi 61
Şekil 3-54 : AS Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü 62
Şekil 3-55 : AP Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü 63
Şekil 3-56 : AL Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü 64
Şekil 3-57 : BS Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü 65
Şekil 3-58 : BP Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü 66
Şekil 3-59 : BL Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü 67
Şekil 3-60 : CS Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü 68
Şekil 3-61 : CP Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü 69
Şekil 3-62 : CL Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü 70
Şekil 4-1: A modelinde implantların ayrı ayrı farklı gruplardaki sapma miktarı 72
Şekil 4-2: B modelinde implantların ayrı ayrı farklı gruplardaki sapma miktarı 73
Şekil 4-3: C modelinde implantların ayrı ayrı farklı gruplardaki sapma miktarı 73
Şekil 4-4 : Ölçü parçalarının splintlenmediği gruplarda A,B ve C modellerindeki implantların ayrı ayrı sapma miktarları 75
Şekil 4-5 : Ölçü parçalarının otopolimerize akrilikle splintlendiği gruplarda A,B ve C modellerindeki implantların ayrı ayrı sapma miktarları 75
Şekil 4-6 : Ölçü parçalarının ışıkla sertleşen akrilikle splintlendiği gruplarda A,B ve C modellerindeki implantların ayrı ayrı sapma miktarları 76

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

° : Derece simgesi

mm : milimetre

µm : mikrometre

CAD/CAM : Computer-aided Design/Computer-aided Manifacturing (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim)

ISO : Uluslararası Standart Organizasyonu

ADA : Amerikan Diş Hekimleri Birliği

C : Celsius

nm : Nanometre

UV : Ultraviyole

Bis-GMA : Bisfenol A-glisidil metakrilat

Al_2O_3 : Alüminyum oksit

N : Newton

STL : Standard Tessellation Language (Standart Mozaikleme Dili)

PEEK : Polieter Eter Keton

CNC : Computer Numerical Control (Sayısal Kontrollü Bilgisayar)

VPS : Vinil Polisiloksan

% : Yüzde işareti

ÖZET

Ayçiçek F. (2020). İmplant açısının ve ölçü parçalarının splintlenmesinin açık kaşık ölçü tekniğinin netliğine olan etkisinin in vitro değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul.

Bu çalışmanın amacı açık kaşık ölçü tekniği kullanılarak oluşturulacak ana modelin hassasiyetinde implant açısı ve ölçü parçalarının splintlemenin etkisinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda 3 adet dişsiz üst çene modeline (A, B ve C modelleri) farklı açılara sahip 6'şar analog yerleştirilmiştir. Her 3 modelde de analoglar molar, premolar ve kanin bölgelerine sağ ve sol arka olarak konumlandırılmıştır. Birinci ana modelde tüm analoglar yer düzlemine dik şekilde yerleştirilmiştir. İkinci grupta molar bölgesindeki analoglar düz, premolar bölgesindeki analoglar mesiale doğru 15º açılı, kanin bölgesindeki analoglar mesiale doğru 30º açılı ; üçüncü grupta ise yine molar bölgesindeki analoglar düz, premolar bölgesindeki analoglar bukkale doğru 10º açılı, kanin bölgesindeki analoglar bukkale doğru 20º açılı yerleştirilmiştir. Bu üç ana model için 3 alt grup hazırlanmıştır. Birinci grupta ölçü parçaları işlem sırasında splintlenmemiş (S), ikinci grupta ölçü parçaları otopolimerize akrilik ile splintlenmiş (P), üçüncü grupta ise ölçü parçaları ışıkla sertleşen akrilik ile splintlenmiştir (L). Otopolimerize akrilik ile splintlenen gruplarda splint materyali işlem tamamlandıktan 17 dakika sonra kesilip tekrar birleştirilmiştir. 9 grup için n=10 olmak üzere toplam 90 model elde edilmiştir. Ana modeller ve elde edilen modeller tarayıcı parçalar yardımıyla optik tarayıcı ile taranarak STL dataları elde edilmiş, bu datalar 3 boyutlu olarak deviasyon miktarını belirlemek amacıyla karşılaştırılmıştır.

Sadece 14 nolu implantta görülen sapma miktarı ortalamaları açısından ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.048$; $p<0.05$). S tekniğindeki sapma ortalaması, P ve L tekniklerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_1:0.029$; $p_2:0.037$; $p<0.05$). Bu farklılığın klinik açıdan önemli olmadığını düşünmekteyiz. Diğer ikili karşılaştırmalar yapıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşmadığı görülmüştür ($p>0.05$).

Anahtar Kelimeler : Ölçü hassasiyeti, İmplant açısı, Splintleme, Açık kaşık ölçü tekniği, Splint materyali

ABSTRACT

Ayçiçek F. (2020). In vitro evaluation of effect of implant angulation and splinting impression copings on accuracy of open tray impression technique. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis, İstanbul.

The purpose of the current study was to evaluate the effect of implant angulation and splinting impression copings on accuracy of open tray impression technique.

Three maxillary definitive casts were fabricated with 6 lab analogs which have different degrees of angulations. Analogs were placed in the molar, premolar and canine regions each side. For first definitive cast, all lab analogs were placed parallel to each other and perpendicular to occlusal plane. For second definitive cast lab analogs were placed on molar region with 0º degree to the perpendicular axis on the occlusal plane , on premolar region position mesially with 15º, on canine region position mesially with 30º to the perpendicular axis on the occlusal plane. For third definitive cast lab analogs were placed on molar region with 0º degree , on premolar region position buccally with 10º, on canine region position buccally with 20º to the perpendicular axis on the occlusal plane. Three definitive casts were divided into the 3 subgroups. For first group nonsplinted impression copings, for second group splinted with auto-polymerized acrylic resin impression copings, for third group splinted with light-polymerized acrylic resin were used. For groups with auto-polymerized acrylic resin, splint material was sectioned after 17 minutes and reconnected before impression. Total 90 casts were obtained. (n=10). Definitive casts and stone casts were scanned by using scan bodies with optical scanner. STL datas were obtained with scanner. 3D deviations of scan bodies between definitive casts and stone cast were calculated and compared

Data were statistically evaluated with Shapiro-Wilks test, analysis of variance (One-way ANOVA), Tukey HDS test. Significance was evaluated in $p<0.05$ level. Expect comparing 14 no analog between S,P and L techniques for B and C models, no significant difference was found. For 14 no analog in B and C model, S technique is significantly higher than P and L techniques. (B cast - (p_1:0.032; p_2:0.027; $p<0.05$), C cast - (p_1:0.029; p_2:0.037; $p<0.05$). We think that this difference is not clinically significant.

Keywords : accuracy of impression, implant angulation, splinted, open tray technique, splint material

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde bölümlü ve tam dişsiz çeneler implant destekli protezlerle sıklıkla rehabilite edilmektedir. İmplant destekli protezlerin klinik başarısı literatürde birçok çalışma ile desteklenmiştir (1-6).

İmplant destekli protezlerin pasif uyumu uzun dönem klinik başarı için önemli bir kriterdir. İmplant ve protez arasındaki pasif uyumun sağlanamadığı durumlarda; vida gevşemesi,vida kırılması ,uyumsuzluğa bağlı restorasyon-alt yapı ve restorasyon-dişeti arasında plak birikiminin artması hatta implant kaybı gibi komplikasyonlara sebep olabilir (7-10). Literatürü incelediğimizde implant ve protez arasındaki uyumsuzluğun derecesinin mekanik ve biyolojik komplikasyonlar üzerindeki etkisi kesin olarak açıklanamamıştır (6,11-13).

Mutlak pasif uyumu sağlamak neredeyse imkansız olsa da, uyumsuzluğu minimalize etmek implant destekli protetik tedavinin temel hedefi olmalıdır (10). Pasif uyumun sağlanabilmesi için en önemli ana unsurlar ölçü hassasiyeti ve ana modelin doğru oluşturulmasıdır (11,14,15).

Ölçü hassasiyetini etkileyen faktörler; ölçü tekniği, abutment veya implant seviyesinde ölçü alınması, kullanılan ölçü materyali, ölçü parçalarının splintlenmesi veya splintlenmemesi, splintleme materyali, implantların sayısı ve açısı, implantların bağlantı tipi, üretim hassasiyeti ve implantların subgingival derinliğidir (4,6,16,17). İmplant destekli protezlerin ölçü aşamasında kullanılan geleneksel yöntemler açık ve kapalı kaşık ölçü teknikleridir (6). Yapılan bir çok klinik çalışmada açık kaşık ölçü tekniği ile elde edilen ölçülerin kapalı kaşık tekniğine göre daha hassas olduğu belirtilmiştir (18-22).

Açık kaşık ölçü tekniğinde ölçü alma işlemi öncesi ölçü parçaları değişik materyaller ile splintlenebilir. Araştırmacıların çoğu ölçü parçalarının splintlenmesinin daha hassas bir ölçü elde edilmesini sağlayacağını belirtirken, bazı araştırmacılar splintlemenin gerekli olmadığını savunmuşlardır (23-27). Anatomik kısıtlamalardan dolayı implantların her zaman paralel yerleştirilmesi mümkün olamamaktadır. Bu sebeple açılı yerleştirilen implantlar da ölçü hassasiyetini etkileyen önemli faktörlerdendir. İmplantların açılı yerleştirilmesi ölçü hassasiyetini olumsuz etkileyebilmektedir (28,29). Bu faktörler göz önünde bulundurularak ölçünün alınması ana modelin doğru oluşturulup uyumsuzluğun minimalize edilmesini sağlayacaktır.

Bu çalışmanın amacı açık kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilecek ana modelin hassasiyetinde implant açısı ve splintlemenin etkisinin değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantoloji/ Dental İmplantlar

Tüm dişlerin kaybedilmesi sonucu oluşan tam dişsizlik durumunu rehabilite etmek amacıyla bir çok tedavi yöntemi geliştirilmiştir. Bu tedavi seçeneklerinden birisi de implant desteği ile fonksiyon ve estetiği sağlayan protetik tedavilerdir (30).

Protez terimleri sözlüğünde dental implantlar; hareketli veya sabit protezlere tutuculuk ve destek sağlamak için mukoza ve/veya periost tabakasının altına, çene kemiğinin üzerine veya içerisine uygulanarak hareketli ve sabit protezlere retansiyon sağlamakta kullanılan alloplastik materyaller olarak tanımlanmaktadır (31).

Çene kemiği içerisine yerleştirilen implantlar; çene kemiği ve implant arasında yapısal ve fonksiyonel bağlantının meydana gelmesi ile osseointegrasyonu sağlayabilmektedirler (32). Kısa bir zaman içerisinde hızla gelişim gösteren dental implantoloji sayesinde günümüzde implant tedavileri evrensel olarak güvenilirliği kabul edilen tedavi seçenekleri arasına girmiştir (33). Tam veya bölümlü dişsizlik vakalarında fonksiyonel rehabilitasyonun yetersiz kaldığı durumlarda, dental implantlar konvansiyonel protezlere alternatif sağlamakta ve protetik tedavinin önemli bir parçasını oluşturmaktadır (34).

2.2. Tam Dişsizlik Durumunda Tedavi Seçenekleri

Maksiller ve mandibular tam dişsizlik olguları; konvansiyonel hareketli tam protezler, implant destekli hareketli protezler, implant destekli sabit protezler ile tedavi edilebilmektedir (4).

Konvansiyonel hareketli tam protezler; dişlerin tamamı ve ilgili yapıları kapsayan, mukoza ve kemik gibi geniş dokularca desteklenen akrilik veya porselen dişlerin kullanıldığı takılıp çıkartılabilen protezlerdir (35). Tam protezlerin alveol kretinde zaman içerisinde meydana gelen rezorpsiyon sebebiyle oluşan retansiyon ve

stabilite problemleri ile birlikte, çiğneme performansının diğer protetik tedavi seçeneklerine göre daha düşük olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca tam protezlerin hacimlerinin geniş olması, hastalarda adaptasyon zorluğu ve bulantı gibi sorunlara neden olabilmektedir (36,37).

İmplant destekli hareketli protezler; yumuşak doku ile desteklenen, implant ve doku ile desteklenen, implant ile desteklenen protezler olmak üzere 3 sınıfa ayrılırlar (33).

Yumuşak doku ile desteklenen implant destekli hareketli protezlerle; 2 adet implant interforaminal bölgeye uygulanıp çeşitli tutucular kullanılarak alt tam protezin retansiyonunu arttırması amaçlanmıştır (38).

İmplant ve doku ile desteklenen hareketli protezlerde; 2 veya 4 implant uygulanarak, implantlar bar tutucular ile splintlenmiş ve protezin stabilitesinin arttırılması amaçlanmıştır (39). Özellikle kısa implantların splintlenmesini sağladığından aşırı rezorbe olan alt kretlerin varlığında da kullanımı endikedir (40).

İmplant ile desteklenen hareketli protezlerde; 4 veya 6 implant uygulanarak, implantlarlar rijit tutucular aracılığı ile birbirlerine splintlenmiştir. Bu tip hareketli protezler kas bağlantılarının kret tepesine yakın olduğu durumlarda, bulantı refleksi olan hastalarda, kretler bıçak sırtı şeklinde olduğunda ve mental sinirin alveol kret tepesine yakın olduğu vakalarda tercih edilmektedir (41).

İmplant destekli sabit protezler; dişsiz çene kemiklerine 4,6 veya 8 implantın uygulanması sonrası yapılan protezlerdir. İmplant destekli sabit protezler; yeterli kemik miktarı olan durumlarda yapılabilmektedir. Bu tip protetik tedavilerde protez hareketi ortadan kalktığı için doğal dişlere yakın bir konfor elde edilmekte ve hareketli protezlerde ortaya çıkan doku desteği gereksinimi ve doku irritasyonu problemleri ortadan kalkmaktadır (42). İmplant destekli sabit protezlerde alveolar kretler arası mesafenin arttığı vakalarda, protezlerin kuron/kök oranlarında meydana gelen artış ile estetik ve biyomekanik problemler ortaya çıkabilmektedir (43). Bu protezlerde, oklüzal düzlem ile alveol kemiği arasındaki mesafenin en az 8 mm olması gerekmektedir. Sabit restorasyon için ideal mesafenin; anterior maksiller bölgede 10-12 mm, posterior bölgede ise 9-10 mm olması gerektiği ifade edilmektedir (44).

İmplant destekli sabit protezlere dahil olan günümüzde kullanımının yaygınlaştığı bir protez çeşidi de implant destekli hibrit protezlerdir. İmplant destekli hibrit protezler; alt yapının birçok farklı metal alaşımlardan hazırlanabildiği ve üzerine akrilik kaide materyali ile yapay dişlerin yerleştirilmesi ile oluşturulan vidalar ile tutuculuğun sağlandığı restorasyonlardır. İmplant destekli hibrit protezler hastalara sabit protez konforu sağlarken, hekimlere ise kontrol ve tamir gereksinimlerinde vidaların sökülmesi ile yerinden rahat bir şekilde çıkartabilme olanağı sunmaktadır (45). Hibrit protez yapımının endike olduğu durumlar; alveol kreti ve oklüzal düzlem arası mesafenin 15 mm'den fazla olduğu vakalar, yüksek gülme hattı veya alt dudak hattının düşük olduğu vakalar, aşırı kret rezorbsiyonunun olduğu vakalardır (46,47). Metal alt yapı ve implant arasındaki pasif uyum varlığı da hibrit protezlerde önemli bir faktördür (48). Pasif uyum olmadığı durumlarda; vida gevşemesi, implant etrafında kemik kaybı, dayanak yada implant kırığı gibi komplikasyonların meydana gelebileceği bildirilmektedir (46).

2.3. İmplant Destekli Protezlerde Pasif Uyum

İmplant destekli protezlerin oklüzal kuvvet altında olmadığı durumlarda sıkışma, gerilme ve bükme kuvveti olmaksızın adaptasyon içinde olmasına pasif uyum denir (49). Jemt (50); uzun süreli kullanım sonucunda herhangi bir soruna neden olmayacak uyumu pasif uyum olarak tanımlamış ve pasif uyumun olmadığı durumlarda implantta, etrafındaki kemik dokuda ve protezde streslerin artacağını bildirmiştir. Bununla birlikte klinik ve laboratuvar işlemleri sırasında ortaya çıkan problemler ve materyallerin özellikleri sebebiyle pasif uyumun genellikle sağlanamadığı belirtilmektedir (50,51).

Araştırmacılara göre, implant ve protez arasındaki kabul edilebilir uyumsuzluk miktarı değişiklik göstermektedir. Uyumsuzluk miktarının, Branemark (52) tarafından 1983 yılında 10μm civarında olması gerektiğini belirtilirken; Klineberg ve Murray tarafından 1985 yılında (53) 30 μm ve altı değerlerde olması , Jemt (54) tarafından ise 1991 yılında 150 μm'dan küçük olması gerektiği ifade edilmiştir.

2.3.1. Pasif Uyumu Etkileyen Faktörler

1. İmplant sayı ve lokalizasyonu

2. Kullanılan ölçü yöntemi

3. Restorasyon türü (simante sistem veya vidalı sistem)

4. Dayanak türü (düz dayanak veya açılı dayanak)

5. Tercih edilen alt yapının materyali (metal alaşım, titanyum veya zirkonyum)

6. Laboratuvar işlemleri

7. Protez dizaynı (tek parçalı veya çok parçalı) (55-62).

2.3.2. Pasif Uyumun Olmadığı Durumlarda Oluşabilecek Komplikasyonlar

Uyumsuz alt yapılar, implant destekli protezlerde mekanik ve/veya biyolojik komplikasyonlara neden olabilir (10,49,55).

2.3.2.1. Biyolojik Komplikasyonlar

• Doku reaksiyonları

• Ağrı

• Hassasiyet

• Marjinal kemik kaybı

• İntegrasyon kaybı (10,49,55)

2.3.2.2. Mekanik Komplikasyonlar

• Protez veya dayanaktaki vidanın gevşemesi

• Vida kırıkları

• Protetik materyal kırıkları

• Protez alt yapı kırıkları (10,49,55)

2.4. İmplant Destekli Protezlerde Ölçü Netliğini Etkileyen Faktörler

Pasif uyumlu bir protetik restorasyon hazırlayabilmek için, diş veya implantların mevcut konumlarının modellere doğru bir biçimde aktarılmasında ölçü işlemi büyük önem taşımaktadır. Doğru teknik ve doğru materyal seçimi yapılmalıdır. Ölçü işlemi sırasında meydana gelen problemlerin yaratacağı uyumsuzluk, dayanaklar ve çevre dokular üzerinde stresler oluşmasına neden olmaktadır (63).

Ölçü işlemi sırasında ölçü materyali ve alçıda oluşacak boyutsal stabilite değişikliklerinin yanı sıra ölçü parçalarında oluşabilecek rotasyon da pasif uyumu etkileyecektir. Bu sebeple Branemark ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, doğru bir ölçü alınabilmesi için ölçü postlarınının splintlenmesi gerektiği bildirilmiştir (64). Literatürde pek çok yazar; farklı ölçü materyalleri, ölçü parçası ve bu ölçü parçalarının splintlenerek kullanıldığı farklı ölçü yöntemlerinden bahsetmişlerdir (12,26,65). Çalışmaların bazılarında splintlenen ve splintlenmeyen ölçü parçaları ile alınan ölçüler arasında farklılık gözlenmediği belirtilmiş ve buna splintlemede kullanılan materyalin polimerizasyon büzülmesinin neden olabileceği ifade edilmiştir (13,22,66).

Ölçü netliğini belirleyen 2 faktör bulunmaktadır:

• Ölçünün, orijinal alan geometrisinden olan sapma miktarı olarak ifade edilen doğruluktur.

• Tekrarlanan ölçülerde oluşan sapma miktarı olarak ifade edilen hassasiyettir (ISO 5725-1). Bu ölçümü yapılan alanın geometrisinden bağımsızdır (67).

Ölçü hassasiyetini etkileyen faktörlere bakacak olursak ;

- Ölçü yöntemi
- İmplant veya abutment seviyesinde ölçü
- Ölçü kaşığı tipi
- Ölçü materyali
- Ölçü parçalarının splintlenmesi
- Ölçü parçalarının modifikasyonu
- Dental implantların sayısı ve açılanması
- Dental implantların internal veya eksternal bağlantı şekilleri
- Dental implantların subgingival derinliği
- Üretim hassasiyeti
- Modeli oluştururken kullanılan alçı olarak sıralanabilir (4,6).

2.4.1. İmplant Destekli Protezlerde Ölçü Yöntemleri

Günümüzde implant destekli protezlerde; konvansiyonel ve dijital olmak üzere 2 ana ölçü yöntemi bulunmaktadır.

2.4.1.1. Konvansiyonel Ölçü Yöntemi

- Açık kaşık ölçü yöntemi
- Kapalı kaşık ölçü yöntemi
- Snap-fit ölçü Yöntemi (düzelt noktalama)

2.4.1.1.1. Açık Kaşık Ölçü Yöntemi:

Açık kaşık ölçü yönteminde öncelikle ölçü parçalarına denk gelen kısımların açık olduğu özel bir kaşık hazırlanmaktadır. Kaşığın hazırlanmasının ardından ölçü parçaları implantların üzerine yerleştirilerek vidalanmaktadır. Kaşığa yerleştirilen ölçü materyalinin polimerizasyon işlemini tamamlaması ile ölçü parçalarının vidaları gevşetilerek özel ölçü kaşığının ağızdan çıkartılması sağlanmaktadır (22,66,68).

Avantajları:

1. Ölçünün ağızdan çıkartılması esnasında ölçü parçalarının ölçü ile beraber çıkartılabilmesi sayesinde, ölçü materyalinde meydana gelebilecek deformasyonun azaltılması sağlanmaktadır.

2. Ölçü materyali, özel ölçü kaşığı tarafından her alanda eşit desteklendiğinden deformasyon azalmaktadır.

3. Ölçü parçalarının ölçü içerisinde kalması sayesinde, analogların ölçüye yerleştirilmesi esnasında meydana gelebilecek pozisyonel hataların azaltılması sağlanmaktadır (22,66,69).

Dezavantajları:

1. Ölçünün polimerizasyonu sonrası, ölçü parçalarının vidaları gevşetilirken rotasyonel bir hareketin meydana gelebilecek olmasıdır. Bu nedenle ölçü parçalarında mikrohareketlilik ve/veya ölçü materyalinde deformasyon oluşabileceği belirtilmektedir (27,70).

2. Özel ölçü kaşığında ölçü parçaları için hazırlanan deliklerin çaplarının büyük olması, ölçü alma işlemi esnasındaki basıncı azaltarak ölçü materyalinin implant ve doku etrafındaki yayılmasını negatif olarak etkilemektedir (18,22,68,71).

2.4.1.1.2. Kapalı Kaşık Ölçü Yöntemi

Kapalı kaşık ölçü yöntemi, implant destekli protez ölçüsünde kullanılan bir diğer yöntemdir. Bu yöntemde, ölçü parçaları implantlara vidalandıktan sonra içerisinde ölçü materyali olan standart kaşık ağız içerisine yerleştirilir. Bu yöntemde ölçü parçaları ve ölçü materyali birlikte ağız içerisinden uzaklaştırılmaz. Ağız içerisinde kalan ölçü parçalarının vidaları gevşetilerek implantlardan ayrılması sağlanır ve sonrasında ağız dışında analoglara vidalanır. Analog ve ölçü parçalarının birleştirilmiş halleri, ölçü parçalarının ölçüde bıraktığı negatif boşluklara yerleştirilir (6,70). Bu yerleştirme işlemi sırasında, ölçü parçalarının doğruluğundan emin olunmalıdır (6,72). Direkt yöntemde , sıklıkla konik şekilli ölçü parçaları kullanılmaktadır (12,73).

Avantajları:

1. Direkt yönteme gore daha kolay ve hızlı bir yöntemdir.

2. Ölçü parçaları ve analoğun elde vidalanması nedeniyle güvenililirliği yüksektir.

3. Standart kaşık kullanılması nedeniyle, ölçü parçalarının etrafında bulunan ölçü materyali kalın olacağından deformasyona karşı direnç göstermektedir (71,74).

Dezavantajları:

1. Ölçü parçalarının analoga vidalanması sonrasında, ölçü parçalarının ölçüye doğru pozisyonda yerleştirilmesi zordur (6).

2. Analog ve ölçü parçası, ölçü içerisinde daha derine veya daha yüzeye yerleştirilebilir. Bu durumda hatalı bir çalışma modeli oluşturulmasına neden olabilir (75 ,76).

3. İmplantların paralel yerleştirilemediği olgularda; ölçü parçalarının yerleştirilmesi esnasında ölçüde deformasyon gözlenebilmektedir (70).

Endikasyonları:

1. Kısıtlı ağız açıklığı bulunan olgularda,

2. Bulantı refleksi olan kişilerde,

3. İmplantın posterior bölgede yer aldığı ve implanta ulaşmanın zor olduğu durumlarda kapalı kaşık ölçü yöntemi kullanılmaktadır (68,73).

2.4.1.1.3. Snap-Fit Ölçü Yöntemi:

Günümüzde açık ve kapalı kaşık yöntemlerinden farklı olarak snap-fit ölçü parçaları kullanılarak da implant üstü ölçü alınabilmektedir. Snap-fit ölçü yönteminde; kapalı kaşık kullanılmakta ve ölçü parçaları da ölçü içerisinde kalmaktadır. Bu nedenle

hem açık, hem de kapalı kaşık yöntemlerinden bazı kısımları içerdiği bildirilmektedir. Bu teknik ile ölçü hassasiyeti arttırılmaya çalışılmaktadır (6).

Snap-fit ölçü yönteminin aşamaları:

1. Ağıza vidalanan ölçü parçaları üzerine plastik parçalar yerleştirilir.

2. Ölçü, kapalı kaşık yöntemi ile alınır.

3. Ağızdan çıkartılan ölçünün içerisinde plastik parça kalır.

4. Analog ve ölçü parçası dışarıda birleştirildikten sonra ölçü içerisindeki plastik parça içerisine yerleştirilir (77).

Avantajları:

1. Hem açık, hem de kapalı ölçü yöntemlerinin avantajlı kısımlarını içermektedir.

2. Ölçü alma işlemi kolaydır (6).

Dezavantajları:

1. Ölçü parçasındaki deformasyon nedeniyle ölçüde hatalar gözlenebilir (6,12,76).

2. Ölçünün ağızdan çıkartılması sırasında, plastik ölçü parçalarında 3 boyutlu stabilizasyonun sağlanmasında güçlükler olabilir (12,71,76,78).

2.4.1.2. Dijital Ölçü Yöntemi

CAD/CAM sistemleri 30 sene öncesinde tek üye restorasyon imalatı için geliştirilmiştir. Günümüzde bu sistemler ile tüm ağız implant destekli protez yapılabilmektedir. CAD/CAM cihazlarında bu gelişmeler yüksek hassasiyette ağız içi tarayıcıların imalatı ile sağlanmıştır (79). Ağız içi tarayıcılar ölçü işlemini basite indirgeyerek klinikte harcanan zamanın kısalmasına yardımcı olmuş ve laboratuvar-hekim-hasta iletişimini kolaylaştırmıştır (80,81).

Ağız içi tarayıcıların ve CAD/CAM cihazlarının gelişmesiyle dijital iş akışı sürecine geçilmiştir. Dijital iş akışı implant işlemlerinde 3 basamakta gerçekleşmektedir:

1. *İmplantasyon:* Dijital ölçü görüntüleri ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerinin çakıştırılması ile tedavi planlamasının yapılması ve 3D yazıcılar ile cerrahi rehber plak imalatı.

2. *İmplant ölçüsü:* Osseointegre olmuş implantların ağız içi tarayıcılar ile dijital ölçülerinin alınması.

3. *Protez üretimi:* İmplant destekli protezlerin CAD/CAM cihazları ile üretilmesi (82).

Tedavi planlamasına göre implantların yerleştirilmesi ve implantların osseointegre olmasından sonra protetik işlemlerin dijital yöntemlerle yapılması birçok avantajı beraberinde getirmektedir. CAD/CAM sistemlerinde implant destekli protezlerin alt yapıları katı blok malzemelerden üretilmekte ve böylece mekanik özellikleri daha iyi ve daha homojen yapıda alt yapılar elde edilebilmektedir. Alt yapı üretiminde titanyumun CAD/CAM sistemleri ile birlikte kullanılması bazı avantajları da beraberinde getirmiştir. CAD/CAM sistemi ile elde edilen alt yapılar konvansiyonel yöntemlerle elde edilen alt yapılar ile karşılaştırıldığında; maliyetin daha düşük olduğu, daha az galvanik korozyon görülme olasılığı olduğu ve daha yüksek biyolojik uyum özelliklerine sahip olduğu görülmektedir (83).

Konvansiyonel yöntemlerde ölçü malzemesindeki kontraksiyon, splint malzemesi, kaşık seçimi, alçı genleşmesi gibi bir çok basamak dijital ölçü yöntemlerinde elimine edildiğinden dolayı daha yüksek hassasiyete sahip implant destekli protez üretilebilmektedir (84). Dijital ölçü ile; ölçü malzemesi, kaşık, alçı masrafları, ölçüye bağlı çapraz enfeksiyon, artikülasyon, alçı model depolanması gibi birçok dezavantaj elimine edilir. Dijital ölçü ile boyutsal değişim faktörleri ortadan kaldırılır ve iş akışı daha kolay hale getirilir (85,86,87). Dijital ölçü ile aynı zamanda ölçüde oluşabilecek hatalar teknisyene göndermeden önce belirlenebilir, ölçü tekrarı hızlıca yapılarak laboratuvara ölçü verileri elektronik ortamda iletilebilir (87).

İmplantların ağız içi konumları scan abutment/scan body (taranabilir ölçü parçaları) kullanılarak dijital ölçü ile CAD/CAM sistemlerine aktarılmaktadır (88). Taranabilir ölçü parçaları düzlem, çentik gibi çeşitli şekillere sahiptirler ve bu özellikleri ile implantın derinliği, açısı, heks konumu hakkında bilgi edinilmesini sağlarlar. Taranabilir ölçü parçalarının metal, plastik, PEEK malzemelerinden üretilmiş çeşitleri bulunmaktadır. PEEK ve plastik malzemeden yapılmış çeşitleri daha yaygın olarak kullanılmaktadır (89). Taranabilir ölçü parçaları ağız içi tarayıcıları ile taranmalarını takiben, implant firmasına ait dijital kütüphanede implant konumları belirlenir. Tasarım oluşturulduktan sonra protetik aşama CAM sistemi ile gerçekleştirilmektedir (90,91).

Günümüzde ağız içi tarayıcılardaki gelişmelere rağmen, kemik seviyesi ve implant etrafındaki yumuşak doku tam olarak kaydedilememektedir. Ayrıca dijital ölçü yönteminde ağız içi tarayıcılar ile elde edilen görüntülerin birleştirilip ölçünün bütünlüğünün sağlanması amacıyla referans olarak kullanılacak sert doku noktalarına ihtiyaç vardır. Tüm ağız implant uygulamalarında ölçüsü alınacak yüzey hareketli mukoza ile örtülü olması nedeniyle bu tarz olgularda dijital yöntemlerin kısıtlamaları olduğu bildirilmiştir (92).

2.4.2. Abutment veya İmplant Seviyesinde Ölçü

İmplant üstü ölçü yöntemlerinin bir başka sınıflandırılması da abutment ve implant seviyesinde ölçülerdir. Abutment seviyesinde ölçü yönteminde abutment implant üstüne vidalanır ve kesik bir diş üzerinden alınan ölçü gibi ölçü alınır. Bu yöntemle ölçü aşaması daha basit hale getirilmiştir. Fakat laboratuvar aşamasında teknik hassasiyeti azalttığı için çok tavsiye edilmemektedir. İmplant seviyesinde ölçüde ise ölçü parçaları implanta vidalanarak ölçü alınır ve sonrasında laboratuarda ideal abutment hazırlığı yapılır (93).

Kwon ve arkadaşları ile Walker ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda implant seviyesinde alınan ölçülerin daha hassas sonuç verdiğini bildirmektedirler (94,95).

Alikhasi ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada iki implanta sahip bir ana modelde implant ve abutment seviyelerinde ölçüler alınarak karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda implant seviyesinde ölçünün daha hassas olduğu bildirilniştir (96). Alikhasi ve arkadaşları önceki çalışmalarına benzer fakat 4 implant kullandıkları ve bu implantların 2 tanesini 45º açılı planladıkları başka bir çalışmada da abutment seviyesinde ölçünün açılı implantlarda daha hassas olduğunu bildirmişlerdir (97).

2.4.3. Ölçü Kaşığı Tipi

İmplant üstü ölçülerde genellikle farklı büyüklüklere sahip hazır ölçü kaşıkları veya kişiye özel hazırlanmış bireysel ölçü kaşıkları kullanılmaktadır. Özel ölçü kaşıkları ölçü alınırken çeneyle gösterdiği uyum ve ölçü materyaline her yerde eşit kalınlık sağlaması nedeniyle hazır kaşıklara göre daha hassas ölçü alınmasını sağlamaktadır (98). Özel ölçü kaşıkları ısıyla polimerize, otopolimerizan veya ışıkla polimerize olan akrilik ile üretilebilirler (99).

Literatürde bir çok yazar hazır kaşıklara göre özel ölçü kaşıkları ile daha hassas sonuç elde ettiklerini belirtmişlerdir (100,101). Bununla beraber hazır kaşıklarla da yeterli hassasiyette sonuç elde edildiğini belirten çalışmalar da vardır. Bu çalışmalarda hazır kaşığın ekstra ölçü alınmasını gerektirmemesi ve zaman kazandırması gibi avantajlarından bahsedilmiştir (98,102). Hazır kaşıkların; metal, plastik ve delinebilir formları bulunmaktadır. Hazır kaşıkların değerlendirildiği çalışmalarda rijit olan metal kaşıkların plastik kaşıklara göre daha üstün olduğu belirtilmiştir (98,103,104,105). Delinebilir hazır kaşıkların klinik kullanımının kolaylığından dolayı tek üyeli implant üstü ölçülerde tolere edilebilir olduğu için tercih edilebileceğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (106,107).

Polieter veya polivinilsiloksan, ölçü materyali olarak kullanıldığı zaman özel ölçü kaşığı kullanımının kritik olmadığı belirtilmiştir. Bu durum iki ölçü materyalinin de tatmin edici rijitliğe ve yüksek boyutsal stabiliteye sahip olmalarıyla açıklanmıştır (108).

2.4.4. İmplant Üstü Ölçülerde Kullanılan Ölçü Materyalleri

Ağız içinin doğru bir biçimde ana modele aktarılabilmesi için hassas bir ölçü alma işlemi indirekt restorasyonların hazırlanmasında en önemli aşamalardandır. Özellikle de implant sayısının fazla olduğu ve implantların paralel konumda yerleştirilemediği durumlarda, ölçü alma işlemi için seçilen materyal daha da önem kazanmaktadır (109).

İmplant ölçü materyallerinin sahip olması gereken özellikler:

• Ölçünün ağızdan çıkartılması esnasında yeterli deformasyon ve yırtılma direnci sağlaması,

• Boyutsal stabilitesinin yüksek olması,

• Manipulasyonun kolay olması,

• Vizkozitesinin kontrolü,

• Islatabilirliğinin iyi olması,

• Klinik hassasiyet göstermesidir (6,110,111).

Günümüzde ölçü maddeleri, elastik ve elastik olmayan olmak üzere 2 ana başlıkta yer almaktadır. Elastik ölçü maddeleri kendi içerisinde; hidrokolloidler (agar agar, aljinat) ve elastomerler (polisülfit, kondansasyon silikonu, A tipi silikon ve polieter) olarak 2 alt gruba ayrılırken; elastik olmayan ölçü maddeleri ise ölçü alçısı, çikooksit öjenol ve impression compound (stenç) olarak sınıflanmaktadır (112).

ADA-19 numaralı spesifikasyona göre sentetik lastik diye isimlendirilen bu maddeler:

1. Polisülfit esaslı materyaller
2. Silikon esaslı materyaller
    - Kondansasyon silikonu

- Polivinil siloksanlar

3. Polieter esaslı materyaller (113).

Dental implantların ölçülerinde; polieter, kondansasyon silikonu, polivinilsiloksan, polisülfit ve vinilsiloksaneter ölçü materyallerinin kullanımı önerilmektedir (114).

2.4.4.1. Polisülfit Esaslı Materyaller

Polisülfitler çoğunlukla baz ve katalizör pastası olmak üzere çift pastadan oluşmaktadır. Baz pastasının içerisinde; polisülfit polimerleri, titanyumdioksit, bakır karbonat, çinko sülfat ve silika yer almaktadır. Katalizör pastasında ise; kurşun dioksit, fitalat, magnezyum stearat ve sülfür bulunmaktadır. Zincir reaksiyonunun başlaması ile materyal elastisitesini kazanır. Bu olay sülfit gruplarının oksidasyonu sonrası zincirlerin uzaması ve çapraz bağlantıların oluşması ile gerçekleşir (111,113,115-117). Çapraz zincir reaksiyonu sonrası sertleşen polisülfit esaslı materyallerde su yan ürün olarak açığa çıkmaktadır. Kötü boyutsal stabiliteye ve tada sahiptir. Polisülfit ölçü materyallerinin sertleşme süreleri, kondansasyon silikonlarında uzundur. (116,118). Polisülfit ölçü materyalinin rijiditesi polivinilsiloksan ve polieter ölçü materyallerinden az olduğu için, ölçünün ağızdan çıkartılması daha kolaydır; fakat yeterli miktarda elastik geri dönüşüm meydana gelmemektedir (117).

2.4.4.2. Silikon Esaslı Materyaller

Silikon esaslı ölçü materyalleri, kimyasal reaksiyonlarındaki farklılığa göre kondensasyon silikonu ve polivinilsiloksan olmak üzere 2 ye ayrılmaktadır. Kullanım alanları benzer olan bu 2 tip silikon genellikle sabit restorasyonların yapımında kullanılmaktadır (119).

Kondansasyon Silikonu:

Kondansasyon silikonlarında sertleşme reaksiyonları, pat-pat yada pat ve sıvı katalizörün karıştırılması ile gerçekleşmektedir. Ayrıca farklı viskozitelerde bulunmaktadırlar (120). Kondansasyon silikonlarının bazının içerisinde; hidroksil terminal gruplar ve silika doldurucular yer almaktadır. Katalizörün içerisinde ise; çapraz

bağlantı oluşturan ajan olarak tetraetilsilikat ve reaksiyon katalizörü olarakta dibütil veya stanöz oktoat bulunmaktadır (120). Baz ve katalizörün karıştırılması sonrasında çapraz bağlantı gerçekleşir ve etil alkol yan ürün olarak ortaya çıkar. Polimerizasyon sonrasında ortaya etil alkolün çıkmasıyla materyalin boyutsal stabilitesinde farklılıklar meydana gelmektedir. Yüksek nem ve ortam ısısı materyalin sertleşme süresini azaltmaktadır (118-120). Hidrofobik özellikte olan kondansasyon silikonları ile ölçü alınırken; ölçü alınacak yüzey mutlaka kurutulmalıdır (119,120). Sertleşme süreleri polisülfit esaslı materyallerden kısadır ve elastik geri dönüşüm için ölçü tek hamle ile ağızdan çıkartılmalıdır (121). Kondansasyon silikonu boyutsal değişiklik gösterdiğinden, ölçünün en fazla 1 saat içerisinde dökülmesi gerekmektedir (116,118).

Polivinilsiloksan:

Polivinilsiloksan ölçü materyallerinin diğer adı ilave tipi silikonlardır ve polimerizasyonları ilave reaksiyon ile gerçekleşmektedir. Modifiye edilen kondansasyon silikonları ile polivinilsiloksan ölçü materyalleri ortaya çıkmış ve yan ürünün açığa çıkması elimine edilmiştir. Bu sayede boyutsal olarak stabil bir materyal elde edilmiştir (122). 2 pat olarak bulunan polivinilsiloksanların bazının içerisinde vinil siloksan ve hidrojen siloksan bulunurken; katalizör içerisinde platin (kloroplatinik asit) ve doldurucular yer almaktadır. Doldurucu miktarında yapılan değişiklik ile materyalin viskozitesinde değişiklik meydana gelmektedir (113,116). Hidrofobik özellikte olan polivinilsiloksan ölçü materyallerindeki temas açısını ve sorunları azaltmak için içerisine sürfaktanlar eklenmektedir (111). Ayrıca lateks eldivenlerde bulunan sülfür polivinilsiloksanların polimerizasyonunu inhibe ettiği bildirilmektedir (118,120). Polivinilsiloksan ölçü materyalleri, polimerizasyon sonrası oldukça rijit olduğundan andırkatlı alanlarlardan çıkartılırken zorlanma meydana gelebilir (123). Polivinilsiloksan ölçü materyalinin içerisine polimerizasyon sırasında açığa çıkan hidrojen gazını bağlaması için paladyum eklenmektedir. Bu sayede hemen dökülen ölçüden elde edilen model yüzeyindeki küçük deliklerin oluşması engellenebilir (118,120). Ölçü alındıktan sonra model elde edilmesi için 1 hafta kadar bekletilebilmekte ve birden fazla model elde edilebilmektedir (116,117,124).

2.4.4.3. Polieter Esaslı Materyaller:

Polieter ölçü materyali 2 pat halinde bulunmaktadır. Baz patının içerisinde, uzun zincire sahip polieter kopolimerleri ve doldurucular yer alırken; katalizör patının içerisinde ise çapraz bağlantıyı sağlayan ajan olan sülfonik asit esterleri, fitalat bulunmaktadır. Polieter materyalinin sertleşme reaksiyonu, diğer elastomerik ölçü materyallerine göre daha ekzotermiktir ve yaklaşık 4º C ısı artışı meydana gelmektedir (111,115,125). Polieter ölçü materyalinin polimerizasyonu ilave tip reaksiyon ile gerçekleştiğinden dolayı herhangi bir yan ürün oluşmamakta ve materyal boyutsal olarak stabil kalmaktadır (116,119). Hidrofilik yapıda olan polieter ölçü materyali, tükürük ve kanı bir miktar tolere edebilmektedir. Bu nedenle tam olarak kurutulamayan alanların ölçüsünün de net bir şekilde elde edilmesini sağlamaktadır (119,126). Bu materyal, elastomerik ölçü materyalleri arasında en rijit olan olduğundan dolayı sabit protezler varlığında veya periodontal problemler nedeni ile gingival embrasürlerin açıldığı durumlarda undercutların kapatılması gerekmektedir. Bu nedenlerle implant ölçülerinin alımı aşamasında kullanılması tavsiye edilmektedir (117,127). Polieter ölçüler, hidrofilik olduklarından dolayı boyutsal stabilitelerini koruyabilmek için kuru ortamda saklanmalıdır. İdeal koşullarda 1-2 hafta kadar saklanabilmektedir (117,119).

2.4.4.4. Polivinilsiloksaneter:

Polivinsiloksaneter ölçü materyallerinin; mekanik özellikleri, ıslatabilirliliği, ve akıcılığının ve hassasiyetinin iyi olduğu bildirilmektedir. Sürfaktan ilave edilmeden hidrofilik özelliğinin mevcut olduğu ve polieterlere gore kullanımının daha kolay olduğu belirtilmektedir. Polivinilsiloksaneterlerin yüksek akıcılığa sahip olmaları nedeniyle ölçüde oluşabilecek kabarcık miktarı en aza indirgenmektedir (114,128,129). Kimyasal içeriğinde; divinilpolieter ile polisiloksan bulunmaktadır (129).

Polivinilsiloksaneterlerin protez ölçülerinde kullanım açısından çok iyi olabileceği belirtilmiştir (114).

2.4.5. Ölçü Parçalarının Splintlenmesi

Açık kaşık ölçü tekniğinde en çok karşılaşılan problemlerden biri ölçünün ağız içerisinden çıkartılırken ya da analoga sabitlenirken hareket etmesidir (6,110,130).

Branemark ve arkadaşları; diş ipi ile bağladıkları ölçü parçalarını otopolimerizan akrilik rezin ile sabitleyerek ölçü parçasının hareketini engelleyemeyi amaçlamışlardır (64). Splintleme işleminin mekanizması; rijit olan bir materyal ile ölçü parçalarının birbirlerinden bağımsız şekilde olan hareketini engellemektedir (110).

Splintleme işleminde; splintleme materyalinin distorsiyonu ile ölçü parçası ve splintleme materyali arasındaki bağlantıdaki kopma en sık gözlenen problemlerdendir (22,71). Bundan dolayı; splintleme işleminde kullanılan materyalin seçimi önem taşımaktadır. Splintleme işleminde kullanılan materyalde görülen polimerizasyon büzülmesi nedeniyle ölçü parçalarında rotasyon ve alınan ölçüde distorsiyon gözlemlenebilmektedir (130).

Literatürde, splintleme işlemi uygulanan veya uygulanmayan ölçü yöntemleri arasında anlamlı bir farklılık olmadığı bildirilen çalışmalar da mevcuttur. Bu durum, splintleme materyali olarak kullanılan rezinin polimerizasyon işlemi sırasındaki büzülmesi ile ilişkilendirilmiştir (22,66,13). Bununla birlikte splintleme işleminde fazla miktarda rezin kullanımının, büzülme miktarında da artışa neden olacağı bildirilmektedir (20).

Kim ve arkadaşlarının (131) 2006 yılında yaptıkları çalışmada splintleme işlemi uygulanmayan yöntem ile daha doğru implant ölçüsü alımı, splintleme işlemi uygulanan yöntem ile daha doğru çalışma modeli elde edildiği belirtilmiştir.

Assif ve arkadaşları (132) ise; splintleme işlemi uygulanan yöntem ile daha doğru ölçü elde edildiğini bildirmişlerdir.

Splintleme işlemine karar aşamasında; implantların sayısı ve implant açıları önemlidir. 2009 yılında Lee ve arkadaşlarının (133) yayınladıkları çalışmada; implantların açısına bakılmaksızın 3 implanta kadar splintleme işlemi uygulanan ve uygulanmayan yöntemler arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken, implant sayısının 3'ten fazla olduğu durumlarda splintleme işlemi uygulanan yöntemin öneminin arttığı belirtilmiştir. Filho ve arkadaşlarının (134) 2009 yılında yayınladıkları çalışmada da; implantların paralel konumlandığı durumlarda splintleme işleminin sonuçlarda anlamlı değişikliğe neden olmadığı, implantların konumlarının paralelden sapmalar göstermesi

ile splintleme işlemi uygulanarak alınan ölçülerin doğruluğunda artış olduğu bildirilmektedir.

2.4.5.1. Ölçü Parçalarını Splintlemede Kullanılan Materyaller

1. Otopolimerizan akrilik rezin
2. Işıkla sertleşen akrilik rezin
3. Işıkla sertleşen kompozit
4. Metal bar
5. Kapanış silikonu
6. Polieter
7. Ölçü alçısı

Otopolimerizan Akrilik Rezin:

Ölçü parçalarının splintlenmesi işleminde en yaygın kullanılan materyallerden biri akrilik rezinlerdir. Bunlar otopolimerizan ve dual cure akrilik rezinler şeklinde kullanılabilmektedir (25,132). Polimer bazlı materyallerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesi parçaların doğru oturmasına engel olabilirken (135); otopolimerizan akrilik rezinlerin kullanımının kolay olması, sertleşme süresinin kısa ve dayanımının yüksek olması gibi önemli özellikleri bulunmaktadır (136,137). Otopolimerizan akrilik rezinlerde, polimerizasyon süreci toz ve likitin karıştırılması ile başlamaktadır (138). Bu materyalin ölçü parçalarını bağlamak amacıyla, intraoral olarak kullanımı hasta açısından konforsuz ve zaman alıcı olabilmektedir (139).

Ivanhoe ve arkadaşlarının (139) yayınladıkları çalışmada; büzülmeyi azaltmak için akrilik blokların kullanımını tavsiye etmektedir. Vigolo ve arkadaşlarının (25) 2003 yılında yayınladıkları çalışmada ise ölçü işleminden 1 gün once hazırlanan akrilik blokların, ölçü işlemi sırasında ölçü parçaları ile bağlanmasıyla büzülmenin minimum düzeyde olacağı bildirilmektedir.

Otopolimerizan akrilik, dual-cure akrilik ve ölçü alçısının splintleme materyali olarak kullanıldığı bir çalışmada; dual cure akrilik materyal kullanıldığında polimerizasyonun tamamlanmamış olması nedeniyle, ölçü doğruluğunun diğer 2 materyale göre daha kötü olduğu bildirilmiştir (132).

Işıkla Sertleşen Akrilik Rezin:

Işık ile sertleşen akrilik rezinler, jel ve macun kıvamında oldukları için hassas çalışma imkanı sağlamaktadırlar. Materyal akmaz, uygun kıvamı sayesinde uygulanmak istenilen yerde kalmaktadır. İdeal çalışma zamanı sağlamaktadır. 400-500 nm dalga boyunda UV ışık ile sertleşirler. Döküm işlemleri sırasında artık bırakmadan yanarlar (140).

Splintleme materyali olarak ışıkla sertleşen akrilik rezin kullanımının, otopolimerizan akrilik rezin veya ölçü alçısı kullanılarak alınan ölçülerden anlamlı olarak daha az doğru olduğu bildirilmektedir. Bunun, ışıkla sertleşen akrilik rezinin eksik polimerize olması veya rezindeki polimerizasyon büzülmesi nedeniyle ölçü parçası ve akrilik arasında gerilimler oluşması nedeniyle olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca ışık kaynağının yoğunluğuna ve yönüne göre de ışıkla sertleşen akrilik rezinin ölçü parçalarına adaptasyonunda da sorunlar meydana gelebileceği bildirilmektedir (132).

Işıkla Sertleşen Kompozit:

Kompozit rezinler; organik matrikse inorganik dolduruculların ilave edilmesi ve bunların birbirine bağlanmasını sağlayan bağlayıcılardan oluşmaktadır (141-143). Kimyasal olarak polimerize olanlardan farklı olarak ışık ile polimerize olan kompozitlerde başlatıcı olarak benzoil peroksit ve polimerizasyonu başlatmak için de UV ışık gerekmektedir.

Restoratif kompozit rezinler yüksek dayanıma ve düşük polimerizasyon büzülmesine sahiptirler (144,145). Düşük polimerizasyon büzülmesine sahip kompozit rezinler, ölçü parçalarının splintlenmesinde kullanılabilmektedirler (146).

Selvaraj ve arkadaşlarının 2016 yılında yayınladıkları in-vitro çalışmada (147); farklı splint materyalleri ile alınan açık ölçülerin elde edilen dökümün doğruluğuna olan etkisi değerlendilmektedir. Bu çalışmada, otopolimerizan akrilik ile Bis-GMA içeren materyaller splint materyali olarak kullanılmaktadır. Bis-GMA içeren materyalin polimerizasyon büzülmesi daha azdır. Bu nedenle ölçü parçaları arasında materyalin bölümlere ayrılmasına ihtiyaç duyulmadığı bildirilmektedir. Her 2 materyalden elde edilen dökümler arasında uyum açısından anlamlı farklılık belirlenmediği bildirilirken; Bis-GMA'nın kullanımının kolay, teknik hassasiyet gerektirmemesi ve daha az zaman alması nedenleriyle kullanılabileceği belirtilmektedir.

Öngül ve arkadaşlarının (148) 2012 yılında yayınladığı çalışmada, 6 implant yerleştirilen maksiller dişsiz çenede ölçü parçaları akrilik rezin veya ışıkla sertleşen kompozit ile splintlenmiştir. Kontrol grubunda ise splintleme işlemi yapılmamıştır. Splintleme materyali olarak akrilik rezinin kullanıldığı ölçülerin, ışıkla sertleşen kompozit veya splintleme işlemi yapılmadan alınan ölçülere göre hassasiyetinin daha iyi olduğu bildirilmiştir. Ayrıca araştırmacılar; kompozit rezin materyalinin ışık kaynağı gerektirmesi ve maliyetinin daha yüksek olması nedenleriyle, splintleme materyali olarak akrilik rezinin kullanımının klinik açısından daha uygun olacağının bildirmişlerdir.

Metal Bar

Literatürde, splint materyali olarak otopolimerizan akriliklerin büzülme miktarlarının azaltılması için ölçü parçalarını birleştirmede otopolimerizan akrilikler ile birlikte metal barların/ apareylerin kullanılabileceği bildirilmektedir. Metal aparey olarak metal barlar, paslanmaz çelik ortodontik teller (19), frezler (149), yatay yönde uzatmaları bulunan ölçü parçaları (150) yer almaktadır. Metal apareylerin kullanım amacı; akrilik rezin miktarını azaltmak ve daha rijit bir bağlantı sağlamaktır (150).

Mojon ve arkadaşlarının yayınladıkları çalısmada; akrilik rezinlerin polimerizasyon büzülmesiyle ilgili bazı sorunlar olduğunu bildirilmiştir (137). Del Acqua ve arkadaşlarının 2010 yılında yayınladıkları çalışmada (151); metal bar ve akrilik rezin splintleme materyalleri birbiri ile karşılaştırılmış ve metal barların kullanılması tavsiye edilmiştir.

Kapanış Silikonu:

Oklüzyon kaydetmek için kullanılan kapanış silikonları da ölçü parçalarının splintlenmesinde kullanılan materyallerdendir. Bu materyallerin boyutsal stabilitelerinin ve rijiditelerinin yüksek olması nedenleriyle splintleme işlemlerinde kullanılabileceği düşünülmektedir (93).

2002 yılında Rhu ve arkadaşlarının yayınladıkları çalışmada; polivinilsiloksan kapanış materyali ve polivinilsiloksan ile splintlenmiş kare ölçü parçaları ile alınan ölçülerin, akrilik rezin ile splintlenen ve ölçü parçalarının splintlenmediği gruptan elde edilen ölçülerden daha iyi olduğu bildirilmiştir (152).

Lee ve Choe'nun yayınlanan çalışmalarında (130); otopolimerizan akrilik, ölçü alçısı ve kapanış silikonu olan splint materyallerinin polimerizasyon büzülmelerinin etkileri değerlendirilmiştir. Araştırmada kapanış silikonunun kullanım kolaylığı ve boyutsal stabilitelerinin çok iyi olmasına rağmen; çalışma süresinin kısa ve akışkanlığının az olması nedenleriyle splintleme materyali olarak kullanımının yeterli olamayacağı belirtilmektedir.

Polieter:

Polieter ölçü materyalinin polimerizasyonu ilave tip reaksiyon ile gerçekleştiğinden dolayı herhangi bir yan ürün oluşmamakta ve materyal boyutsal olarak stabil kalmaktadır (116,119). Rijitliği ve boyutsal stabilitesi nedeniyle splint materyali olarak da kullanılabilir. Polieterin splint materyali olarak kullanıldığı çok az çalışma bulunmaktadır. Bu yüzden etkinliğine dair etkili bir kanıt yoktur (152).

Hariharan ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada splint materyali olarak kapanış kaydı silikonu, kapanış kaydı polieteri ve akrilik rezin kullanılmıştır. Bu 3 materyal karşılaştırıldığında en hassas sonucu polieterin verdiği bildirilmiştir (153).

Ölçü Alçısı:

Ölçü alçısı hızlı bir şekilde sertleşir, rijittir, bükülmez ve deforme olmaz. Aynı zamanda manipülasyonu kolaydır ve ucuzdur. Sertleşme sırasında meydana gelen ekzotermik reaksiyon azdır (132).

Lee ve Choe'nun 2011 yılında yayınlanan çalışmalarında (130); otopolimerizan akrilik rezin, kapanış silikonu, ölçü alçısı splintleme materyalleri olarak kullanılmış ve bu materyallerin boyutsal stabilitelerinin ölçü doğruluğuna olan etkileri araştırılmıştır. Otopolimerizan akrilik rezinin kesitlere ayrılıp tekrar birleştirildiği grupta en doğru sonuçların alındığı belirtilirken; yazarlar ölçü alçısının splintlemede etkili ve basit bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

2.4.6. Ölçü Parçalarının Modifikasyonu

Ölçü hassasiyetini arttırmak amacıyla ölçü parçalarına farklı yüzey işlemleri uygulanabilmektedir. Ölçü parçalarının adeziv ile kaplanması, mikropartikül abrazyon uygulanması, materyal yapısında ve şekillerinde farklılık yapılması ölçü parçalarına yapılan yüzey işlemlerindendir. Ölçü parçalarında yapılan bu modifikasyonlar ile ölçü maddesi ile ölçü parçası arasında daha güçlü bağlantı elde etmek ve model oluşturulması sırasında ölçü maddesi içerisinde ölçü parçasının hareketini kısıtlamak amaçlanmaktadır (154).

2000 yılında yapılan bir çalışmada (155) polimerik rezin maddesi ile oluşturulmuş üst çene modelinde 15 numaralı bölgeye 1 tane implant yerleştirilmiştir. 1.grupta herhangi işlem uygulanmamış kare şekilli ölçü parçaları ve 2.grupta kare şekilli ölçü parçalarına abraziv toz işlemi uygulaması sonrası polieter ölçü adezivi ile kaplanmıştır. Polieter ölçü maddesi kullanılmıştır. Profil Projektör cihazı ile oluşturulan modeller üzerinde ölçüm yapılmış ve yüzey özellikleri değiştirilen ölçü parçalarında önemli miktarda daha az rotasyonel hareket belirlenmiştir.

Vigolo ve arkadaşlarının (27) 2004 yılında yaptıkları çalışmada; akrilik rezin maddesi ile oluşturulan üst çene modeline 4 implant yerleştirilmiştir. 1. grupta herhangi bir işlem uygulanmamış kare şekilli ölçü parçaları kullanılmış, 2. grupta ölçü büzülme göstermeyen kendi kendine polimerize olan akrilik rezin ile splintlenmiş ölçü parçaları kullanılmış, 3. grupta ise yüzeyine mikropartikül abrazyon işlemi uygulaması sonrası polieter ölçü maddesi adezivi uygulanmış ölçü parçaları kullanılmıştır. Polieter ölçü maddesi ile direkt yöntemle ölçü alınmıştır. Profil Projektör cihazı ile oluşturulan modeller üzerinde ölçüm yapılmıştır. Çalışma sonucunda yüzey özellikleri değiştirilmemiş ölçü parçalarının kullanımına göre yüzey özellikleri değiştirilmiş ölçü

parçalarının kullanımı ile daha yüksek ölçü hassasiyeti saptandığı bildirilmiştir. Kontrol grubundan elde edilen değerlere en yakın sonuçların, büzülme göstermeyen kendi kendine polimerize olan akrilik rezin ile splintlenmiş ölçü parçaları kullanılan grupta elde edildiği bildirilmiştir.

2008 yılında yapılan bir çalışmada (154); anodize alüminyumdan metal blok oluşturulmuş ve blok ile 65° ve 90° açı meydana getirecek şekilde 2 tane implant blok içerisine yerleştirilmiştir. 1. grupta diş ipi ve kendiliğinden sertleşen akrilik rezin ile splintlenmiş kare şekilli ölçü parçaları kullanılmış, 2. grupta alüminyum oksit (Al_2O_3) ile pürüzlendirilmiş kare şekilli ölçü parçaları kullanılmış, 3. grupta Al_2O_3 ile pürüzlendirilme sonrası polieter ölçü maddesi adezivi uygulanmış kare şekilli ölçü parçaları kullanılmıştır. Ölçüler polieter ölçü maddesi kullanılarak direkt teknik ile alınmıştır. Ölçümler AutoCad 2000 Software programı ile yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda en hassas ölçümler Al_2O_3 ile pürüzlendirme işlemi yapılan grupta bildirilmiştir. 90° ve 65° açıyla yerleştirilen implantlar karşılaştırıldığında tüm gruplarda 90° ile yerleştirilen implantlarda daha hasasa ölçümler elde edildiği belirtilmiştir.

2.4.7. Dental İmplantların Açısı

İmplantların açılı yerleştirilmesi riskli alanlarda estetik ve fonksiyonun sağlanması amacıyla kabul edilmektedir. Rezidüel kretlerin morfolojisi, mandibula ve maksillanın anatomisi, dişsiz alana komşu dişlerin kök pozisyonları implant cerrahisinde implantların açılanmasını, konumunu etkileyebilmektedir. Olguların büyük bir kısmında planlanan protetik tedavi ile yerleştirilen implantların açıları arasında farklılık oluşabilmektedir. Yerleştirilen implantların birbirlerine doğru açılandığı ya da çok yakın olduğu vakalarda implant ölçü parçalarının ağız içine yerleştirilmesi ve ölçü malzemesi için yeterli alanın sağlanması zorlaşır. Bu sebeple yeterli hassasiyette ölçü elde edilmesinin zorlaşabileceği belirtilmektedir. (110,156)

Çeşitli implant firmaları açılı yerleştirilen implantlardan kaynaklı problemlere bağlı oluşabilecek abutmentların uzun eksenlerinin düzeltmek için 0° - 60° arasında farklı açılara sahip abutmentlar üretmiştir. Abutmentlar, implantın eksternal hegzagonal

yapısına yerleşerek 12 farklı konumu sağlayacak şekilde, 2 adet birbirine eklenmiş internal hekzagonal yapıdan oluşur. Böylece açılı abutmentın rotasyonel yön problemine çözüm sağlanabilmektedir (157). Dökülebilir metalden üretilen bireysel abutmentlar, abutment açılarını düzeltebilmek adına kullanılabilen başka bir tekniktir. Ayrıca CAD/CAM sistemleri ile prefabrike titanyum abutmentlar kişiye özel frezelenebilmektedir (158)

2010 yılında Sorrentino ve arkadaşları (29) yaptıkları çalışmada oluşturdukları üst çeneyi yansıtan model üzerinde, direk yöntem ölçü parçalarının internal hekzagonal yapısının uzunluğu, ölçü malzemesi, implantların açılarının ölçünün hassasiyetine etkilerini araştırmışlardır. Üst çene modelinde sol ve sağ ikinci premolarların önündeki dişler modelden uzaklaştırılmıştır. Ortadaki iki implant 5° açı ile birbirlerine yaklaşacak, laterallerdeki implantlar ise 5°'lik açı ile ortadaki implantlardan uzaklaşacak şekilde 4 implant dişsiz boşluğa yerleştirilmiştir. Çalışmada polieter (orta kıvamlı), ilave tip silikon (orta kıvamlı) ölçü malzemeleri kullanılmıştır. 1 mm ve 2 mm internal yapı uzunluğunda direk yöntem ölçü parçaları seçilmiştir. Ölçümler Profil Projektör cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda; açılı yerleştirilmiş implant varlığında ilave tip silikon ölçü malzemesi kullanımı ve kısa bağlantı bölgesi olan ölçü parçalarının kullanımının daha doğru ölçü hassasiyeti sağladığını bununla birlikte implantların paralel yerleştirildiği ve polieter ölçü malzemesi kullanıldığında standart uzunluktaki bağlantı bölgesi olan ölçü parçası kullanımının ölçünün hassasiyetini iyileştirdiğini bildirmişlerdir.

2004 yılında Assunçao ve arkadaşlarının (26) yaptıkları çalışmada ölçü malzemesi, ölçü tekniği ve implant açılanmalarını karşılaştırmışlardır. Ölçü malzemesi olarak polieter, polisülfit, kondansasyon silikonu, ilave tip silikon kullanılmıştır. Indirekt teknik, direk teknik ve ölçü parçalarının kendiliğinden sertleşen akrilik rezin ile splintlendiği direk teknik ölçü teknikleri olarak seçilmiştir. Çalışmada implant açılanmaları olarak yer düzlemine göre 65°, 75°, 80° ve 90° tercih edilmiştir. Horizontal planda gerçekleştirilen ölçümlerde 65° açılanma gösteren implant en hatalı ölçü hassasiyeti sonucunu verirken, 90° açı ile yerleştirilen implantta ölçü hassasiyeti en yüksek değerde saptanmıştır. Çalışma sonucunda implantın açılı yerleştirilmesinin ölçü hassasiyetini azaltacağı bildirilmiştir.

Açılı yerleştirilen implantlar, ölçü maddesinin ağız içerisinden uzaklaştırılması esnasında istenmeyen çıkış yolu meydana getirerek ölçü malzemesinde distorsiyona sebep olabilmektedirler. Implantların açılı yerleştirilmesi ile beraber implant sayılarındaki artış bu dezavantajı daha da arttırmaktadır. Implant açılanmaları ve implant sayılarının ölçü hassasiyetine etkilerinin araştırıldığı daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

2.4.8. Farklı İmplant Bağlantı Tipleri

Protetik üst yapının implant ile bağlanmasını implant bağlantı bölgeleri sağlamaktadır. İmplant bağlantıları internal ve eksternal olarak 2 grupta sınıflandırılabilir (159).

Hekzagonal eksternal bağlantı, implant yerleşimini antirotasyonel araç olmaksızın kolayca yapılabilmesine olanak tanır. Butt joint sonlanan eksternal bağlantı yükseklik sınırlaması sebebiyle non-aksiyel kuvvetlere düşük etkinlik göstermesi sistemin dezavantajını oluşturmaktadır. Hekzagonal eksternal bağlantı ağır oklüzal kuvvetler altında vidanın en zayıf alan olması nedeniyle abutmentta mikro harekete sebep olur. Bu hareket bağlantı stabilitesinin olumsuz etkilenmesine neden olmaktadır. Sonuçta; vida yorulması ya da gevşemesi sebebiyle kırıklar oluşabilmektedir (159).

Eksternal bağlantıda görülen mekanik problemlerin iyileştirilebilmesi için konik internal hekzagonal bağlantı tipi geliştirilmiştir (160,161). Konik sürtünmesel yerleşim, morse taper, konik kapama tasarım sistemi şeklinde isimlendirilir.

İnternal bağlantı tipinin avanlajları:

• Stres absorbe etme özelliği mevcuttur.

• Bükülme kuvvetlerine dayanıklılık gösterir.

• Daha az vida kırılması ya da gevşemesi görülür.

• İmplant boyun bölgesinde yer alan kemiğe aşırı yük gelmesini önler (162).

İnternal sistemde bağlantı; implant ve konik abutment yüzeyleri arasında oluşan sürtünme ile gerçekleşmektedir. İnternal bağlantı sisteminde sürtünme dayanımında ve aksiyel baskı kuvvetlerinde artış ile birlikte abutmentta aksiyel yer değiştirme oranlarında da artış gözlemlenebilmektedir (163).

İnternal sistemde abutmentta görülen aksiyel yer değişim miktarı 3 faktöre bağlıdır ([162]):

1. *Üretim hassasiyeti:* Firma tarafından üretilen implant parçalarının yüzey pürüzlülüğü ve boyutsal farklılığı ile ilişkili içsel faktördür.

2. *Yerleşme etkisi:* Pürüzlü yüzey basınç ile beraber düzleşir, yüzeyde meydana gelen aşınma nedeniyle yüzeyler birbirine yakınlaşır. Yerleşme etkisi iki değişik yüzey arasında oluşmaktadır.

3. Sıkışma etkisi: Aksiyel yöndeki baskı kuvvetleri abutmentın sürtünme dayanımını ve temas basıncını arttırmaktadır.

2014 yılında yapılan bir çalışmada (162) internal ve eksternal bağlantı tipleri incelenmiştir. İnternal bağlantı grubunda 11° eğimli internal konik duvarların bulunduğu hekzagonal internal bağlantı tasarımı ve eksternal bağlantı grubunda butt joint eksternal tasarım tercih edilmiştir. Her iki grupta tip IV sert alçıya aralarında 4 mm uzaklık olacak şekilde 2 implant yerleştirmişlerdir. İmplantlardan biri dik açı, diğer implant ilk implanta doğru 10° eğimle yerleştirmişlerdir. Her bir grup için 10 tane ana model oluşturulmuş ve 20 implant kullanılmıştır. Çalışma sonuçları değerlendirildiğinde aksiyel yer değiştirme miktarının internal grupta daha yüksek olduğu belirlenmiştir. İnternal grup kendi içinde değerlendirildiğinde transfer tip hekzagonal olmayan ölçü parçalarının kullanıldığı grup en az yer değiştirme değeri göstermiştir. Eksternal ve internal grupların her ikisinde de abutmentlarına splintlendiği durumlarda en fazla yer değiştirme saptanmıştır.

2.4.9. Farklı Subgingival Derinlikteki İmplantlar

Mevcut kemik kaybına göre cerrahi işlem sırasında implantların yerleştirildiği derinlik vakalar arasında farklılık gösterebilmektedir. Daha subgingival yerleştirilmek durumunda kalınan implantlar ölçüsü sırasında kullanılan ölçü parçaları ölçünün içinde daha az hacimde kalacağı için stabilizasyonu olumsuz etkilenebilmektedir. Bu durum da ölçü hassasiyetinin azalmasına sebep olabilmektedir. Farklı subgingival derinlikteki implantlarla ilgili yeterli çalışma olmasa da Lee ve arkadaşlarının yaptıkları çalışma sonucunda polivinilsiloksan ölçü maddesi kullanıldığında subgingival derinliğin hassasiyete etkisi olmadığı görülürken, polieter ölçü maddesi kullanıldığında subgingival derinlik arttıkça hassasiyetin azaldığı bildirilmiştir (164).

2.4.10. Üretim Hassasiyeti

Sapmalar sadece ölçü tekniği veya materyalinin hassasiyetine bağlı olarak değil aynı zamanda implant ve ölçü parçası arasındaki üretim hassasiyetine bağlı olarak da oluşabilir. Ma bu toleransın 22 - 100 mikron arası olabileceğini belirtmiştir (165). İmplant ölçüsünün hassasiyeti ile ilgili sonuçlar değerlendirilirken üretim hassasiyeti de göz önünde bulundurulmalıdır (6).

Üretim hassasiyetine bağlı olarak, protetik parçaların birleştirilmesi sırasında rotasyonel sapmalar görülebilmektedir (131). Bu sapma klinisyen tarafında kontrol edilemez ve üretim hassasiyeti toleransı aralığında değişiklik gösterir (165). Üretim hassasiyeti farklı implant sistemlerinde değişiklik gösterebilir, bu sebeple ölçü hassasiyetinin değerlendirilmesinde bilinmeyen bir değişkendir. Kim ve arkadaşları yaptıkları çalışmada tek üye abutment için üretim hassasiyetinin 61 mikrondan fazla olabileceği bildirilmiştir (131).

2.4.11. Ölçünün Dökülme Yöntemi

Alçının sertleşmesi sırasındaki boyutsal değişimi de ölçü hassasiyetini etkileyebilecek faktörlerdendir. Bu nedenle ekspansiyonu en düşük alçıların kullanılması önerilir. Del'Acqua ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 3 farklı ölçü dökülme yöntemi karşılaştırılmıştır. Birinci grupta konvansiyonel döküm işlemi, ikinci

grupta alçı dökülmeden önce analogların etrafına lateks tüpler konulmuş ve döküm işlemi yapıldıktan sonra tüpler çıkarılıp analog etrafına alçı dökülerek işlem tamamlanmış, üçüncü grupta ise analoglar ölçü dökülmeden önce akrilik rezin ile splintlenmiş ve döküm işlemi öyle yapılmıştır. Çalışma sonucunda en hassas grubun ikinci grup olduğu belirtilmiştir (166).

Bir diğer döküm tekniği çift aşama döküm tekniğidir. Bazı çalışmalar çift aşama döküm tekniğinin daha iyi sonuç verdiğini bildirmişlerdir (15,166-168). Çift aşama tekniğinde öncelikle alçı karıştırılarak ölçünün tamamı dolmayacak şekilde analoglar etrafına dökülür. 30 dakika beklenildikten sonra ikinci aşama alçı kullanılarak döküm işlemi tamamlanır. Böylelikle alçının ekspansiyonu minimalize edilmiş olunur ve daha hassas bir model elde edilebilir (166).

2.5. Ölçü Hassasiyetinin Değerlendirilmesi

İn vitro bazı çalışmalardaki farklı sonuçlar ölçü hassasiyetinin değerlendirilen farklı metotlar ve üretim hassasiyeti ile açıklanabilir. Ölçü hassasiyetinin değerlendirilmesi için x,y ve z eksenindeki 3 boyutlu sapmaların değerlendirilmesinde bilgisayarlı koordinat ölçme makinesi, 3 boyutlu fotogrametri, mikroskop, bilgisayar destekli tomografi taraması, optik tarama ve dijitalleştirme gibi pek çok yöntem geliştirilmiştir (6).

Bazı çalışmalar ölçü hassasiyetini, ana model üzerine hazırlanan altyapının elde edilen modelde strain gauge yardımıyla uyumunu karşılaştırarak değerlendirmiştir (23,78,169). Bazı çalışmalarda da ölçü hassasiyeti alt yapının mikroskop kullanılarak uyumun incelenmesiyle değerlendirilmiştir (71,166,170). Başka çalışmalarda da hassasiyetin değerlendirilmesi implantlar arası mesafe ana model ve elde edilen modelde ölçülüp karşılaştırımlasıyla gerçekleşmiştir. (13,16,19,26,27,66,154). Bununla birlikte 3 boyutlu cihazların gelişmesiyle artık 2 boyutlu değerlendirmeler terkedilmeye başlanmıştır. Optik tarayıcıyla tarama işlemi yapılarak yazılım yardımıyla datalar çakıştırılarak, 3 boyutlu sapma miktarının tespiti mümkün olmaktadır (171). Optik tarayıcı sistemlerinde ışık kaynağı ve kamera bulunur. Işık kaynağından çıkan dalgalar

nesnenin tüm yüzeylerinde hareket ettirilir ve tarama tamamlanır. Son olarak tarama sonucu 3 boyutlu rekonstrüksiyon elde edilir (172).

Pek çok çalışmada kullanılan koordinat ölçüm makineleri optik tarayıcılara göre daha yüksek hassasiyet sunsa da interproksimal alanların geometrik konfigürasyonları nedeniyle zor taranması ve yavaş tarama hızı gibi dezavantajlara da sahiptirler (172,173).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda implant açısının ve ölçü parçalarının splintlenmesinin ölçü netliğine olan etkisini değerlendirmek amacıyla farklı açılarda analoglara (TS Fixture Lab Analog Regular, Osstem, Güney Kore) sahip 3 farklı ana model hazırlanmıştır. Bu 3 ana model üzerinden açık kaşık ölçü tekniği ile ölçü parçaları (TS Fixture Pick-Up Impressin Coping Hex Regular, Osstem, Güney Kore) splintlenmeyerek, otopolimerizan akrilik rezinle (Palavit G, Heraeus Kulzer, Almanya) ve ışıkla sertleşen akrilik rezinle (Motif Işınlı Model Reçinesi, Dokuz Kimya, Türkiye) splintlenerek 3 grup daha oluşturulmuştur. Toplamda oluşacak farklı 9 grup için n sayısı 10 olarak belirlenmiştir. Oluşturulan toplam 90 model 3 boyutlu optik tarayıcı (Iscan D104ao, Imetric, İsviçre) ile taranarak elde edilen STL datalar ve ana modelin STL datası yazılım (Gom Inspect 2019, Gom, Almanya) yardımı ile karşılaştırılıp taranabilir ölçü parçaları (TS Scan Body Regular, Osstem, Güney Kore) üzerinden sapma miktarı belirlenmiştir.

3.1. Grupların Oluşturulması

1. A Ana Modeli : Birbirlerine paralel ve yer düzlemine dik şekilde birinci büyükazı, birinci küçükazı ve kanin bölgelerine yerleştirilmiş 6 analoga sahip, tip 4 alçı ile elde edilmiş dişsiz üst çene modeli
2. B Ana Modeli : Birinci büyükazı bölgelerinde düz, birinci küçükazı bölgelerinde mesiale doğru 15º açılı, kanin bölgelerinde mesiale doğru 30º açılı 6 analoga sahip, tip 4 alçı ile elde edilmiş dişsiz üst çene modeli
3. C Ana Modeli : Birinci büyükazı bölgelerinde düz, birinci küçükazı bölgelerinde bukkale doğru 10º açılı, kanin bölgelerinde bukkale doğru 20º açılı 6 analoga sahip, tip 4 alçı ile elde edilmiş dişsiz üst çene modeli

a. S Tekniği : Ölçü parçaları splintlenmeden ölçü alınan grup
b. P Tekniği : Ölçü parçaları otopolimerize akrilik rezin ile splintlenip ölçü alınan grup
c. L Tekniği : Ölçü parçaları ışıkla sertleşen akrilik rezin ile splintlenip ölçü alınan grup

3 farklı ana model ve 3 farklı teknik ile toplam 9 grup oluşturulmuştur. Her bir grup için n sayısı 10 olarak belirlenmiştir.

3.2. Deney Örneklerinin Hazırlanması

3.2.1. Ana Modellerin Elde Edilmesi

Tam dişsizlik durumunu taklit etmek amacıyla öncelikle dişli hazır çenelerin (Frasaco AG-3, Frasaco, Almanya) dişleri çıkarılmış ve soketi taklit eden boşluklar kretin düz olması istendiği için mumla kapatılmıştır. Böylelikle dişli hazır çeneden tam dişsiz bir çene modeli elde edilmiştir. Hazırlanan bu tam dişsiz üst çene duplike edildikten sonra tip 4 (Fujirock EP Optiflow, GC, Amerika) alçıyla dökülmüş, alveol kretin düz olmadığı alanlar tip 1 beyaz alçıyla (Snow White Plaster, Kerr, Amerika) düzeltilmiştir. Alçı model dublikatlarını elde edebilmek amacıyla muflaya alınarak RTV2 tipi kalıp silikon (Armasil, Armağan Boya, İstanbul) ile matrisi elde edilmiştir (Şekil 3-1).

Şekil 3-1 : Üst dişsiz çene modeli için matris elde edilmesi

3.2.1.1. Tam Dişsiz Üst Çene Modelinin Elde Edilmesi

Çalışmamızda ana modeller alçıdan hazırlandı. Optik tarayıcı ile taranacağı için ana modeli oluşturacak alçı tipinin dayanıklılığının yanında taramada iyi sonuç vermesi de istendiği için alçı tipini belirlemek üzere 3 farklı alçı tipi ile ön çalışma yapılmıştır.

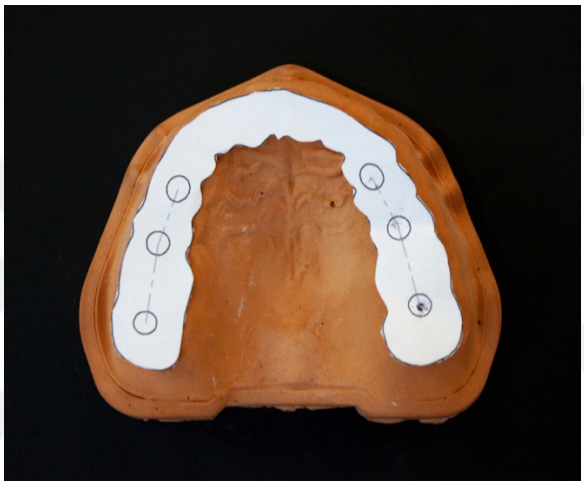
Ön çalışma için tip 1 beyaz alçı (Snow White, Kerr, Amerika), tip 3 sert alçı (Moldano, Hera Kulzer, Almanya), tip 4 sert alçı (Fujirock EP Optiflow, GC, Amerika) kullanıldı. Beyaz renginden dolayı tarama sırasında zorluk çıkarma ihtimaline karşı beyaz alçıya renklendirici pigment eklenerek 4. grup oluşturuldu. Matrisimizden 4 farklı şekilde ana model örneği elde edildi. Bu modeller tarayıcıda taranmış ve taranabilirliği açısından anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Beyaz alçının taranma işlemi diğer modellere göre biraz daha uzun sürmüş fakat tatmin edici sonuç elde edilmiştir.

Ön çalışmanın sonucuna göre daha rijit olması nedeniyle tip 4 (Fujirock EP, Optiflow, GC) alçının ana model hazırlanmasında kullanılmasına karar verilmiştir (Şekil 3-2) . Farklı açılarda implantlara sahip ana modeli elde edebilmek amacıyla tip 4 alçı kullanılarak 3 adet ana model elde edilmiştir.

Şekil 3-2: Ana modeli oluşturacak alçıyı belirlemek için yapılan ön çalışmada hazırlanan gruplar (mavi:Moldano, pembe:pigment eklenmiş beyaz alçı, beyaz: beyaz alçı, kahverengi:Optiflow)

3.2.1.2. Elde Edilen Üst Çene Modellerine Analogların Yerleştirilmesi

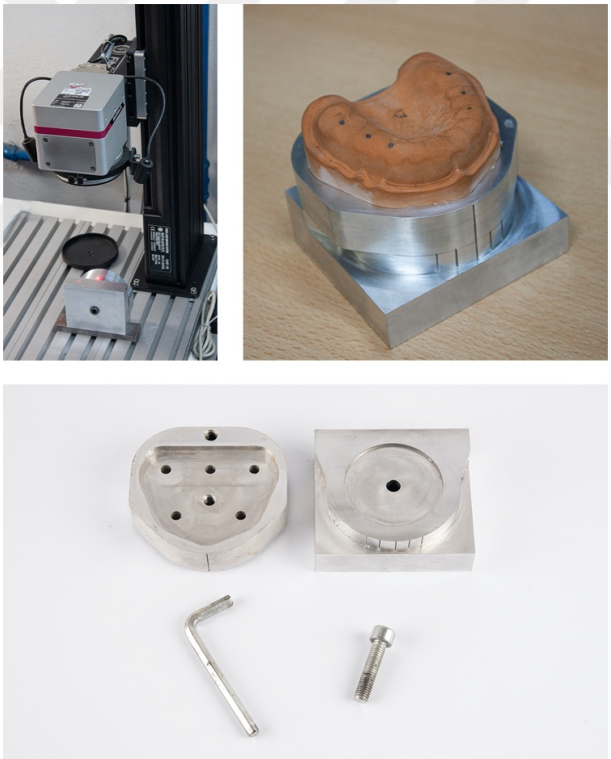
Analoglar yerleştirilmeden önce ana model optik tarayıcı ile taranarak STL datası elde edilmiştir. Bu data üzerinden üç boyutlu olarak analogların nereye yerleştirileceği ve açının nasıl ayarlanacağı belirlenmiştir. Analogların geleceği yerler belirlendikten sonra çıktı alınarak rehber oluşturulmuştur. Bu rehberin tam boyutlu çıktısı alınarak ana modelin üzerine yerleştirilmiş ve ana model üzerinde CNC cihazıyla (YCM MV66A, Yeong Chin Machinery Industries, Tayvan)delik açılmadan önce işaretlemeler yapılmıştır (Şekil 3-3).



Şekil 3-3: Analogların yerlerini belirleyen rehberin hazırlanması

Ana modellerde delik açılması için kullanılan CNC-1 cihazı iki akslı çalıştığı için mesio-distal , bukko-lingual yöndeki açıların ayarlanabilmesi için başka bir CNC-2 cihazı (Spinner VC750, Spinner Werkzeugmaschinenfabrik, Almanya) ile özel bir platform üretilmiştir. CNC frezinin ucu yere dik şekildeyken ana modelin yer düzlemine açısı ayarlanarak istenilen açının elde edilebilmesi için ana modelin konumlanma pozisyonu bilgisayarda 3 boyutlu olarak taklit edilerek belirlenmiştir. Bu tasarıma uygun alüminyumdan özel bir platform oluşturulmuştur (Şekil 3-4). Platformun üzerine lazer cihaz (Flast-Nanomark Fiber Lazer Markalama Sistem, Fiberflast, Ankara) ile çizilen çizgiler yardımıyla her farklı açı için platformun horizontal yönde nasıl yönleneceği ayarlanmıştır (Şekil 3-5).

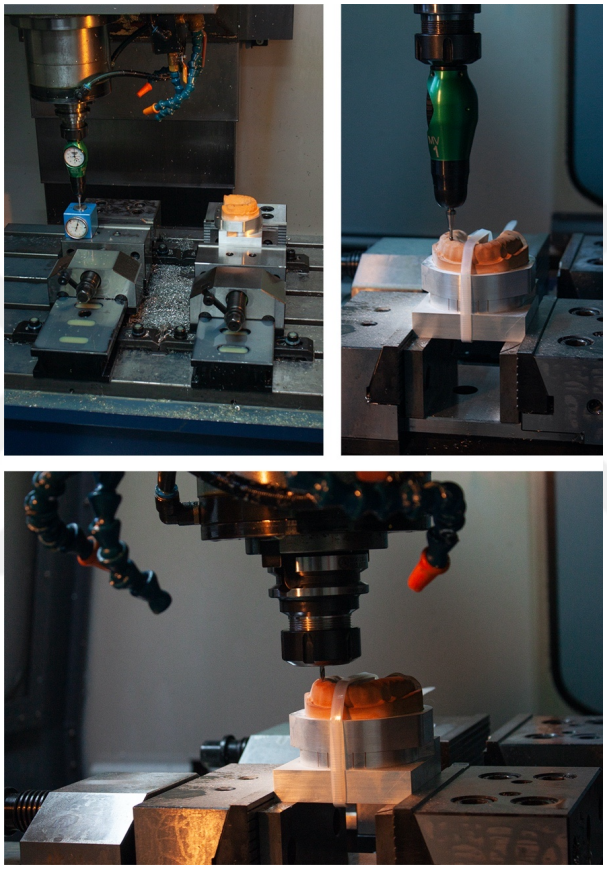
Şekil 3-4 : Spinner VC750 ile açılı analogların yerleştirilmesi için gerekli platformun hazırlanması



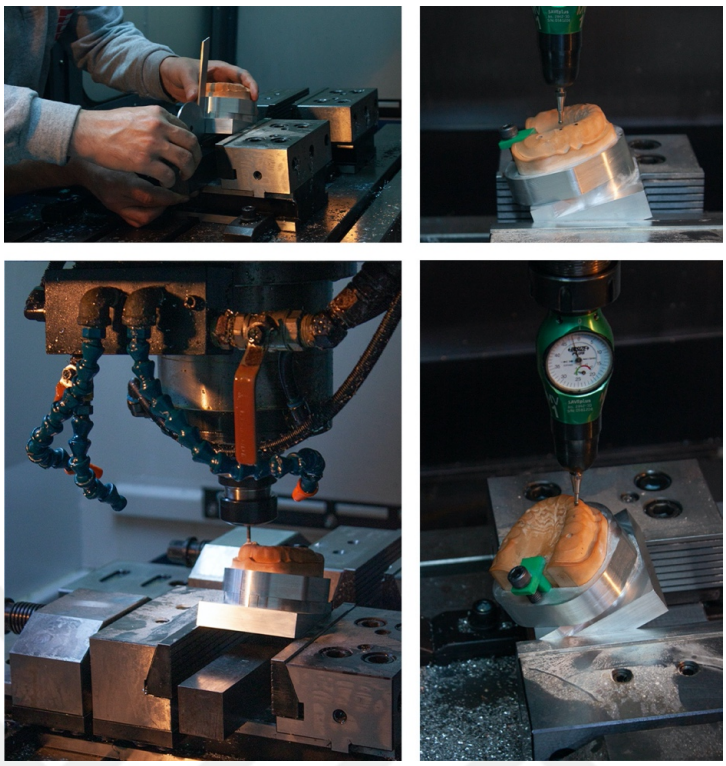
Şekil 3-5 : Flast-Nanomark Fiber Lazer Markalama Sistemi ile platform üzerine rehber çizgilerin oluşturulması ve platformun tamamlanması

Platform üzerindeki dikey çizgiler soldan sağa 23 - 24 - 26 ve 16 - 14 - 13 nolu bölgelere delik açılacakken platformun yatay düzlemdeki yönünü belirtmiştir. Her delik

açma işlemi öncesi kalibrasyon uygulandı. Öncelikle 3 modeldeki düz analoglar için gerekli boşluklar açıldı (Şekil 3-6). Açı ölçer ve üretilen özel platform yardımıyla CNC cihazı ile istenilen açıda analoglar için boşluklar hazırlanmıştır (Şekil 3-7). Tüm bu hazırlık süreci sonrasında 3 model için de analogların geleceği deliklerin hazırlığı bitirilmiştir (Şekil 3-8).



Şekil 3-6 : CNC cihazında kalibrasyon işlemi ve düz analoglar için modelde boşlukların açılması



Şekil 3-7 : CNC cihazında açı ölçer ve platform yardımıyla açılı analoglar için boşlukların hazırlanması

Şekil 3-8 : Analoglar için boşlukların hazırlandığı A, B ve C ana modelleri

Analogların (TS Fixture Lab Analog Regular, Osstem, Güney Kore) yerleşeceği hazır 3 ana model analoglar yerleştirilmeden önce suya doyrulmuştur. Suya doyurulduktan sonra aynı tip 4 alçı (Fujirock EP Optiflow, GC, Amerika) yardımı ile analoglar hazırlanan boşluklara açık kaşık ölçü parçaları taşıma parçası gibi kullanılarak

yerleştirilmiştir (Şekil 3-9). Tüm bu aşamaların sonunda çalışmamız için 3 ana modelimiz elde edilmiştir (Şekil 3-10).

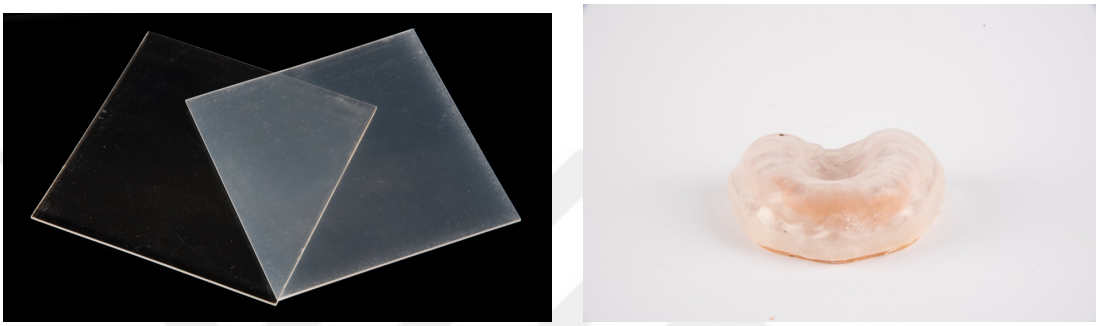
Şekil 3-9 : Ana modellerin suya doyurulduktan sonra analogların alçı ile modele yerleştirilmesi

Şekil 3-10 : Hazırlığı tamamlanmış sırasıyla A, B ve C ana modeleri

3.2.2. Özel Ölçü Kaşıklarının Hazırlanması

Özel ölçü kaşığı hazırlamak için ana model matrisi ile tip 4 alçıyla (Fujirock EP Optiflow, GC, Amerika) yeni bir model oluşturulmuştur.

Özel ölçü kaşığının ölçü materyaline istenilen yeri sağlayabilmesi için 3 mm ve 2 mm şeffaf plaklar üstüste basılarak (sıcaklık ile plağın incelmesi de göz önünde bulunularak) yaklaşık 4 mm kalınlığında plak hazırlandı (Şekil 3-11).



Şekil 3-11: Şeffaf plak ile ölçü materyaline yaklaşık 4 mm'lik yer sağlanması

Plak basıldıktan sonra sulkusların en derin yerinin 3 mm kadar yukarısına ve distalde tuberlerin arkasına kadar kısaltılmıştır. Plak model üzerindeyken baz plak ile özel ölçü kaşığı hazırlanmıştır. Kaşığın matrisi elde edilip çoğaltılacağı için bazı bölgelerde baz plak üzerine mum konularak kalınlaştırılmıştır.

Hazırlanan özel ölçü kaşığının RVT2 kalıp silikon (Armasil, Armağan Boya, İstanbul) ile matrisi elde edilerek her ölçü için kullanılan kaşığın standardize olması sağlandı. Otopolimerize akrilik (Weropress, Merz Dental, Almanya) kullanılarak hazırlanan matris yardımıyla toplam 90 adet özel ölçü kaşığı hazırlanmıştır (Şekil 3-12).

Şekil 3-12 : Işıkla sertleşen baz plak ile ölçü kaşığının hazırlanması, matrisinin elde edilmesi ve dublikasyonu

Hazırlanan ölçü kaşıklarında açık kaşık ölçü parçalarının geleceği yerlere delikler hazırlanmıştır. Ölçü parçalarının splintleneceği gruplarda sağ ve sol ayrı olmak üzere delikler birleştirilip splint materyalinin rahatça geçebileceği şekilde genişletilmiştir (Şekil 3-13).

Şekil 3-13: Dublike edilen kaşıkların hazırlanması

Her 3 ana model için de kaşığın yatay ve dikey olarak oturma şeklini standardize etmek için hazırlanan özel alçı kaşığına uygun baz plak ile altlık hazırlanmıştır. Kaşık önden bu baz plak ile temas etmesi ederek, arkadan ise modelin distalini sararak tam oturacak şekilde hazırlandı (Şekil 3-14). Ölçü işlemi sırasında kaşık hazırlanan bu baz plağa oturarak istenmeyen rotasyonlar engellenmiş ve ölçü maddesine standart basınç uygulanması sağlanmıştır.

Şekil 3-14 : Kaşıkların önden hazırlanan altlığa, arkadan modelin distaline oturmasının kontrolü

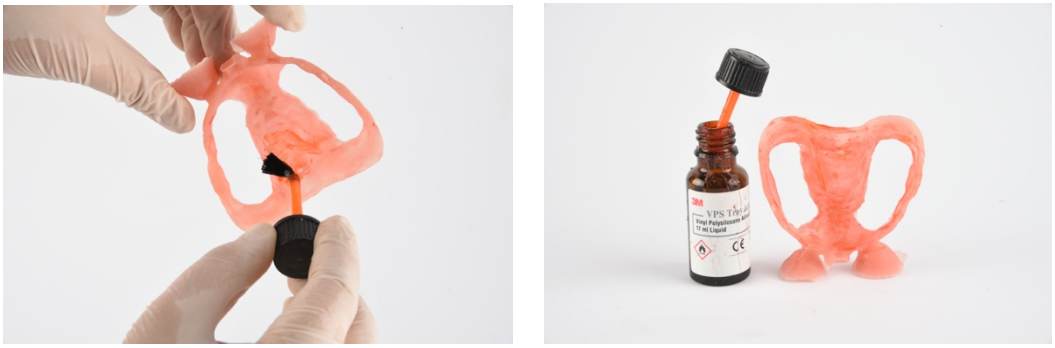
3.2.3. Ölçü Öncesi Hazırlıklar

Her ölçü için aynı matristen çoğaltılmış özel ölçü kaşıkları kullanılmıştır. Splintlenmeyen gruplarda açık ölçü parçaları için açılan deliklerden taşan silikon miktarını kontrol edebilmek için deliklerin üzerine şeffaf bantlar yapıştırılmıştır. Bantın kaşığın oturmasını zorlaştırmaması için bantlar üzerine artı şeklinde çentikler açılmıştır.

Ölçü kaşığının modelden rahat ayrılabilmesi için ana modellere ölçü işlemleri öncesi fırça yardımıyla lak (PremEco Line, Merz Dental, Almanya) sürülmüştür (Şekil 3-15).

Şekil 3-15 : Kaşığın modelden rahat ayrılabilmesi için ölçü öncesi modele lak sürülmesi

Ölçü kaşığı ile ölçü almadan önce kaşığa homojen bir şekilde primer (VPS Tray Adhesive, 3M, Amerika) sürülüp 1 dk kuruması beklenmiştir (Şekil 3-16).



Şekil 3-16 : Özel ölçü kaşığına adeziv sürülmesi

Ölçü için A tipi monofaz polivinilsiloksan ölçü materyali (Ghenesyl Mono, Lascod, İtalya) homojen karışımın sağlanabilmesi için ölçü karıştırma cihazı (Renfert Sympress, GC, Amerika) ile karıştırıldı (Şekil 3-17).

Şekil 3-17 : Ölçü işlemi için kullanılan ölçü cihazı

Ölçü parçalarının splintleneceği gruplar için diş ipi (174) destek olarak kullanılarak otopolimerizan akrilik rezinden splint hazırlanmıştır. Her grup için splintlerin standardize olması amacıyla hazırlanan bu splint üzerinden kondansasyon silikonu (Zhetalabor Putty, Zhermack, İtalya) ile anahtar hazırlanmıştır. Splint grupları için ölçü öncesi bu silikon anahtar kullanılarak eşit büyüklükte splint hazırlanmıştır (Şekil 3-18). Polimerizasyon büzülmesini minimalize etmek amacıyla otopolimerizan akrilik rezin polimerize olduktan 17 dakika sonra (137,175), ışıkla sertleşen akrilik rezin

ise polimerize olduktan hemen sonra kesilip tekrar birleştirilmiştir. Splint materyali olarak otopolimerizan akrilik patern rezin (Palavit G, Heraeus Kulzer, Almanya) ile ışıkla sertleşen akrilik patern rezin (Motif Işınlı Model Reçinesi, Dokuz Kimya, Türkiye) kullanılmıştır.

Şekil 3-18 : Splintlenecek gruplar için splintin standardize edilmesi

3.2.4. Ölçülerin Alınması

3.2.4.1. Ölçü Parçaları Splintlenmeyen Grupların (S) Ölçülerinin Alınması

Ölçünün model üzerinden rahat ayrılmasını sağlamak için ana model üzerine fırça yardımıyla lak sürülerek 2dk beklenilmiştir. Hazırlanan kaşıkta ölçü parçalarının geleceği yerlere ayrı 6 delik açılmıştır. Bu deliklerin üstü şeffaf bant ile kapatılmış ve kaşığı oturtmada zorlanmaması için bant üzerinde ölçü parçasının geleceği yere çentik açılmıştır. Ölçünün kaşıktan ayrılmaması için kaşığın ölçü yüzeyine hafif kenarlara taşacak şekilde primer sürülüp 1 dk beklenmiştir.

Açık kaşık ölçü parçaları üretici firmanın önerisi ile 10N tork ile yerleştirilmiştir. Cihaz yardımıyla silikon önce model üzerinde ölçü parçalarının etrafına sürülmüştür. Daha sonra kaşığın iç yüzeyine yerleştirilip siman spatülü yardımıyla homojen şekilde kaşığın ölçü yüzeyine yayılmıştır. Kaşık model üzerine arkadan tam oturacak, önden bas plağa tutunacak şekilde yavaşça yerleştirilmiştir. Ölçü parçalarının vidasının üzerine taşan silikon siman spatülü yardımıyla sertleşmeden temizlenmiştir. Ölçü sertleşmesi sırasında kaşığın ortasından bastırılarak, üretici firmanın talimatları doğrultusunda ölçünün sertleşmesi için 4 dakika beklenmiştir (Şekil 3-19).

Şekil 3-19 : Ölçü parçalarının splintlenmediği grupların (S) ölçü işlemi

Ölçü sertleştikten sonra; ölçü parçalarının vidası anahtar yardımıyla gevşetilmiş ve kaşığın ön kısmından tutularak yukarı doğru çekilip uygun doğrultuda modelden ayrılmıştır. Analoglar rotasyona sebep olmayacak şekilde dikkatlice ölçü parçalarına yerleştirilmiştir (Şekil 3-20).

Şekil 3-20 : Ölçü parçalarının splintlenmediği gruplarda (S) analogların yerleştirilmesi ve ölçü işleminin tamamlanması

3.2.4.2. Ölçü Parçaları Otopolimerizan Akrilik Rezinle Splintlenen Grupların (P) Ölçülerinin Alınması

Otopolimerizan akrilik rezinle (Palavit G, Heraeus Kulzer GmbH, Almanya) splintlenecek grup için öncelikle splint hazırlığı yapılmıştır. Splint rezin üretici firmasının talimatı doğrultusunda; toz ve likit 5/3 oranında olacak şekilde karıştırılıp daha önce hazırlanan silikon anahtar yardımıyla hazırlanmıştır (Şekil 3-21).

Şekil 3-21: Ölçü parçalarının otopolimerizan akrilik rezin ile splintlenmesi

Splint hazırlandıktan sonra polimerizasyon için 17 dakika beklenmiştir. Daha sonra splint kesilerek tekrar birleştirilmiştir (Şekil 3-22).

Şekil 3-22 : Otopolimerize akrilik rezinle hazırlanan splintin kesilip tekrar birleştirilmesi

Ölçünün model üzerinden rahat ayrılmasını sağlamak için ana model üzerine fırça yardımıyla lak sürülerek 2 dakika beklenmiştir. Hazırlanan kaşıkta ölçü parçalarının geleceği yerlere 6 ayrı delik açılmıştır. Bu delikler splint materyaline yer hazırlamak amacıyla sağ ve sol ayrı olmak üzere birleştirilmiştir. Ölçünün kaşıktan ayrılmaması için kaşığın ölçü yüzeyine hafif kenarlara taşacak şekilde primer sürülüp 1 dakika beklenmiştir.

Cihaz yardımıyla silikon önce model üzerinde ölçü parçalarının etrafına sürülerek, daha sonra kaşığın iç yüzeyine yerleştirilip siman spatülü yardımıyla homojen şekilde kaşığın ölçü yüzeyine yayılmıştır. Kaşık model üzerine arkadan tam oturacak önden bas plağa tutunacak şekilde yavaşça yerleştirilmiştir. Ölçü parçalarının vidasının üzerine taşan silikon siman spatülü yardımıyla sertleşmeden temizlenmiştir. Ölçü sertleşmesi sırasında kaşığın ortasından bastırılarak , üretici firmanın talimatları doğrultusunda ölçünün sertleşmesi için 4 dakika beklenmiştir (Şekil 3-23).

Şekil 3-23 : Ölçü parçalarının otopolimerizan akrilik rezinle splintlendiği grupların (P) ölçü işlemi

Ölçü sertleştikten sonra ölçü parçalarının vidası anahtar yardımıyla gevşetilmiş ve kaşığın ön kısmından tutularak yukarı doğru çekilip uygun doğrultuda ölçü modelden ayrılmıştır. Analoglar rotasyona sebep olmayacak şekilde dikkatlice ölçü parçalarına yerleştirilmiştir (Şekil 3-24).

Şekil 3-24 : Ölçü parçalarının otopolimerizan akrilik rezinle splintlendiği gruplarda (P) analogların yerleştirilmesi ve ölçü işleminin tamamlanması

3.2.4.3. Ölçü Parçalarının Işıkla Sertleşen Akrilik Rezinle Splintlendiği Grupların (L) Ölçülerinin Alınması

Işıkla sertleşen akrilikle (Motif Işınlı Model Reçinesi, Dokuz Kimya, Türkiye) splintlenecek grup için öncelikle splint hazırlığı yapılmıştır. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda 400 - 500 nm arası dalga boyuna sahip ışın cihazı (DB-685 Super Dual, Coxo, Çin) kullanılarak hazırlanan silikon anahtar yardımıyla splint hazırlanmıştır (Şekil 3-25).

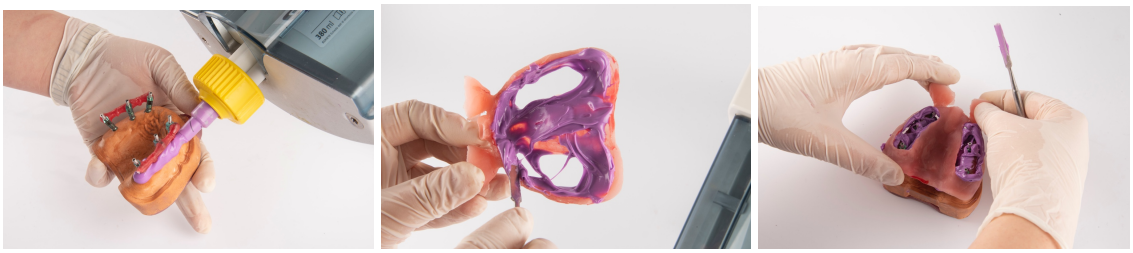
Şekil 3-25 : Ölçü parçalarının ışıkla sertleşen akrilik rezin ile splintlenmesi

Splint hazırlandıktan sonra kesilerek tekrar birleştirilmiştir (Şekil 3-26).

Şekil 3-26 : Işıkla sertleşen akrilik rezinle hazırlanan splintin kesilip tekrar birleştirilmesi

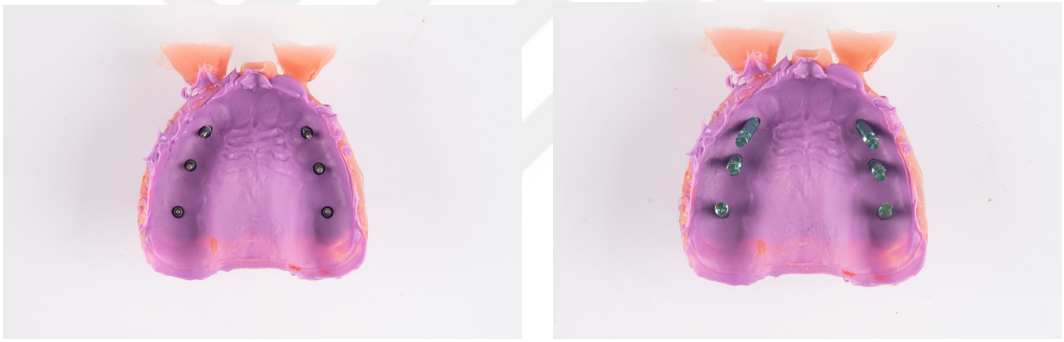
Ölçünün model üzerinden rahat ayrılmasını sağlamak için ana model üzerine fırça yardımıyla lak sürülerek 2 dakika beklenmiştir. Hazırlanan kaşıkta ölçü parçalarının geleceği yerlere ayrı 6 delik açılmıştır. Bu delikler splint materyaline yer hazırlamak amacıyla sağ ve sol ayrı olmak üzere birleştirilmiştir. Ölçünün kaşıktan ayrılmaması için kaşığın ölçü yüzeyine hafif kenarlara taşacak şekilde primer sürülüp 1 dakika beklenmiştir.

Cihaz yardımıyla silikon önce model üzerinde ölçü parçalarının etrafına sürülmüştür. Daha sonra kaşığın iç yüzeyine yerleştirilip siman spatülü yardımıyla homojen şekilde kaşığın ölçü yüzeyine yayılmıştır. Kaşık model üzerine arkadan tam oturacak önden bas plağa tutunacak şekilde yavaşça yerleştirilmiştir. Ölçü parçalarının vidasının üzerine taşan silikon siman spatülü yardımıyla sertleşmeden temizlenmiştir. Ölçü sertleşmesi sırasında kaşığın ortasından bastırılarak , üretici firmanın talimatları doğrultusunda ölçünün sertleşmesi için 4 dakika beklenmiştir (Şekil 3-27).

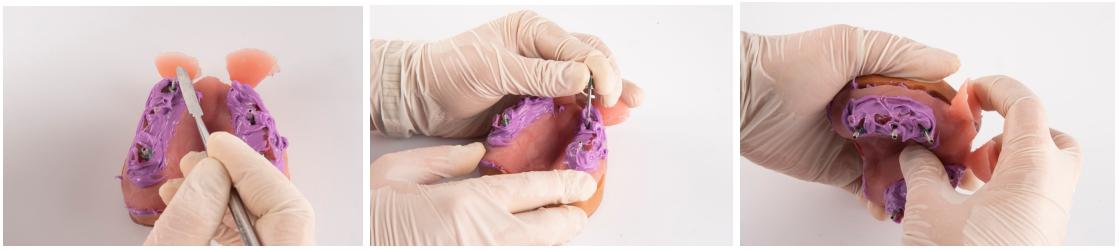


Şekil 3-27: Ölçü parçalarının ışıkla sertleşen akrilik rezinle splintlendiği grupların (L) ölçü işlemi

Ölçü sertleştikten sonra ölçü parçalarının vidası anahtar yardımıyla gevşetilmiş ve kaşığın ön kısmından tutularak yukarı doğru çekilip uygun doğrultuda ölçü modelden ayrılmıştır. Analoglar rotasyona sebep olmayacak şekilde dikkatlice ölçü parçalarına yerleştirilmiştir (Şekil 3-28) (Şekil 3-29).



Şekil 3-28 : Ölçü parçalarının ışıkla sertleşen akrilik rezinle splintlendiği gruplarda (L) analogların yerleştirilmesi ve ölçü işleminin tamamlanması



Şekil 3-29 : Tüm gruplarda ölçü materyali sertleşmeden açık kaşık ölçü parçalarının vidalarının açılması, sertleştikten sonra vidaların gevşetilmesi ve kaşığın ön kısmındna tutarak ölçünün modelden ayrılması

3.2.5. Alınan Ölçülerin Dökülmesi ve Modellerin Elde Edilmesi

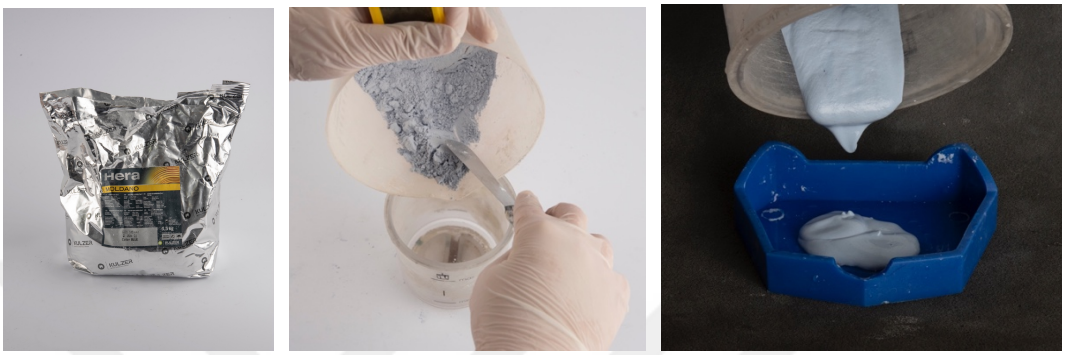
Ölçüler hazırlandıktan sonra dökülmeden önce 45 dakika beklenmiştir. Elde edilen modeller tarama işlemiyle ilgili herhangi bir problem yaşamamak adına taranabilir özel tip 4 alçı (Kromotypo 4 Chromatic, Lascod, İtalya) ile dökülmüştür (Şekil 3-30).

100 mg toz , 22 ml su oranında alçı 20 saniye karıştırılıp vakumlu karıştırma cihazının (Bego Motova 100, Bego, Almanya) kabına koyulmuştur. 30 sn boyunca vakumlu cihazda karıştırılan alçı ölçü kaşığı vibratör üzerindeyken dökülmüştür. 30 dakika alçının sertleşmesi için beklenmiştir (Şekil 3-31).

Şekil 3-30 : Döküm öncesi alçının hazırlanması

Şekil 3-31: Alçının vakum cihazı ile karıştırılması ve vibratör yardımıyla dökülme işlemi

Kromotypo 4 ile dökülen model kaşıktan ayrılmadan önce alçı kaidesi hazırlanmıştır. Kaşığın ön kısmında bas plak altlığa uyacak şekilde plastik altlık modifiye edilmiştir. Base için tip 3 (Moldano, Hera Kulzer, Almanya) alçı kullanılmıştır. 100 mg toz, 30 ml su oranında alçı 20 saniye karıştırılıp vakumlu karıştırma cihazı kabına koyulmuştur.

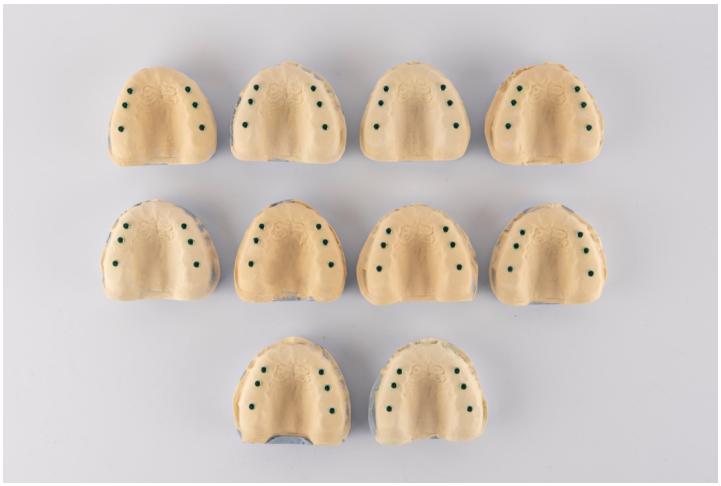


Şekil 3-32 : İlk dökülen alçı sonrasında ikinci alçıyla base hazırlanması

30 saniye boyunca vakumlu cihazda karıştırlan alçı altlığa dökülmüş kaşık önde hazırlanan kısma oturacak şekilde dikkatli yerleştirilmiştir. 30 dakika alçının sertleşmesi beklendikten sonra alçı ölçüden ayrılmış ve kenarları trimlenmiştir (Şekil 3-32).

Şekil 3-33 : Sertleşen alçı ölçü kaşığından ayrılarak trimlenmesi

Modeller trimleme sonrası son kontrolleri yapılarak taranmaya hazır toplam 90 model elde edilmiştir (Şekil 3-34) (Şekil 3-35) (Şekil 3-36) (Şekil 3-37) (Şekil 3-38) (Şekil 3-39) (Şekil 3-40) (Şekil 3-41) (Şekil 3-42).



Şekil 3-34 : AS Grubu modelleri

Şekil 3-35 : AP Grubu modeller

Şekil 3-36 : AL Grubu modelleri

Şekil 3-37 : BS Grubu modeller

Şekil 3-38 : BP Grubu modelleri

Şekil 3-39 : BL Grubu modelleri

Şekil 3-40 : CS Grubu modeller

Şekil 3-41: CP Grubu modelleri

Şekil 3-42 : CL Grubu modelleri

3.3. Elde Edilen Modellerin Tarayıcı ile Taranması ve STL Datalarının Oluşturulması

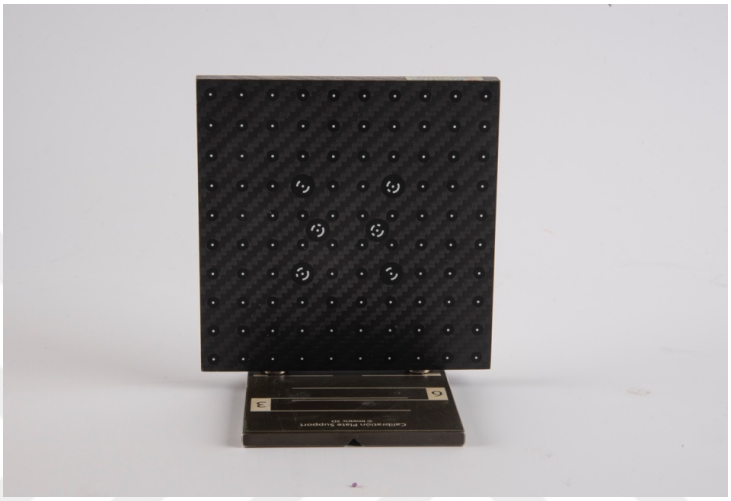
Modeller elde edildikten sonra STL dataları elde edilebilmesi için tarama işlemine geçilmiştir. Taramalar 5 mikron hassasiyete sahip Imetric IScan D104ao gerçekleştirilmiştir (Şekil 3-43).

Şekil 3-43 : Optik tarayıcı (Imetric Iscan D104ao)

Tarama öncesi analogların boyun kısımlarının parlamasına bağlı görüntü kayıpları oluşmaması için sıvı kontak materyali (Liquid Contact, K&K, Türkiye) kullanılmıştır (Şekil 3-44). Analogların boyunları boyandıktan sonra tarama parçaları((TS Scan Body Regular, Osstem, Güney Kore) analoglar üzerine 10N torkla vidalanmıştır.

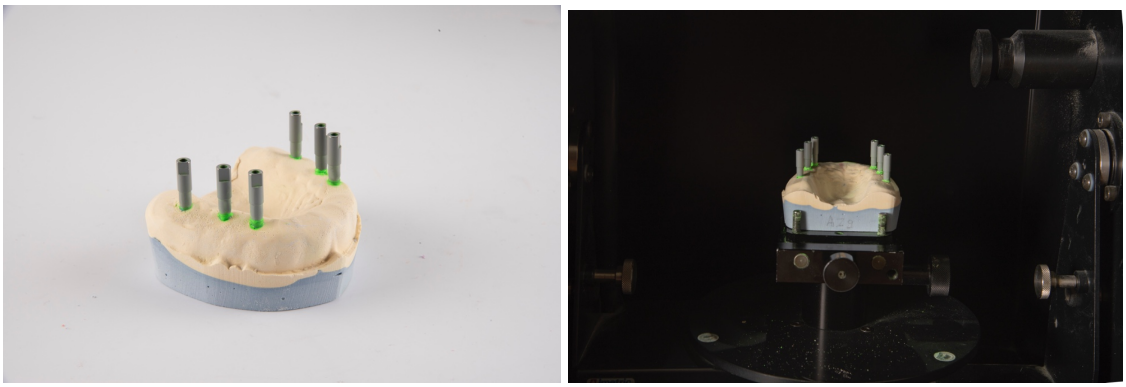
Şekil 3-44 : Analogların boyunlarının tarama işleme sırasında parlamaması için tarayıcı tarafından rahat okunabilir mat boya ile boyanması

Tarama işlemine başlamadan önce makine her açıldığında kalibrasyon plakası kullanılarak öncelikle kalibre işlemi gerçekleştirilmiştir (Şekil 3-45). Bu işlem taramalar sırasında oda sıcaklığı değişimi yazılım (ExoCad, Exocad,Amerika) üzerinden kontrol edilerek sıcaklık değiştiğinde de tekrarlanmıştır.



Şekil 3-45 : Optik tarayıcının kalibrasyon tablası

Yazılımın talimatları doğrultusunda taranabilir ölçü parçaları tek tek yerleştirilerek tüm modelin tarama işlemi tamamlandı. Ana modeller ve elde edilen 90 model taranabilir ölçü parçaları yardımıyla taranarak STL datalar elde edilmiştir (Şekil 3-46).

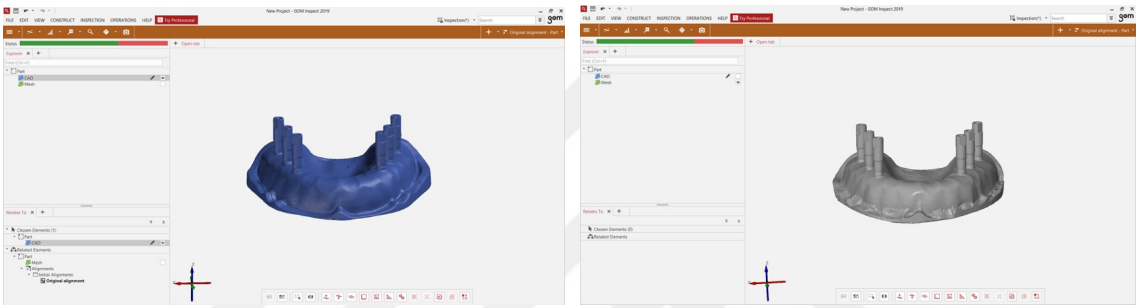


Şekil 3-46 : Tarama parçaları kullanılarak optik tarama işleminin gerçekleştirilmesi

3.4. Modellerin STL Datalarının Ana Modellerin Dataları ile Karşılaştırılması

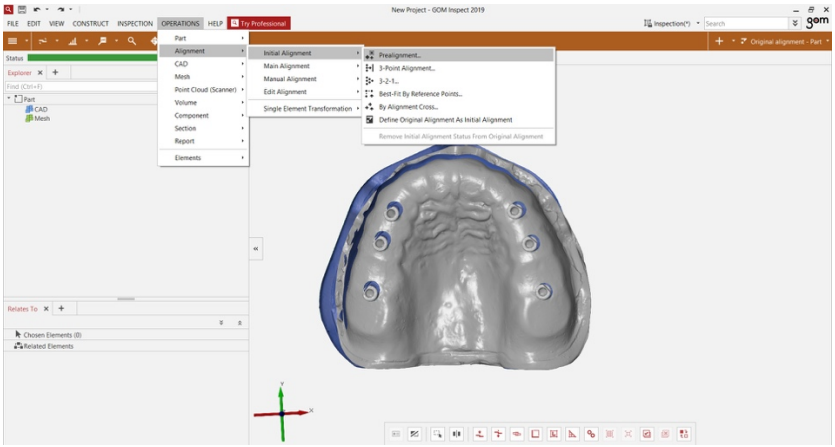
Modellerin STL datalarının karşılaştırılması için özel bir yazılım (Gom Inspect 2019, Gom, Almanya) kullanılmıştır.

Karşılaştırma için öncelikle yazılıma referans alınacak ana modelin STL datası "CAD Body" olarak tanımlanarak yüklenmiştir. Daha sonra elde edilen modelin STL datası "Mesh" olarak tanımlanarak yüklenmiştir (Şekil 3-47).



Şekil 3-47 : STL dataların yazılıma aktarımı

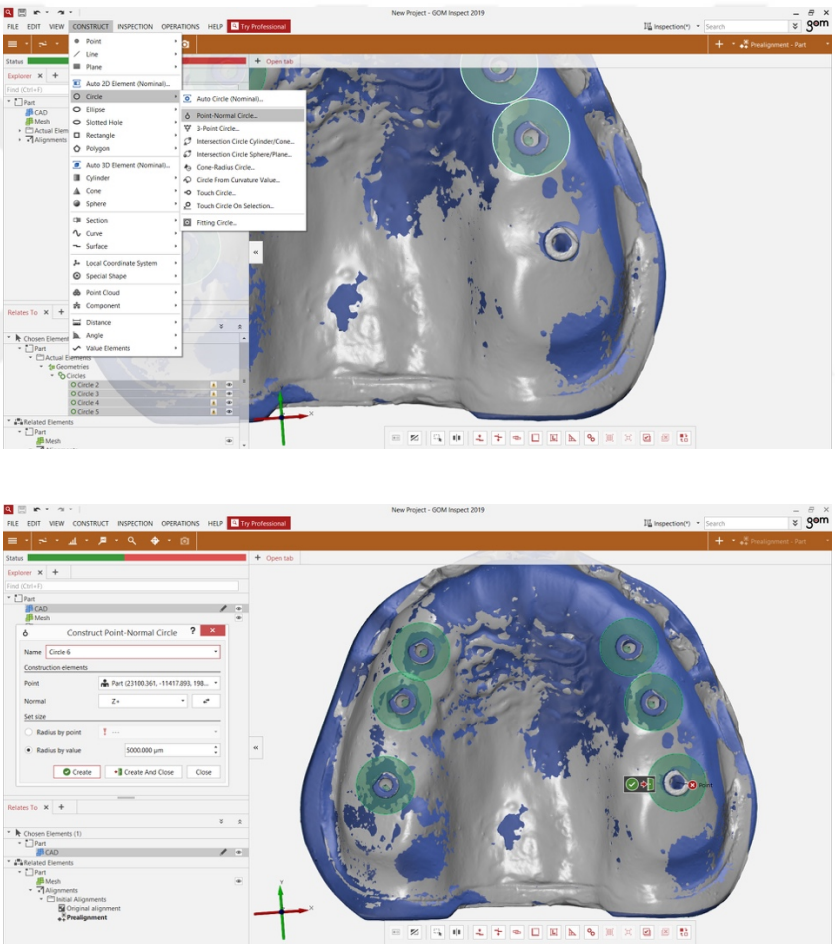
Yazılımda "Operations>Alignment>Initial Alignment>Prealigment" aracı ile "best-fit" algoritması kullanılarak veriler 3 boyutlu olarak hizalanmıştır (Şekil 3-48).



Şekil 3-48 : CAD ve Mesh datanın hizalanması

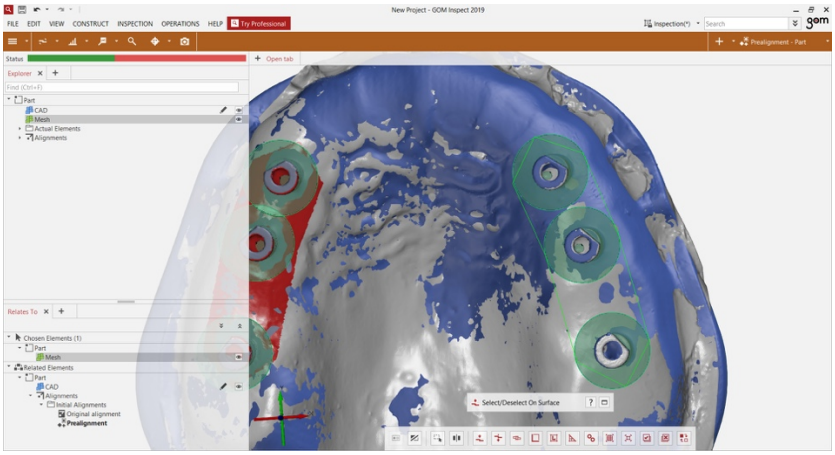
STL dataların karşılaştırılarak sapma miktarının belirlenmesinde modellere ait diğer alandaki değişikliklerin gözlemlenmek istenen alanları etkileyebilme ihtimaline karşı taranabilir ölçü parçaları ve etrafındaki kısıtlı bir alanın karşılaştırmaya dahil edilmesi gerekmektedir.

Modellerde seçilecek alanın her karşılaştırma işleminde standardize olması amacıyla; CAD ve Mesh datalar hizalandıktan sonra “Construct>Circle>Point-Normal Circle” aracı seçilmiş, önce tarayıcı parçanın tam orta noktası belirlenerek referans olması için Z ekseninde 5 mm çapında halka oluşturulmuştur. Bu işlem tüm tarayıcı parçalara uygulanmıştır (Şekil 3-49).



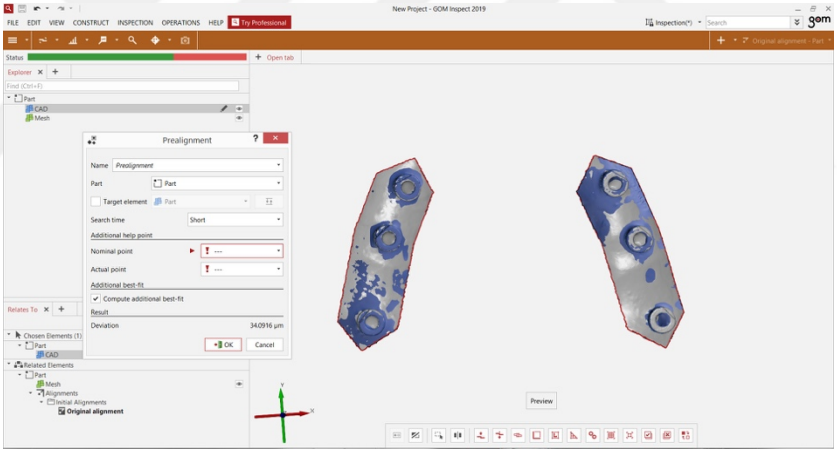
Şekil 3-49 : Alan seçimi için Z ekseninde halka oluşturulması

Bu halkalar sayesinde her karşılaştırmada “Select On Surface Tool” aracı ile hazırlanan halkaların uç noktaları takip edilerek oluşturulan seçim alanı her model için standardize edilmiştir (Şekil 3-50).



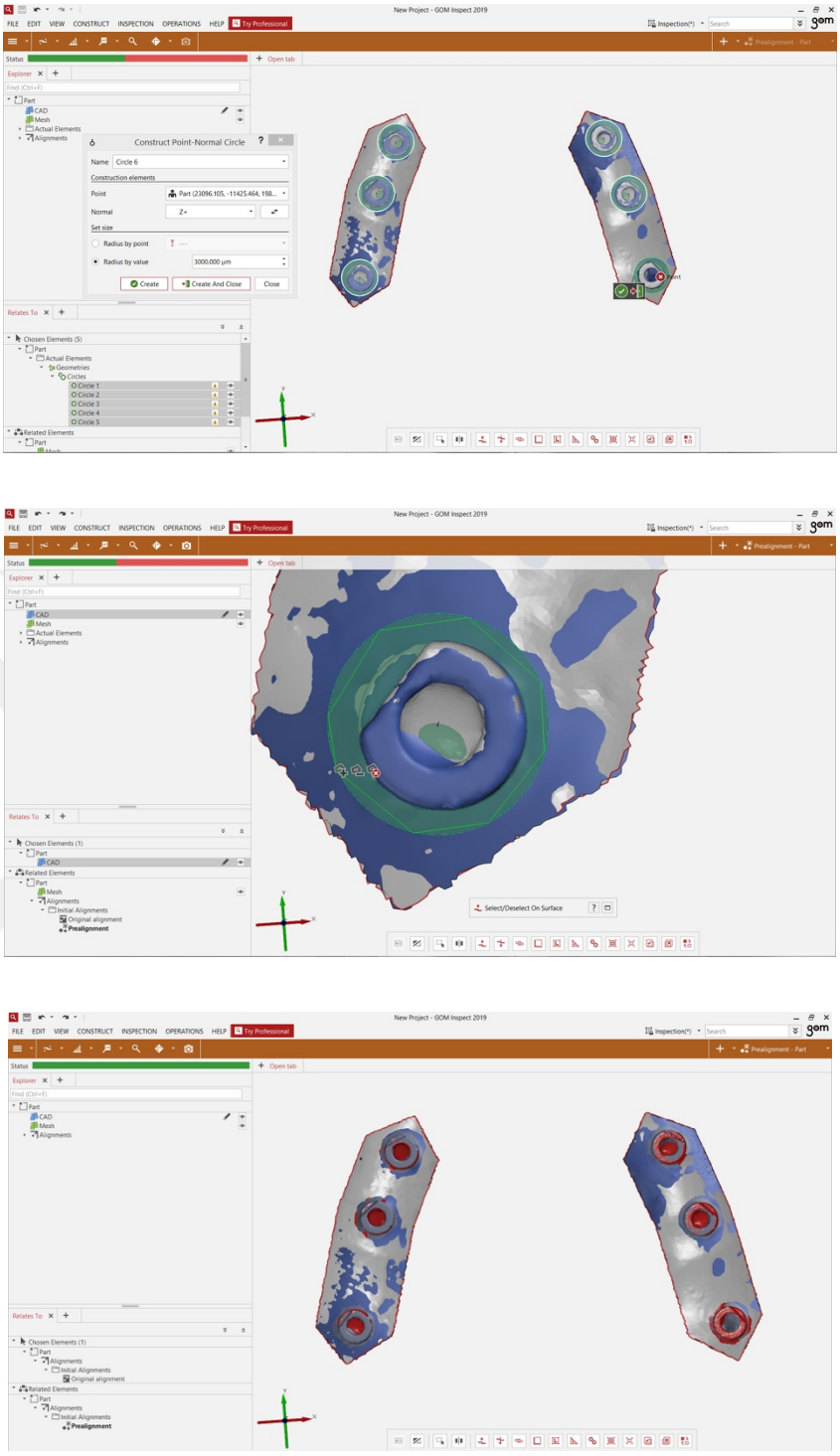
Şekil 3-50 : Karşılaştırma için kullanılacak alanların standardize edilmesi

Seçili alan dışındaki data silindikten sonra tekrar “Prealignment” aracı ile tüm modelin ölçü parçalarını içeren alanda CAD-Mesh data hizalanması tekrarlanmıştır (Şekil 3-51).



Şekil 3-51: Seçili alanlar referans alınarak CAD-Mesh dataların hizalanması

Taranabilir ölçü parçalarındaki sapma miktarını ayrı ayrı değerlendirebilmek için seçim yapılacak alanı her parça için standardize etmek amacıyla karşılaştırma alanını standardize ettiğimiz gibi “Point-Nominal Circle” aracı ile ölçü parçalarının tam ortası işaretlenerek Z ekseninde 3 mm çapında rehber halkalar yeniden oluşturulmuştur. Bu halkalar referans alınarak Select on surface tool aracı ile tarayıcı parçalar tek tek seçilmiştir (Şekil 3-52).



Şekil 3-52 : Taranabilir ölçü parçaların tek tek standardize alan ile seçilmesi

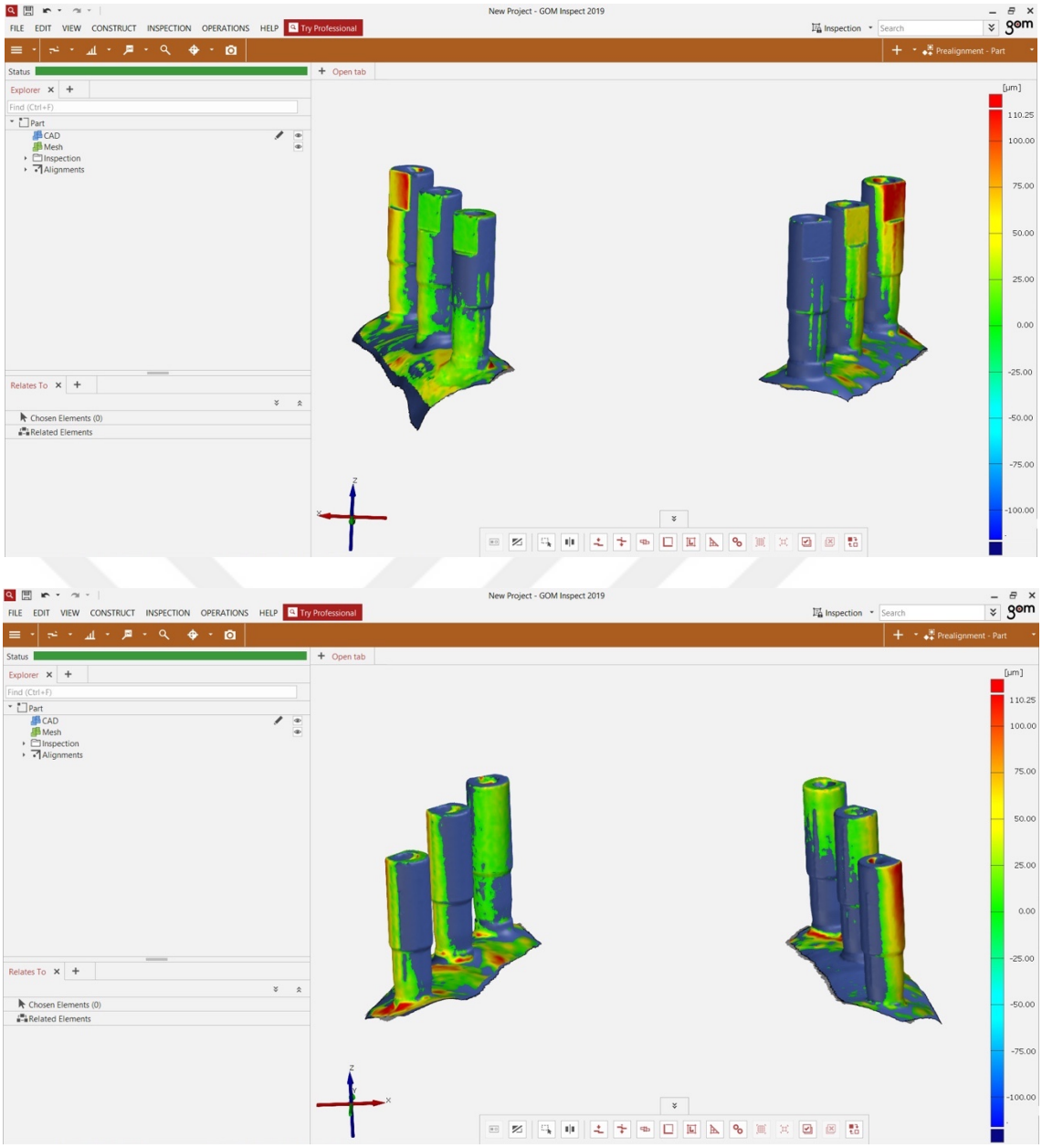
Ölçü parçalarını ayrı ayrı değerlendirmek amacıyla "Deselect On Surface Tool" aracı ile istenilen ölçü parçasının seçimi kaldırılmış ve geri kalan seçimler "ctrl+delete" komutu ile silinmiştir. "Best-fit" algoritması için rehber yüzey bulundurmanın daha doğru sonuç vereceği bilindiği için taranabilir ölçü parçası etrafındaki alanların datası

resimdeki gibi bırakılmıştır. Daha sonra tekrar “Prealignment” aracı ile 3 boyutlu sapma miktarı belirlenmiştir.

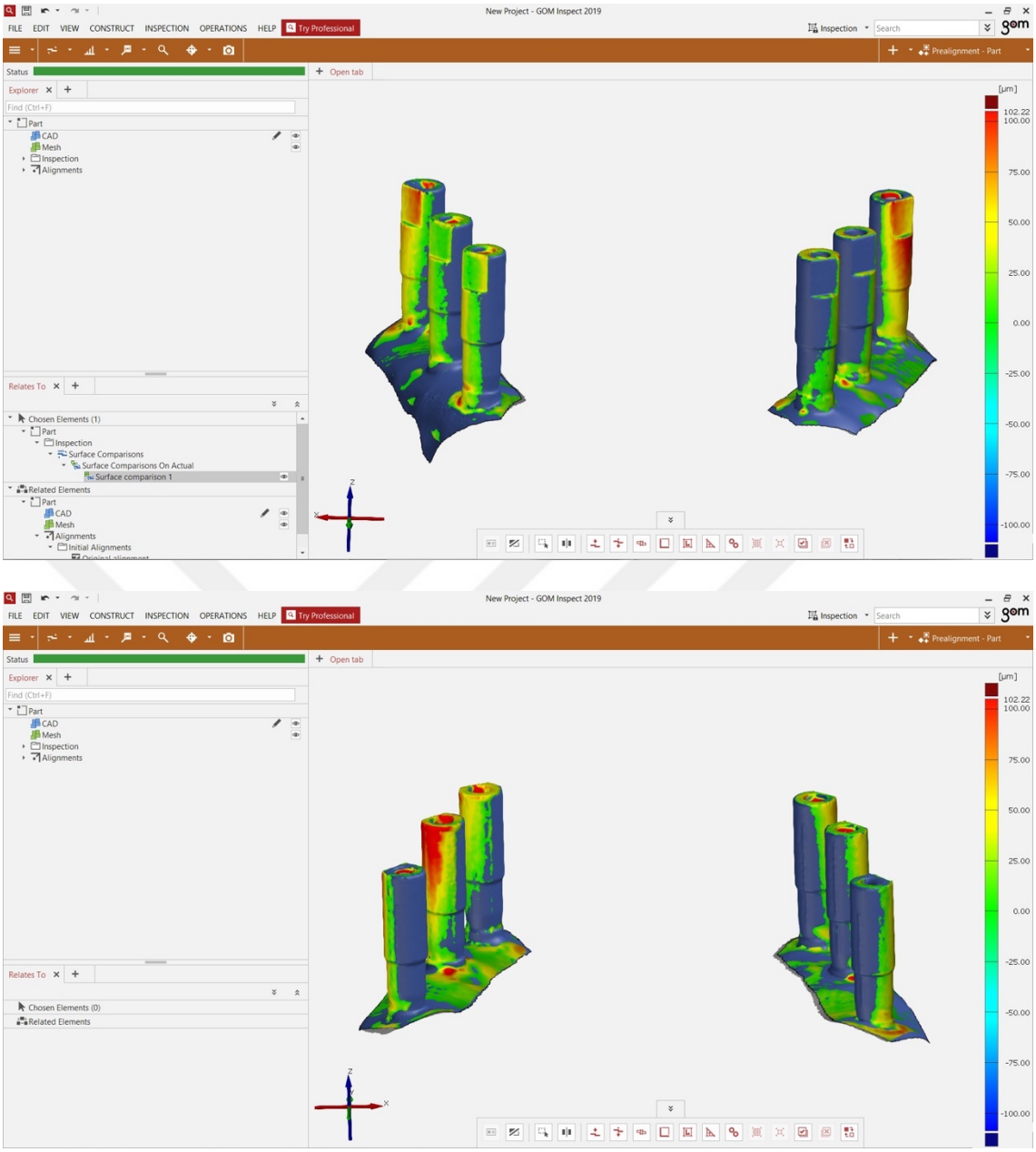
Şekil 3-53 : Her bir taranabilir ölçü parçası için 3 boyutlu sapma miktarının belirlenmesi

3.5. Modellerin Yüzey Çakıştırma Görüntüleri

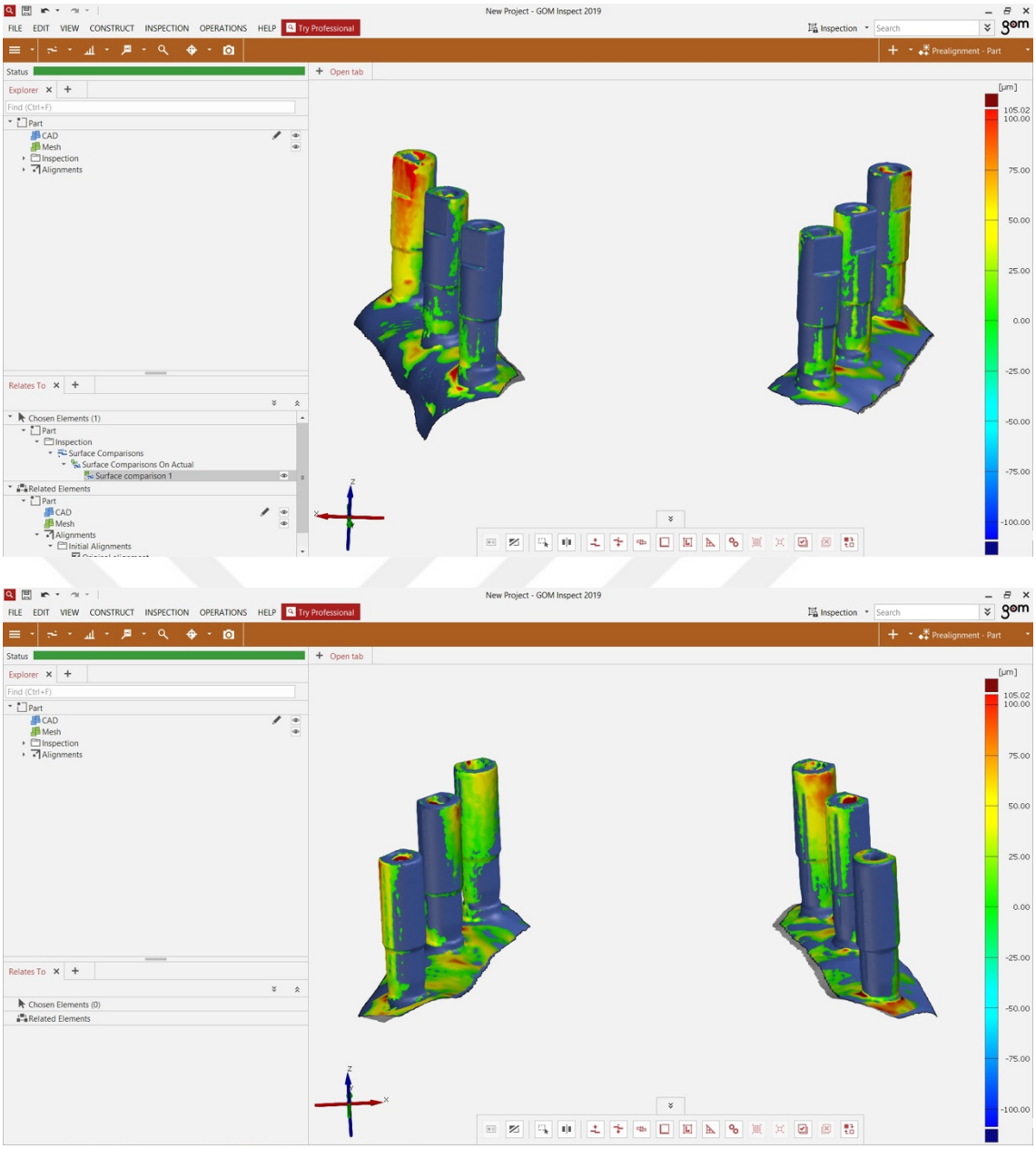
Ana model ve elde edilen modeller arasındaki yüzey çakıştırması işleminde oluşacak sapmanın görselleştirilebilmesi için tüm işlemler “Inspection>Cad Comprasion>Surface Comparison on Actual” aracı gerçekleştirilmiştir. Görsel için renk skalası “Continous” olarak seçilmiş ve en yüksek değerin üst limit olarak gösterileceği otomatik aralıklı bir skala oluşturulmuştur. Skalada sapma miktarı azdan çoğa doğru yeşil,sarı,turuncu ve kırmızı renkleri ile görselleştirilmiştir (Şekil 3-54) (Şekil 3-55) (Şekil 3-56) (Şekil 3-57) (Şekil 3-58) (Şekil 3-59) (Şekil 3-60) (Şekil 3-61) (Şekil 3-62).



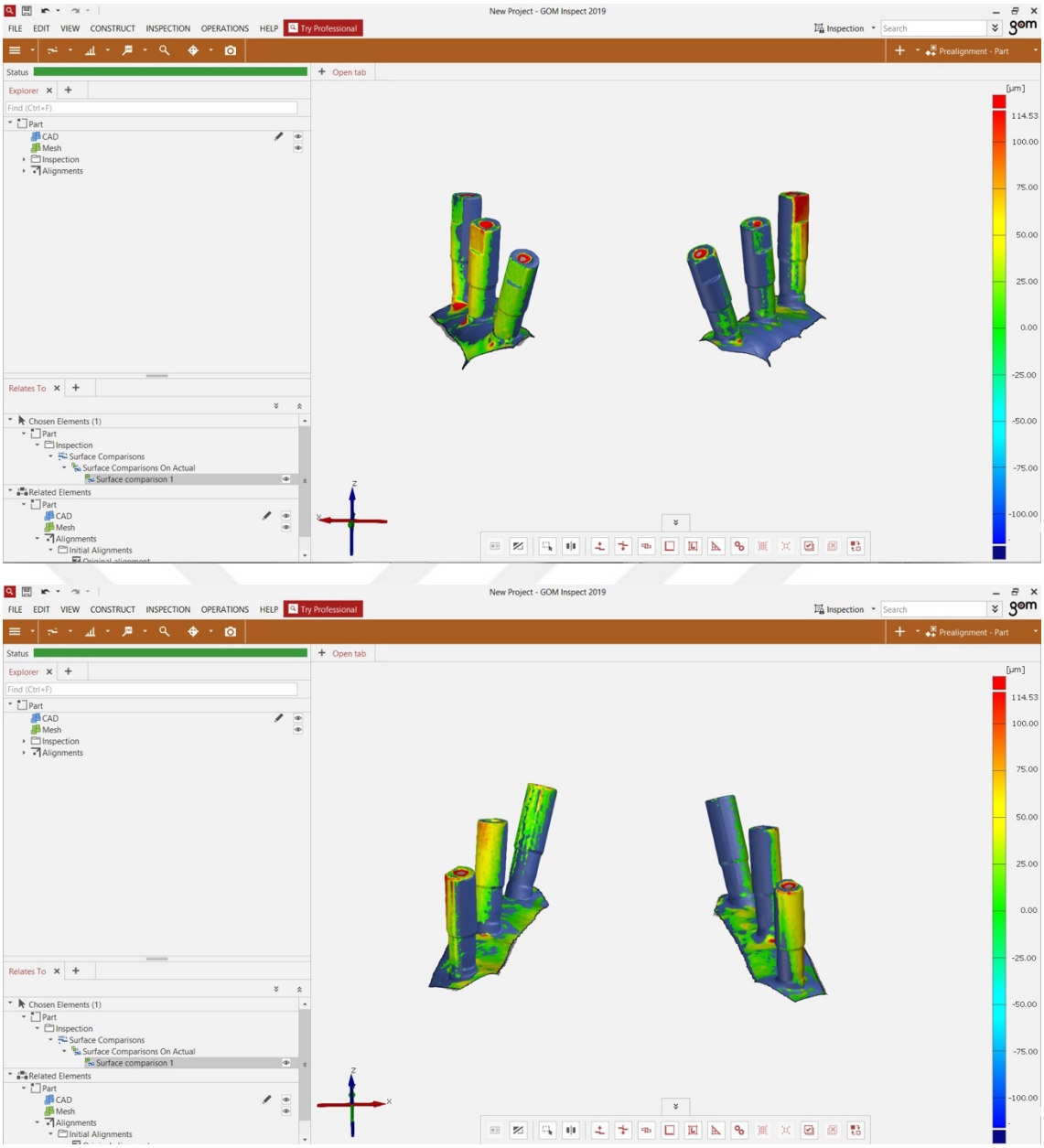
Şekil 3-54 : AS Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü



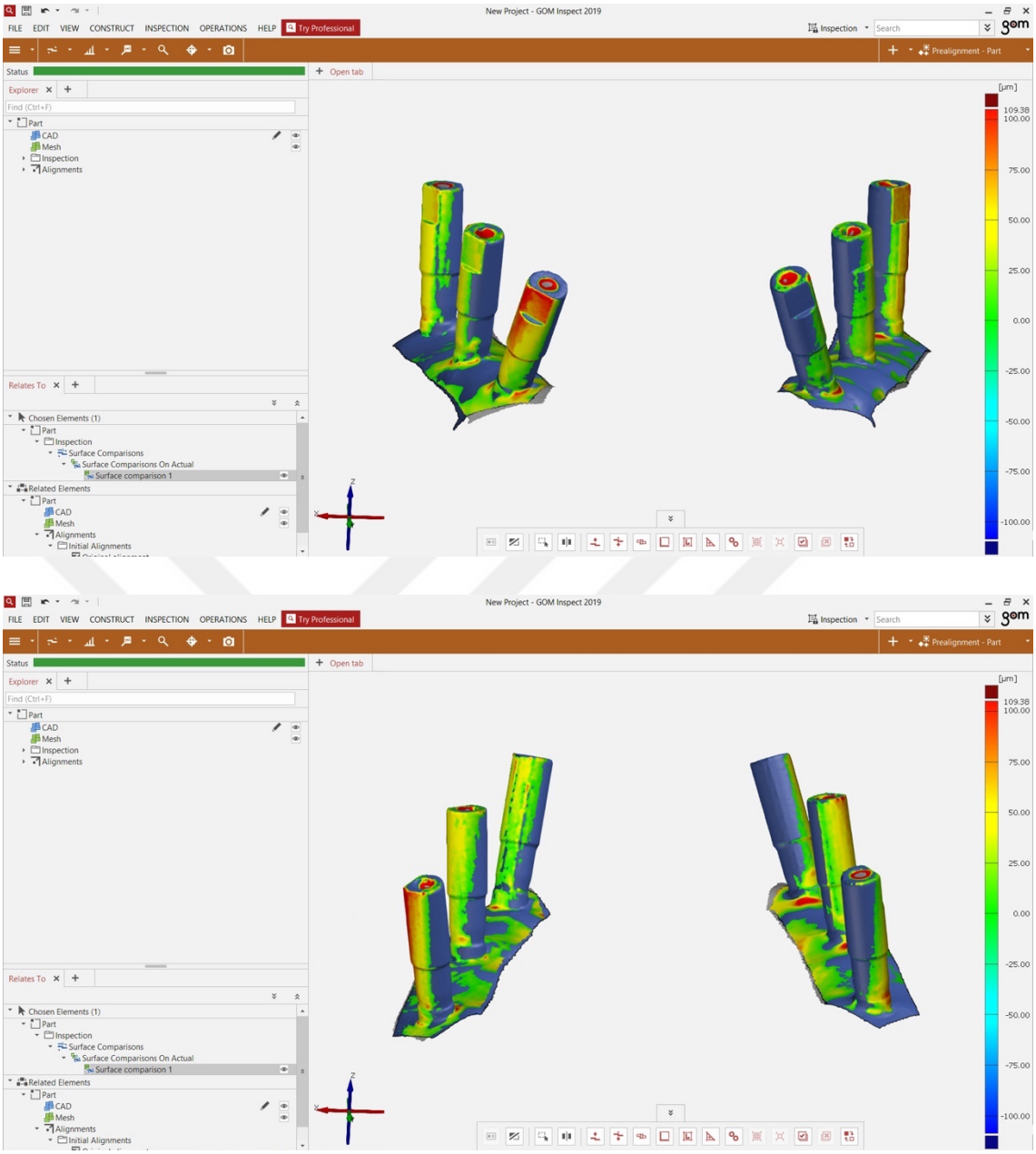
Şekil 3-55 : AP Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü



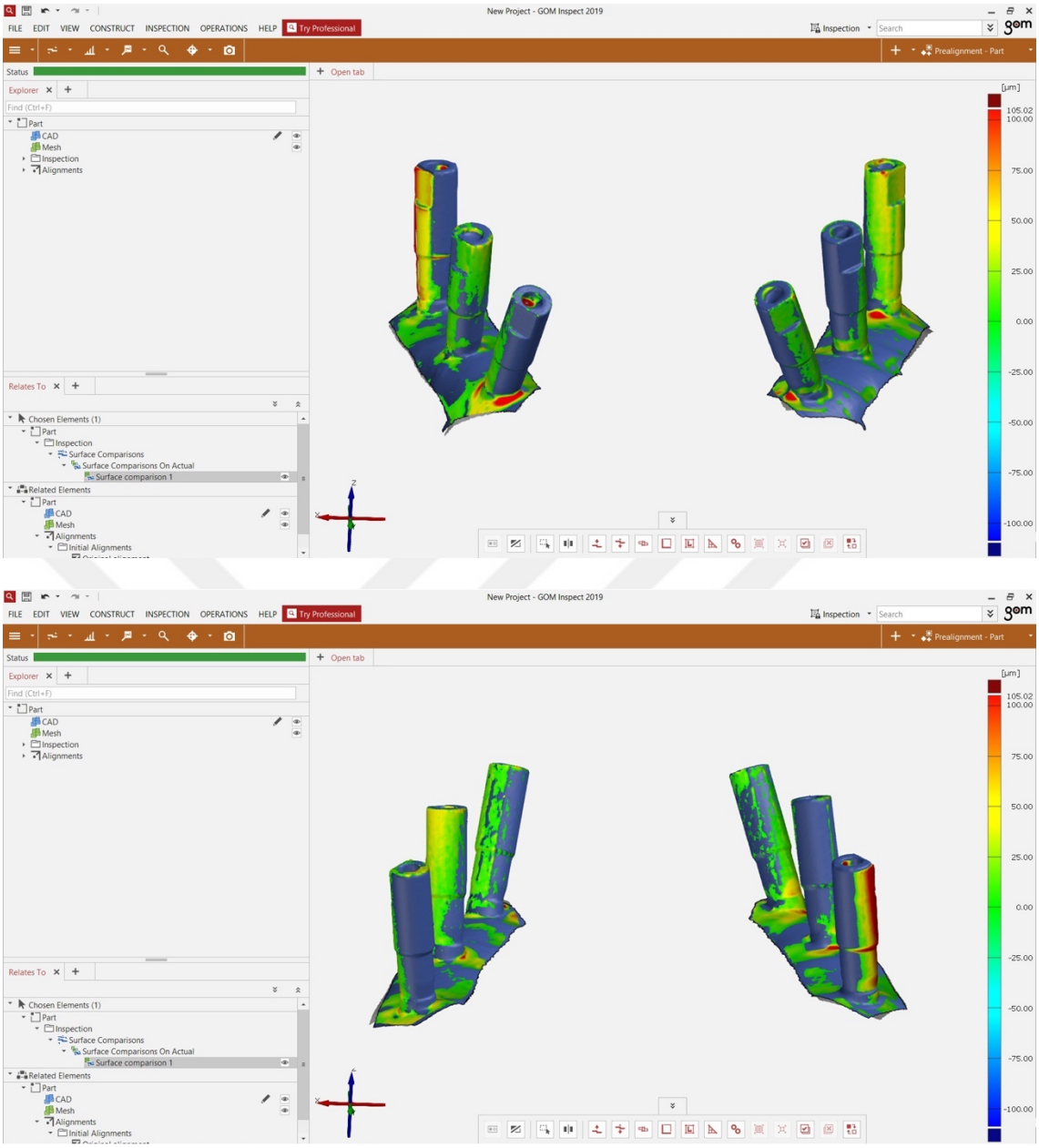
Şekil 3-56 : AL Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü



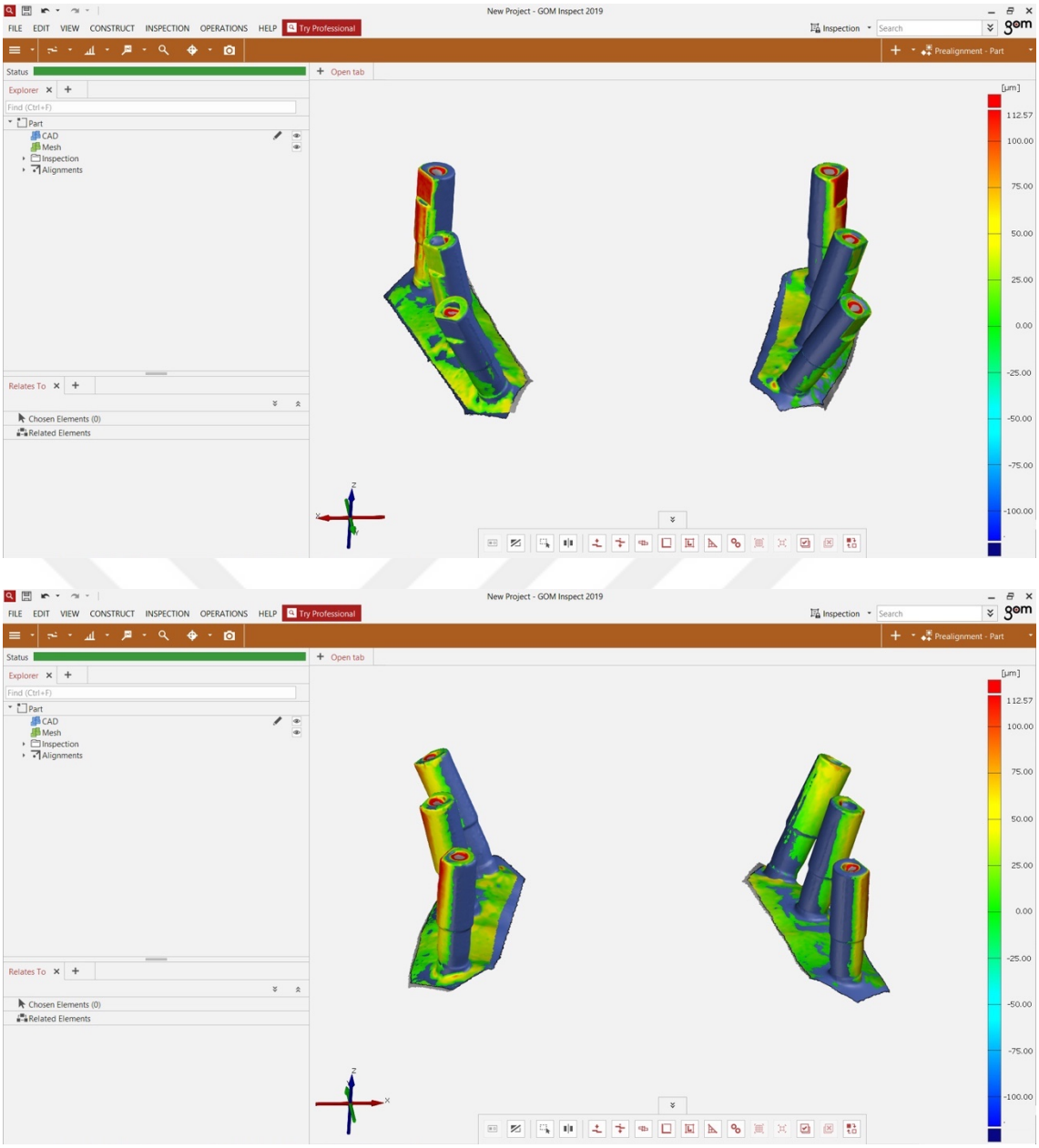
Şekil 3-57 : BS Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü



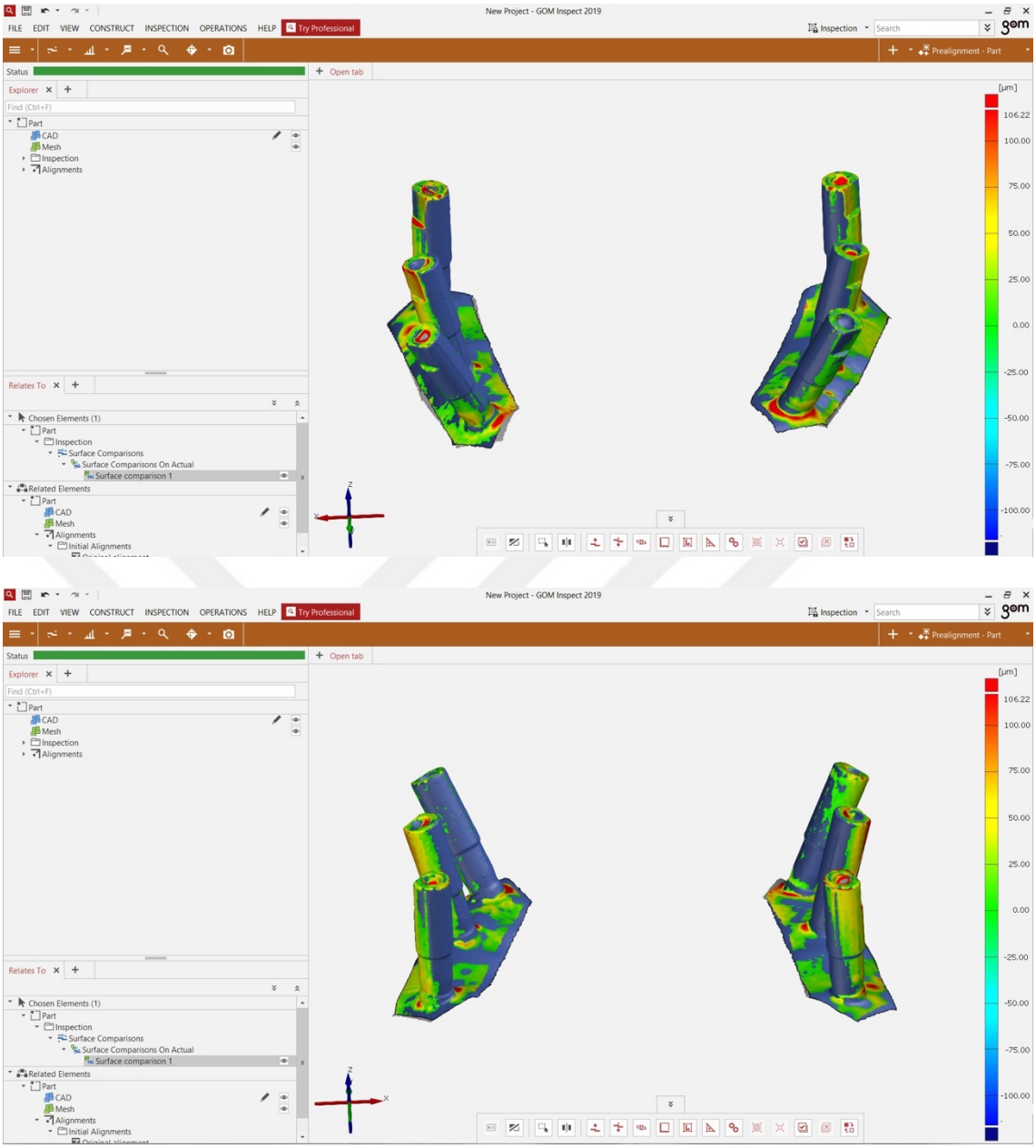
Şekil 3-58 : BP Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü



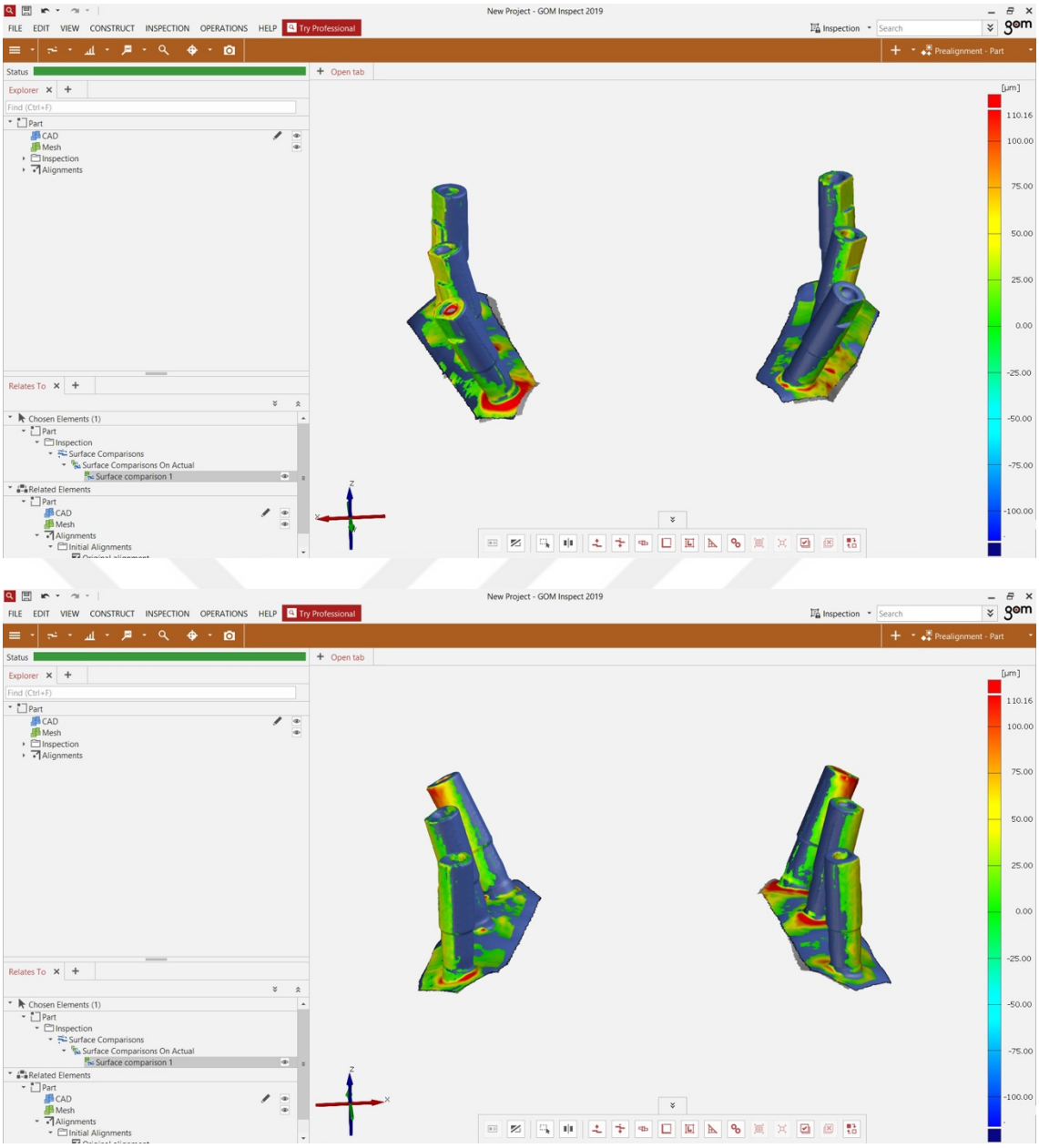
Şekil 3-59 : BL Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü



Şekil 3-60 : CS Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü



Şekil 3-61 : CP Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü



Şekil 3-62 : CL Grubu yüzey çakıştırma ön ve arka örnek görüntüsü

4. BULGULAR

4.1. Çakıştırma Sonrası Elde Edilen 3 Boyutlu Sapma Miktarı Bulguları

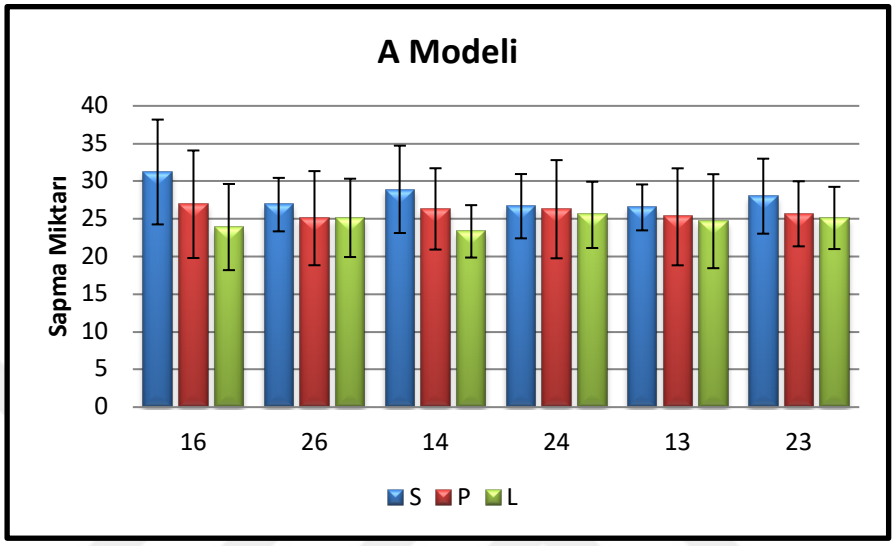
Tablo 4-1 : Modellerde ayrı ayrı ölçü tekniklerinin sapma miktarları açısından değerlendirilmesi

		Ölçü Tekniği			
		S	P	L	
Ana model	**İmplant No**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**p**
A Modeli	16	31,22±6,96	26,94±7,14	23,91±5,72	0,063
	26	26,89±3,55	25,09±6,25	25,13±5,2	0,672
	14	28,92±5,8	26,32±5,4	23,34±3,48	0,061
	24	26,68±4,27	26,28±6,52	25,53±4,4	0,882
	13	26,52±3,05	25,27±6,44	24,69±6,24	0,750
	23	28,01±4,98	25,67±4,32	25,12±4,13	0,328
B Modeli	16	29,75±6,08	26,33±3,08	25,3±4,59	0,108
	26	26,92±2,86	25,59±4,28	26,53±5,86	0,796
	14	27,48±2,64	25,1±1,81	25,01±2,52	0,043*
	24	26,77±1,8	25,29±2,92	24,89±2,19	0,190
	13	27,04±2,1	25,04±3,11	24,76±2,77	0,138
	23	27,17±1,86	25,23±2,81	26,44±2,76	0,238
C Modeli	16	29,67±6,19	28,28±5,62	28,09±3,69	0,766
	26	28,81±3,6	28,61±4,54	28,67±2,71	0,993
	14	30,62±3,78	26,3±4,36	26,51±4,38	0,048*
	24	29,38±3,15	27,91±4,79	27,19±2,5	0,397
	13	27,76±2,9	26,49±4,54	26,79±3,16	0,715
	23	27,43±2,89	26,45±4,73	27,89±3,47	0,686

Oneway ANOVA Test *$p<0.05$

A Modelinde;

16, 26, 14, 24, 13 ve 23 nolu implantlarda görülen sapma miktarı ortalamaları açısından ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

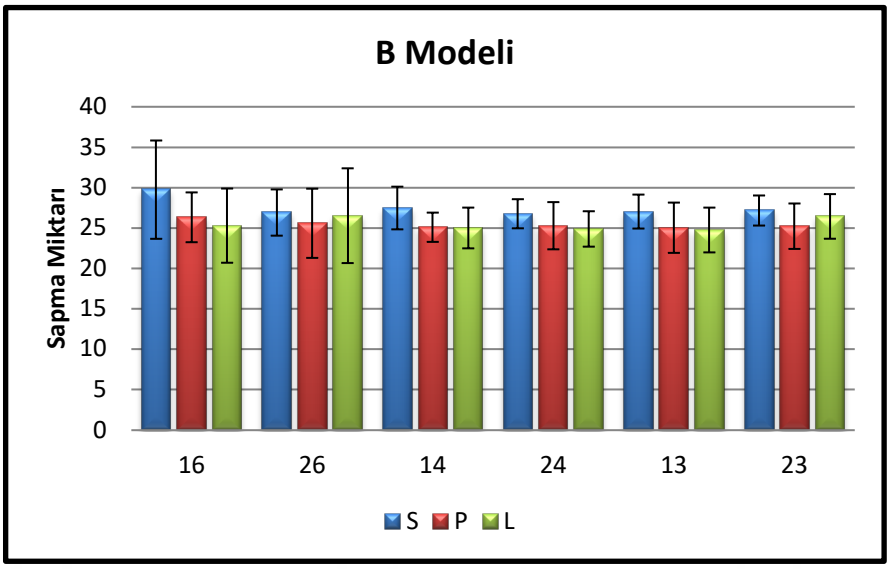


Şekil 4-1: A modelinde implantların ayrı ayrı farklı gruplardaki sapma miktarı

B Modelinde;

16, 26, 24, 13 ve 23 nolu implantlarda görülen sapma miktarı ortalamaları açısından ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

14 nolu implantta görülen sapma miktarı ortalamaları açısından ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.043; p<0.05). S tekniğindeki sapma ortalaması, P ve L tekniklerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p_1:0.032; p_2:0.027; p<0.05). P ve L ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

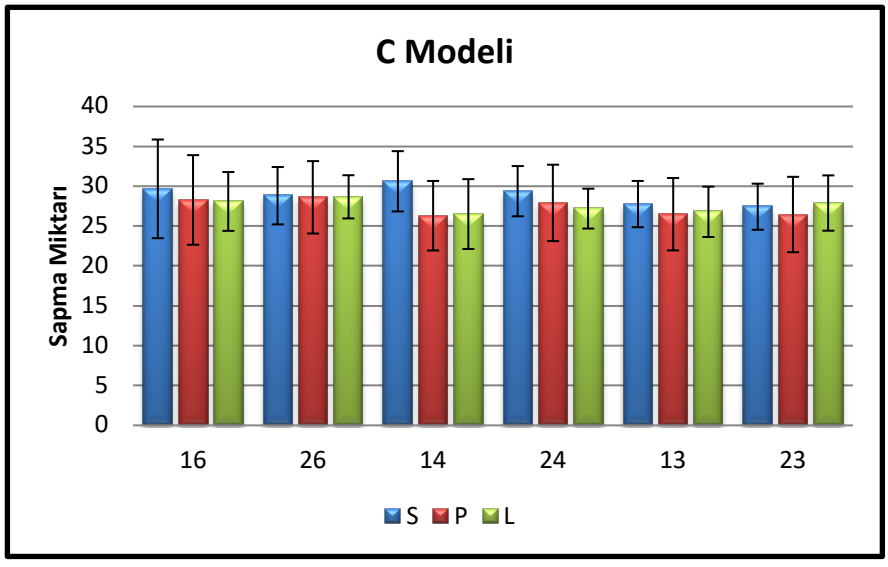


Şekil 4-2: B modelinde implantların ayrı ayrı farklı gruplardaki sapma miktarı

C Modelinde;

16, 26, 24, 13 ve 23 nolu implantlarda görülen sapma miktarı ortalamaları açısından ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

14 nolu implantta görülen sapma miktarı ortalamaları açısından ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.048$; $p<0.05$). S tekniğindeki sapma ortalaması, P ve L tekniklerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_1:0.029$; $p_2:0.037$; $p<0.05$). P ve L ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).



Şekil 4-3: C modelinde implantların ayrı ayrı farklı gruplardaki sapma miktarı

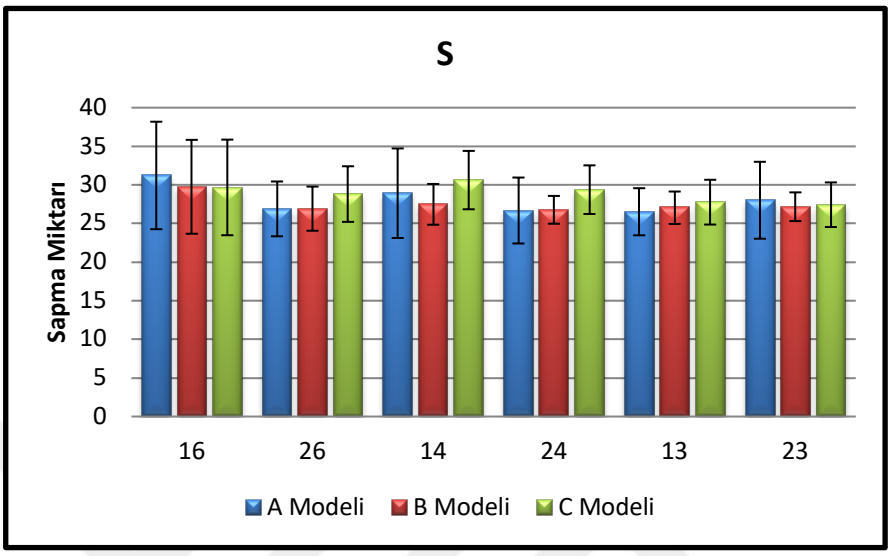
Tablo 4-2 : Ölçü tekniklerinde ayrı ayrı modellerin sapma miktarları açısından değerlendirilmesi

		Ana model			
		A Modeli	B Modeli	C Modeli	
Ölçü Tekniği	İmplant No	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	p
S	16	31,22±6,96	29,75±6,08	29,67±6,19	0,832
	26	26,89±3,55	26,92±2,86	28,81±3,6	0,357
	14	28,92±5,8	27,48±2,64	30,62±3,78	0,275
	24	26,68±4,27	26,77±1,8	29,38±3,15	0,125
	13	26,52±3,05	27,04±2,1	27,76±2,9	0,595
	23	28,01±4,98	27,17±1,86	27,43±2,89	0,863
P	16	26,94±7,14	26,33±3,08	28,28±5,62	0,724
	26	25,09±6,25	25,59±4,28	28,61±4,54	0,265
	14	26,32±5,4	25,1±1,81	26,3±4,36	0,756
	24	26,28±6,52	25,29±2,92	27,91±4,79	0,502
	13	25,27±6,44	25,04±3,11	26,49±4,54	0,777
	23	25,67±4,32	25,23±2,81	26,45±4,73	0,795
L	16	23,91±5,72	25,3±4,59	28,09±3,69	0,153
	26	25,13±5,2	26,53±5,86	28,67±2,71	0,267
	14	23,34±3,48	25,01±2,52	26,51±4,38	0,155
	24	25,53±4,4	24,89±2,19	27,19±2,5	0,267
	13	24,69±6,24	24,76±2,77	26,79±3,16	0,480
	23	25,12±4,13	26,44±2,76	27,89±3,47	0,226

Oneway ANOVA Test

S Tekniğinde;

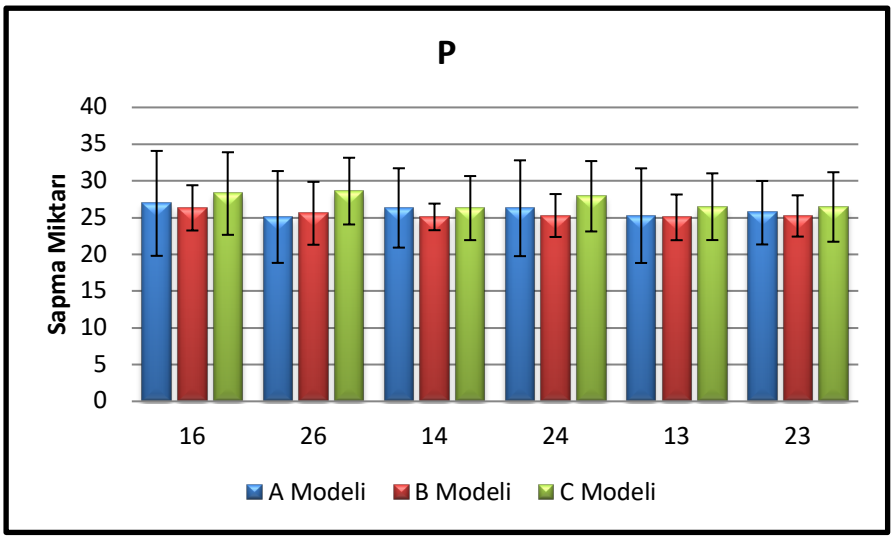
16, 26, 14, 24, 13 ve 23 nolu implantlarda görülen sapma miktarı ortalamaları açısından modeller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).



Şekil 4-4 : Ölçü parçalarının splintlenmediği gruplarda A,B ve C modellerindeki implantların ayrı ayrı sapma miktarları

P Tekniğinde;

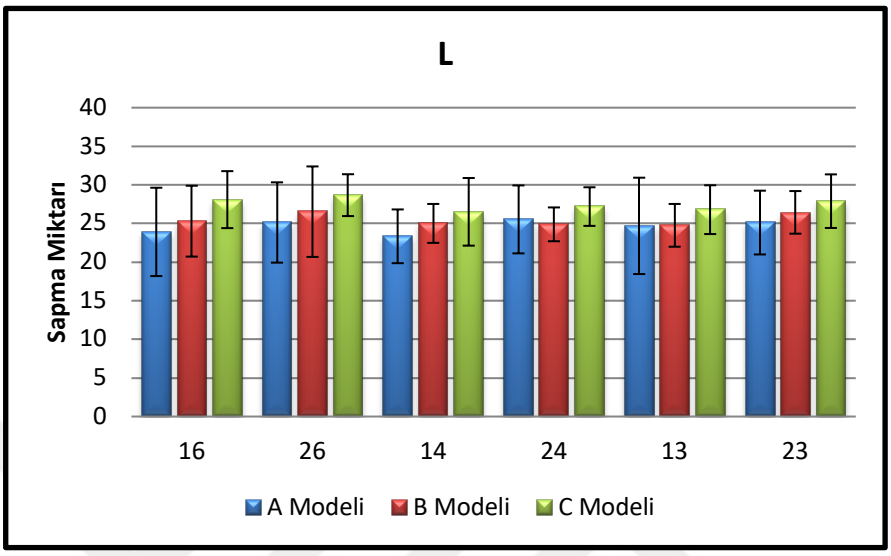
16, 26, 14, 24, 13 ve 23 nolu implantlarda görülen sapma miktarı ortalamaları açısından modeller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).



Şekil 4-5 : Ölçü parçalarının otopolimerize akrilikle splintlendiği gruplarda A,B ve C modellerindeki implantların ayrı ayrı sapma miktarları

L Tekniğinde;

16, 26, 14, 24, 13 ve 23 nolu implantlarda görülen sapma miktarı ortalamaları açısından modeller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).



Şekil 4-6 : Ölçü parçalarının ışıkla sertleşen akrilikle splintlendiği gruplarda A,B ve C modellerindeki implantların ayrı ayrı sapma miktarları

Tablo 4-3 : B modelinde ölçü tekniklerinde ayrı ayrı 23-24-26 nolu implantların değerlendirilmesi

	23	24	26	p
B Modeli	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	
S	27,17±1,86	26,77±1,80	26,92±2,86	0,918
P	25,23±2,81	25,29±2,92	25,59±4,28	0,969
L	26,44±2,76	24,89±2,19	26,53±5,86	0,586

Oneway ANOVA Test **p<0.05*

B Modelinde;

S ölçü tekniği kullanıldığında 23-24-26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05). P ölçü tekniği kullanıldığında 23-24-26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

L ölçü tekniği kullanıldığında 23-24-26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tablo 4-4 : B modelinde ölçü tekniklerinde ayrı ayrı 13-14-16 nolu implantların değerlendirilmesi

	13	14	16	p
B Modeli	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	
S	27,04±2,10	27,48±2,63	29,75±6,08	0,285
P	25,04±3,11	25,10±1,81	26,33±3,08	0,503
L	24,76±2,77	25,01±2,52	25,30±4,59	0,939

Oneway ANOVA Test **p<0.05*

B Modelinde;

S ölçü tekniği kullanıldığında 13-14-16 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

P ölçü tekniği kullanıldığında 13-14-16 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

L ölçü tekniği kullanıldığında 13-14-16 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tablo 4-5 : C modelinde ölçü tekniklerinde ayrı ayrı 23-24-26 nolu implantların değerlendirilmesi

	23	24	26	p
C Modeli	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	
S	27,43±2,89	29,38±3,15	28,81±3,6	0,396
P	26,45±4,73	27,91±4,79	28,61±4,54	0,581
L	27,89±3,47	27,19±2,5	28,67±2,71	0,533

Oneway ANOVA Test

C Modelinde;

S ölçü tekniği kullanıldığında 23-24-26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

P ölçü tekniği kullanıldığında 23-24-26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

L ölçü tekniği kullanıldığında 23-24-26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tablo 4-6 : C modelinde ölçü tekniklerinde ayrı ayrı 13-14-16 nolu implantların değerlendirilmesi

	13	14	16	p
C Modeli	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	
S	27,76±2,9	30,62±3,78	29,67±6,19	0,365
P	26,49±4,54	26,3±4,36	28,28±5,62	0,608
L	26,79±3,16	26,51±4,38	28,09±3,69	0,616

Oneway ANOVA Test

C Modelinde;

S ölçü tekniği kullanıldığında 13-14-16 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

P ölçü tekniği kullanıldığında 13-14-16 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

L ölçü tekniği kullanıldığında 13-14-16 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tablo 4-7 : 13 ve 23 nolu implantların sapma miktarı açısından değerlendirilmesi

Ana model	Ölçü tekniği	13 Ort±SS	23 Ort±SS	p
A Modeli	S	26,52±3,05	28,01±4,98	0,430
	P	25,27±6,44	25,67±4,32	0,870
	L	24,69±6,24	25,12±4,13	0,859
B Modeli	S	27,04±2,10	27,17±1,86	0,883
	P	25,04±3,11	25,23±2,81	0,883
	L	24,76±2,77	26,44±2,76	0,190
C Modeli	S	27,76±2,9	27,43±2,89	0,804
	P	26,49±4,54	26,45±4,73	0,985
	L	26,79±3,16	27,89±3,47	0,468

Student t test

A Modelinde;

S ölçü tekniği kullanıldığında 13 ve 23 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

P ölçü tekniği kullanıldığında 13 ve 23 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

L ölçü tekniği kullanıldığında 13 ve 23 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

B Modelinde;

S ölçü tekniği kullanıldığında 13 ve 23 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

P ölçü tekniği kullanıldığında 13 ve 23 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

L ölçü tekniği kullanıldığında 13 ve 23 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

C Modelinde;

S ölçü tekniği kullanıldığında 13 ve 23 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

P ölçü tekniği kullanıldığında 13 ve 23 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

L ölçü tekniği kullanıldığında 13 ve 23 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tablo 4-8 : 14 ve 24 nolu implantların sapma miktarı açısından değerlendirilmesi

Ana model	Ölçü tekniği	14 Ort±SS	24 Ort±SS	p
A Modeli	S	28,92±5,8	26,68±4,27	0,339
	P	26,32±5,4	26,28±6,52	0,989
	L	23,34±3,48	25,53±4,4	0,233
B Modeli	S	27,48±2,64	26,77±1,8	0,490
	P	25,1±1,81	25,29±2,92	0,862
	L	25,01±2,52	24,89±2,19	0,908
C Modeli	S	30,62±3,78	29,38±3,15	0,435
	P	26,3±4,36	27,91±4,79	0,441
	L	26,51±4,38	27,19±2,5	0,677

Student t test

A Modelinde;

S ölçü tekniği kullanıldığında 14 ve 24 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

P ölçü tekniği kullanıldığında 14 ve 24 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

L ölçü tekniği kullanıldığında 14 ve 24 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

B Modelinde;

S ölçü tekniği kullanıldığında 14 ve 24 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

P ölçü tekniği kullanıldığında 14 ve 24 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

L ölçü tekniği kullanıldığında 14 ve 24 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

C Modelinde;

S ölçü tekniği kullanıldığında 14 ve 24 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

P ölçü tekniği kullanıldığında 14 ve 24 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

L ölçü tekniği kullanıldığında 14 ve 24 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-9 : 16 ve 26 nolu implantların sapma miktarı açısından değerlendirilmesi

	Ölçü tekniği	16 Ort±SS	26 Ort±SS	p
A Modeli	S	31,22±6,96	26,89±3,55	0,102
	P	26,94±7,14	25,09±6,25	0,545
	L	23,91±5,72	25,13±5,2	0,622
B Modeli	S	29,75±6,08	26,92±2,86	0,199
	P	26,33±3,08	25,59±4,28	0,665
	L	25,3±4,59	26,53±5,86	0,608
C Modeli	S	29,67±6,19	28,81±3,6	0,706
	P	28,28±5,62	28,61±4,54	0,889
	L	28,09±3,69	28,67±2,71	0,690

Student t test

A Modelinde;

S ölçü tekniği kullanıldığında 16 ve 26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

P ölçü tekniği kullanıldığında 16 ve 26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

L ölçü tekniği kullanıldığında 16 ve 26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

B Modelinde;

S ölçü tekniği kullanıldığında 16 ve 26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

P ölçü tekniği kullanıldığında 16 ve 26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

L ölçü tekniği kullanıldığında 16 ve 26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

C Modelinde;

S ölçü tekniği kullanıldığında 16 ve 26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

P ölçü tekniği kullanıldığında 16 ve 26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

L ölçü tekniği kullanıldığında 16 ve 26 nolu implantlar arasında sapma miktarı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student t test kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

5. TARTIŞMA

Günümüzde bölümlü ve tam dişsiz çeneler implant destekli protezlerle sıklıkla rehabilite edilmektedir. İmplant destekli protezlerin klinik başarısı literatürde bir çok çalışma ile desteklenmiştir (1-6).

İmplant destekli protezlerin pasif uyumu uzun dönem klinik başarı için önemli bir kriterdir. Pasif uyumu sağlamak için en önemli aşama, hassas bir ölçüyle ağız içerisindeki implantların konumunun doğru bir şekilde modele aktarılmasıdır (9,176,177).

Ölçünün hassasiyeti, protezin uyumunu etkileyen önemli bir faktördür (7,9,6,178). Günümüze kadar literatürde implantüstü protezlerin ölçü tekniklerinin hassasiyetini kapsamlı şekilde inceleyen pek çok çalışma olmasına rağmen pasif uyumun sınırları hakkında kesin bir fikir birliğine varılamamıştır (179). Pasif uyumun tam olarak sağlanması pratik olarak çok mümkün olmasa da, amaç uyumsuzluğu minimalize etmek olmalıdır (10).

Uyumsuz alt yapılar, implant destekli protezlerde mekanik ve/veya implant çevresindeki dokularda biyolojik komplikasyonlara neden olabilir. Pasif uyumsuzluk vida gevşemesi veya kırığı, implant kırığı, protetik implant komponentlerinin aşınması veya kırığı gibi mekanik komplikasyonlara sebep olabileceği için implant protezlerin başarısındaki klinik önemi pek çok çalışmada vurgulanmıştır. Pasif uyumsuzluğa bağlı oluşacak mekanik komplikasyonlarla beraber protezin marjinalindeki açıklık plak birikimine bağlı biyolojik komplikasyonların da ortaya çıkmasına sebep olarak protezin başarısını olumsuz etkileyecektir (180).

Ölçü hassasiyetini; ölçü tekniği, kullanılan ölçü materyali, ölçü parçalarının splintlenmesi, splintleme materyali, implantların sayısı ve açıları, implant-abutment bağlantı tipi, implantın subgingival derinliği gibi pek çok faktör etkileyebilmektedir. Doğru ölçü için tüm bu faktörlerin göz önünde bulundurulması gerekmektedir (16,17).

Uyumsuzluğu minimalize etmek adına daha hassas ölçü elde edilebilmesi için pek çok farklı ölçü tekniği geliştirilmiştir. Doğru ölçü tekniği, minimum uygulama

süresi, kullanım kolaylığı, düşük maliyet ve hassas model üretimi gibi özelliklere sahip olmalıdır. İmplant destekli protezlerin ölçü aşamasında kullanılan geleneksel yöntemler açık(direkt/pick-up) ve kapalı(indirekt/transfer) kaşık ölçü tekni̇kleridir (6). Yapılan bir çok klinik çalışmada açık kaşık ölçü tekniği ile elde edilen ölçülerin kapalı kaşık tekniğine göre daha hassas olduğu belirtilmiştir (18-22).

Açık kaşık ölçü tekniğinde kullanılan ölçü parçalarının splintlendiği yöntem, yukarıda bahsedilen doğru ölçü tekniğinin sahip olması gereken tüm özelliklerine sahip olmasa da literatür incelendiğinde en yaygın olarak kullanılan yöntem olduğu görülmektedir (181). Açık kaşık ölçü tekniğinde ölçü alma işlemi öncesi ölçü parçaları değişik materyaller ile splintlenebilir. Sıklıkla splint materyali olarak kullanılan otopolimerize akrilik reçinenin en önemli dezavantajı olan polimerizasyon büzülmesi nedeniyle farklı splint materyalleri ve splintleme yöntemleriyle ilgili pek çok çalışma yapılmıştır. Araştırmacıların çoğu ölçü parçalarının splintlenmesinin daha hassas bir ölçü elde edilmesini sağlayacağını belirtirken, bazı araştırmacılar splintlemenin gerekli olmadığını savunmuşlardır (23-27,149).

Ölçü hassasiyetini etkileyen bir diğer önemli faktör ise implant açılanmasıdır. Klinik bazı durumlarda özellikle distaldeki implantlar sinüs kaldırma, kemik grefti ve mandibular sinir repozisyonu gibi komplike tedavilerden kaçınmak amacıyla anatomik oluşumlar göz önünde bulundurularak açılı yerleştirilmektedir (4,176,182). Açılı implantlar ölçü materyali sertleştikten sonra kaşığın çıkarılması sırasında daha fazla kuvvet gerektireceği için ölçü materyalinin deforme olmasına sebep olabilmektedir. (26,183)

Konuyla ilgili literatürlerin ışığında, çalışmamızda farklı implant açılarının ve ölçü parçalarının splintlenmesinin açık kaşık ölçü tekniğin netliğine olan etkisi in vitro olarak değerlendirilmiştir.

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

5.1.1. Ana Modelin Hazırlanması

İmplant ölçü tekniklerinin hassasiyetlerinin değerlendirildiği in vitro çalışmalarda ana model hazırlanması için; alüminyum metal, akrilik rezin, epoksi rezin, paslanmaz çelik, sert alçı gibi pek çok farklı materyal kullanılmıştır. (179,181,184-189)

Sert alçı dışındaki materyallerin daha parlak yüzeyli olmalarının, kullanacağımız 3 boyutlu tarayıcının tarama işlemi sırasında problem yaratabileceği düşünüldü. Kullanımın kolay ve pratik olmasıyla beraber taranabilirliğinin de iyi olması nedeniyle sert alçı ile ana modelin oluşturulmasına karar verildi (189).

Ana modeli oluşturacak alçı tipine karar verilmeden önce ön bir çalışma yapılmıştır. Bu ön çalışma için tip 1 beyaz alçı (Snow White Plaster, Kerr, Amerika), tip 3 (Moldano , Heraus Kulzer) sert alçı , tip 4 (Fujirock EP, Optiflow, GC) sert alçı kullanılmıştır. Beyaz renginden dolayı tarama sırasında zorluk çıkarma ihtimaline karşı beyaz alçıya renklendirici pigment eklenerek 4. grup oluşturulmuştur. Dişsiz çene matrisimizden 4 farklı alçı tipiyle ana model örnekleri elde edilmiştir. Bu modeller tarayıcıda taranmış ve taranabilirliği açısından anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Beyaz alçının taranma işlemi diğer modellere göre biraz daha uzun sürmüş fakat tatmin edici sonuç elde edilebilmiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre daha rijit olması nedeniyle tip 4 (Fujirock EP Optiflow, GC) alçının ana model hazırlanmasında kullanılmasına karar verildi.

Papazoglou ve arkadaşlarının 2019 yılında yaptıkları çalışmada da ana modeli elde etmek için çalışmamızda kullandığımız tip 4 alçı (Fujirock Ep,GC) kullanılmıştır (184).

Yapılan bazı çalışmalarda ana model olarak blok şeklinde ve düz ölçü yüzeyine sahip ana modeller oluşturulmuştur. Bu durum klinikte ölçü kaşığı ağızdan çıkarılırken ölçü materyalinin anatomik oluşumlara ve çevre dokuların yarattığı andrıkatlara bağlı deformasyonunu doğru bir şekilde simüle edemeyeceği düşünüldüğü bildirilmektedir (190). Klinik durumu simüle etmesi açısından hazır çene modeli veya hastaların çenelerinden alınan ölçülerle ana modelin hazırlandığı çalışmalarda mandibula modeller maksilla modellere göre daha sık kullanılmıştır (191).

Çalışmamızda klinik durumu maksimum simüle etme hedeflendiğinden, çenelerin anatomik yapısı ve klinikte sıklıkla karşılaşılan durumlar göz önünde bulundurulduğunda implantta açılanmanın daha sık maksillada görülmesi sebebiyle ana modelin maksilla model olarak hazırlanmasına karar verildi. Dişsiz bir çene modeli (Frasaco AG-3, Frasaco, Almanya) kullanılarak tip 4 alçı (Fujirock EP Optiflow, GC) ile 3 farklı maksilla modeli elde edildi.

5.1.2. Kullanılacak İmplant Bağlantı Tipinin Belirlenmesi

Hazırlanan ana modellere tam dişsiz üst çenelerde genellikle tek parça implant üstü protezler için 6 implant tercih edildiği için 6 analog yerleştirilmesine karar verilmiştir. Ölçü hassasiyetini etkileyebilecek implant-abutment bağlantı tipi düşünülerek implant sistemi tercihi yapılmıştır.

İmplant ve abutment bağlantı tipleri basit olarak internal ve eksternal olarak sınıflandırılmaktadır. İnternal bağlantılar eksternal bağlantılara göre daha iyi kuvvet dağılımı ile rotasyonu önler ve daha dirençli bir bağlantı oluşmasını sağlar (192). İnternal bağlantı şeklinin, abutmentın mikro hareketliliğini azaltarak uygun kuvvet iletimi sağlaması, vida kırığı riskinin azaltılması ve implantın boyun bölgesindeki aşırı streslerin engellenmesi gibi üstünlükleri mevcuttur (193).

Yapılan çalışmaların çoğunda klinikte daha sık kullanılması nedeniyle internal bağlantıya sahip implantlar kullanılmıştır. Çoğu internal bağlantı eksternal bağlantıya göre daha uzun ve geniş implant/abutment bağlantısına sahiptir. Bağlantı alanının daha fazla olması da ölçünün ağızdan uzaklaştırılırken ölçü parçalarının yer değiştirmesine sebep olabilir. İmplantlar birbirine paralel olmadığında bu durum daha da fazla artabilir. Bu sebeple bu sistemlerde ölçü parçalarının splintlenmesi klinik olarak anlamlı olabilir (4).

Internal bağlantı tiplerinden ‘internal fricton fit’ bağlantısı, ‘internal slip fit’ bağlantısına göre daha fazla dikey yönde sapma yaratacaktır. Bu durum da splintlemenin etkisinin saptanmasına engel olabilir (194).

Alikhasi ve arkadaşlarının (195) yaptıkları çalışmada, farklı bağlantı tiplerine sahip (internal ve eksternal) iki farklı ana model oluşturulmuştur. Bu modellere dörder implant düz ve açılı olmak üzere farklı şekillerde yerleştirilmiştir. Konvansiyonel ve dijital yöntemlerle farklı ölçü teknikleriyle ölçüler alınmıştır. Konvansiyonel yöntem ile ölçü alınan gruplar incelendiğinde internal bağlantılı implantların kullanıldığı grupta düz implantların açılı implantlara göre daha iyi sonuç verdiği, eksternal bağlantılı implantların kullanıldığı grupta ise tersi sonuç oluştuğu görülmüştür. Yazarlar eksternal bağlantıda herhangi bir farklılık oluşmamasını beklerken çıkan bu şaşırtıcı sonuca; araştırmacının ölçü kaşığını çıkarırken distorsiyonu önlemek için beklenmedik bir şekilde açılı implantlara doğru devirerek çıkarmasının sebep olabileceğini belirtmişlerdir.

Mpikos ve arkadaşları (196) ölçü tekniğinin ve implant açısının internal ve eksternal bağlantılı implantlarda ölçü hassasiyetine etkisini değerlendirdiği çalışmalarında eksternal bağlantılı implantlarda implant açısının ölçü hassasiyetine etkisi olmadığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda yapılan çalışmaların sonuçları göz önüne bulundurularak açılanmadan daha çok etkilenmesine rağmen yapısal üstünlükleri nedeniyle daha sık kullanıldığı için internal bağlantı tipine sahip Osstem implant sistemleri tercih edilmiştir.

5.1.3. Yerleştirilecek Analogların Açılarının Belirlenmesi

Klinik koşullarda çoğu zaman anatomik yapıların kısıtlamaları nedeniyle implantların paralel yerleştirilmesi mümkün olamamaktadır (186).

Ölçü hassasiyeti için en uygun implant pozisyonu yatay düzleme implantın dik şekilde yerleştirilmiş olmasıdır (26). Bazı çalışmalarda açılı implantların olduğu modellerdeki ölçünün hassasiyetinin düz implantların olduğu modellere ait ölçüye nazaran daha düşük olduğu belirtilmiştir (26,29,70,73,183,196). Ölçü hassasiyetini olumsuz etkileyebilecek olan açılanma derecesinin 5 ila 40 derece arasında değişebildiği belirtilmiştir (197).

Carr ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (18) implant açısının 15 dereceye kadar , Jang ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (198) ise 20 dereceye kadar ölçü hassasiyetini etkilemediği; bu açılardan daha büyük değerlerde ise negatif etkisi olduğu belirtilmiştir.

Prithviraj ve arkadaşlarının yaptıkları derlemede açılı implantların varlığında ölçü materyalinin uzaklaştırılması sırasında oluşacak distorsiyonun artabileceği ve bu distorsiyonun implant sayısının artmasından da etkilenebileceği bildirilmiştir (199).

İmplant sayısının 3'ten az veya implant açılarının 15 dereceden az olduğu durumlarda ölçü parçalarının splintlendiği açık kaşık ölçü tekniği üstün olmasına rağmen distorsiyonun daha az oluşacağı için kapalı kaşık ölçü tekniğinin de kullanılabileceği düşünülmektedir (3).

İmplant-abutment bağlantı tipinin etkisi düşünüldüğünde, internal bağlantılı implantlarda, implant 25 dereceden daha fazla açıya sahip olduğunda ölçü hassasiyetinin azaldığını belirtilen çalışmalar bulunmaktadır (196).

Lee ve arkadaşları (162) yaptıkları çalışmada internal ve eksternal bağlantılı implantlarda açı farklılıklarının ölçü hassasiyetine etkisini değerlendirmişlerdir. 0, 15 ve 25 dereceye sahip internal ve eksternal bağlantılı implantların ölçü hassasiyeti karşılaştırıldığında 25 dereceye sahip internal bağlantılı implantlar dışındaki gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. 25 dereceye sahip internal bağlantılı implantlarda ise ölçü hassasiyetinin azaldığını belirtmişlerdir. Bu durum internal bağlantıya sahip açılı implantlarda, ölçü kaşığının uzaklaştırılması sırasında oluşan strese bağlanmıştır.

Bununla birlikte bazı çalışmalarda ise 15 dereceye kadar implant açısının ölçü hassasiyetini etkilemediği belirtilmiştir (82,200).

Papaspyridakos ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada paralel implantlar açılı implantlarla kaşılaştırıldığında ölçü hassasiyetinin daha iyi olduğu belirtilmiştir. Açılı implantlardaki sapmanın istatistiksel olarak biraz fazla olduğu ve bunun da tolere edilebilir sınırlarda olduğu söylenmiştir (201).

Jo ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada implant açısının, ölçü tekniğinin ve ölçü parçasının uzunluğunun ölçü hassasiyetine etkisi değerlendirilmiştir. Bunun için 1 tanesi 10 derece mesiale doğru açılı ve iki tanesi düz olmak üzere, blok üzerine toplam 3 analog yerleştirilmiştir. Çalışma sonucunda ölçü parçalarının uzunluğunun ve implantın açısının ölçü netliğine etkisi olmadığı belirtilmiştir (202).

Çalışmamızda internal bağlantı sistemine sahip implantlar 3 ana modelde farklı açılarda yerleştirilmiştir. Yukarıda bahsedilen çalışmalar değerlendirildiğinde özellikle 15 ve 30 derecelerin vurgulandığı göz önünde bulundurularak, açıların 0 - 30 derece arasında ayarlanmasına karar verilmiştir. Birinci ana model için 6 analog yer düzlemini dik kesen düzleme paralel yani düz olarak yerleştirilmiştir. İkinci ana model için molar bölgesindeki analoglar düz, premolar bölgesindeki analoglar 15 derece mesiale doğru eğimli ve kanin bölgesindeki analoglar 30 derece mesiale eğimli şekilde yerleştirilmiştir. Üçüncü ana model için ise molar bölgesindeki analoglar düz, premolar bölgesindeki analoglar 10 derece bukkale doğru eğimli ve kanin bölgesindeki analoglar 20 derece bukkale doğru eğimli yerleştirilmiştir.

Çalışmamızda analogların yerleşim açısı için konumlanacakları ideal bölge ana modellerin katı modeli (üretim amacı taşıyan 3d model) oluşturulduktan sonra 3 boyutlu olarak açılacak deliklerin girişinin çok bukkalde veya çok lingualde kalmaması sağlanacak şekilde kretin anatomisine uygun şekilde ayarlanmıştır. Açıların değerlendirilirken aynı modelde standart olması amacıyla ve klinik tabloda anatomik yapıları düşününce daha çok molar bölgesindeki implantların düz olabileceği düşünülerek analoglar düz yerleştirilmiştir. İkinci ana modelde önceki çalışmalarda elde edilen sonuçlar düşünülerek klinik tabloya da uygun şekilde olması sebebiyle premolar bölgesinde mesiale doğru 15 ve kanin bölgesinde mesiale doğru 30 derece açılanmasına karar verilmiştir. Üçüncü modelde ise bukkale doğru 15 ve 30 derecenin hem klinik tablodan uzaklaşabileceği hem de analog için hazırlanacak deliğin ön çalışmada hazırlanan dijital katı modelde değerlendirildiğinde çok bukkalde kalacağı için , 10 ve 20 dereceler tercih edilmiştir.

Literatür incelendiğinde çalışmamızdaki açılanmaya benzer olarak Shim ve arkadaşlarının (203) yaptıkları çalışma dışında, açılanmanın etkisini mesio-distal ve

bukko-lingual açılanma olarak ikiye ayırıp değerlendiren çalışma olmadığını görmekteyiz.

5.1.4. Ölçü Kaşıklarının Hazırlanması

Ölçü kaşıkları genel olarak farklı büyüklüklerde bulunan hazır kaşıklar ve özel ölçü kaşıkları olarak sınıflandırılmaktadır. Hazır kaşıklar genellikle metal ve plastik olarak bulunmaktadır (204). Özel ölçü kaşıkları ise ısıyla polimerize olan, otopolimerizan veya ışıkla polimerize olan akrilik ile üretilebilirler (99).

Literatürde bir çok yazar özel ölçü kaşıklarının hazır kaşıklara göre daha hassas sonuç elde ettiğini belirtmişlerdir. Bu durum ölçü materyalinin özel ölçü kaşığına daha iyi adezyonuyla, ölçü materyalinin her yerde aynı kalınlıkta olması ve eşit şekilde desteklenebilir olmasıyla açıklanabilir (100,101,205)

Goel ve arkadaşlarının (206) yaptıkları çalışmada açık kaşık ölçü tekniğinde farklı ölçü kaşığı tiplerinin hassasiyete olan etkisini değerlendirilmiştir. Bölümlü dişsiz olarak hazırlanan ana modele birbirine paralel iki implant yerleştirilmiştir. Polivinilsiloksan ölçü maddesi ile 3 farklı tipte kaşıkla ölçü alınmıştır. Birinci grupta çıkarılabilir plastik parçalara sahip alüminyum gövdeden oluşan prefabrik Corimplant kaşığı, ikinci grupta ısıyla polimerize olan akrilikle hazırlanmış özel ölçü kaşığı, üçüncü grupta ise ışıkla sertleşen akrilikle hazırlanan özel ölçü kaşığı kullanılmıştır. Özel ölçü kaşığı olan grup hazır kaşık grubuna göre daha iyi sonuç elde etse de istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmediği bildirilmiştir. Spectro ve arkadaşları ile Rueda ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda da benzer sonuçlar bulunmuştur (22,207).

Bununla beraber hazır kaşıklarla yeterli hassasiyette sonuç elde edildiğini belirten çalışmalar da vardır. Bu çalışmalarda hazır kaşığın ekstra ölçü alınmasını gerektirmemesi ve zaman kazandırması gibi avantajlarından bahsedilmektedir (98,102).

Hazır kaşıkların değerlendirildiği çalışmalara bakıldığında rijit olan metal kaşıkların plastik kaşıklara göre daha üstün olduğu belirtilmiştir (98,103-105). Özellikle

yüksek viskoziteye sahip ölçü materyallerinde plastik hazır kaşıkların kullanılmaması gerektiğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (204).

Bazı çalışmalarda polieter veya polivinilsiloksan gibi yeterli rijitliğe sahip ölçü materyalleri kullanıldığı zaman özel ölçü kaşığı kullanımının kritik olmadığı belirtilmişitr. Bu durum iki ölçü materyalinin de tatmin edici rijitliğe ve yüksek boyutsal stabiliteye sahip olmalarıyla açıklanmıştır (108).

Marocci ve arkadaşları (208) perfore hazır kaşıklar ile akrilikten yapılan özel ölçü kaşıklarını karşılaştırdıkları çalışmada perfore kaşıkların kullanım kolaylığı ve pratikliği avantajları; yeterince rijitliğe sahip olmaması, kişisel olmaması ve esnekliği dezavantajları olarak bildirmişlerdir. Çalışma sonucuna göre bu kaşıklarla alınan ölçü hassasiyetinin özel ölçü kaşıklarına göre istatistiksel olarak daha düşük olduğu belirtilmiştir. Delinebilir hazır kaşıkların klinik kullanımının kolaylığından dolayı tek üyeli implant üstü ölçülerde yeterli olduğu için tercih edilebileceğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (106,107).

Gupta ve arkadaşları (99) yaptıkları bir çalışmada açık kaşık ölçü tekniğinde farklı kaşık tiplerini ve ölçü materyallerini kıyaslamışlardır. Alüminyum ana model üzerine birbirine paralel 4 implant yerleştirilmiştir. Sırayla otopolimerize akrilikle hazırlanan özel ölçü kaşığı, ışıkla sertleşen akrilikle hazırlanan özel ölçü kaşığı, plastik hazır kaşık, metal hazır kaşık kullanılarak polieter ve polivinilsiloksan ölçü materyalleri ile ölçüler alınmıştır. Yapılan çalışmada gruplar arasında özel ölçü kaşıklarıyla alınan ölçülerin hazır kaşıklarla karşılaştırıldığında daha iyi sonuç verse de istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı gözlemlenmiştir. Orta viskoziteye sahip ölçü materyalleriyle alınacak ölçülerde perfore edilmemiş rijit hazır plastik veya metal kaşıkların özel ölçü kaşığına alternatif olarak kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde hazır ve özel ölçü kaşıklarının karşılaştırıldığı bazı çalışmalarda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamasa bile, çoğu çalışmada özel ölçü kaşığının ölçü hassasiyeti açısından daha iyi sonuçlar verdiği göz önünde bulundurularak özel ölçü kaşığı kullanılmasına karar verilmiştir. Ölçü kaşığının farklı gruplarda farklı sonuçların oluşmasına neden olmasını önlemek amacıyla kaşığın standardize edilmesi düşünülmüştür. Bu sebeple öncelikle ışıkla sertleşen akrilik

kullanılarak matrisi elde edilmesi planlanan bir özel ölçü kaşığı hazırlanmıştır. Ölçü kaşığında homojen ve ölçü materyaline yeterli yer sağlaması amacıyla şeffaf plaklar yardımıyla yaklaşık 4 mm'lik bir ölçü boşluğu hazırlanmıştır. Şeffaf plak üzerine ışıkla sertleşen akrilik ile yeterli rijitliğe sahip yaklaşık 4 mm kalınlığında özel ölçü kaşığı hazırlanmıştır. Stabilizasyon için model altlarına kaşığın oturmasına uygun ışıkla sertleşen akrilikten platformlar hazırlanmıştır. Ölçü kaşığının posteriorunun ve bu platformun stop görevi görmesi planlanmıştır. Özel ölçü kaşığı için hazırlanan stoplar esas olarak kaşığın stabilizasyonunu sağlarken aynı zamanda ölçü materyalinin de kaşık içerisinde eşit olarak dağılmasına yardımcı olacağı bilinmektedir (18,22,66,68,71,74,209). Elde edilen matrise otopolimerizan akrilik (Weropress) dökülerek polimerizasyonun tamamlanması amacıyla 24 saat beklenmiştir. Bu işlemler sayesinde her grupta aynı şekilde ölçü alınması sağlanmış ve ölçü kaşığının hassasiyete olan etkisi elimine edilmiştir.

5.1.5. Ölçü Maddesinin Belirlenmesi

Literatürlerde implant üstü ölçü alımında sıklıkla ölçü materyali olarak; hidrokolloid, ölçü alçısı, polieter, kondansasyon ve ilave tip silikon ve polisülfit gibi maddelerinin değişik kıvam ve kombinasyonlarda kullanıldığı görülmektedir (210).

Günümüzde sıklıkla kullanılan ilave tip silikonlar kondansasyon silikonların oluşan yan ürününün elimine edilmesi amacıyla ortaya çıkmıştır. Bu sayede ilave tipi silikonların boyutsal stabilitesi kondanzasyon silikonlarının boyutsal stabilitesine göre çok daha iyidir (119,120).

Ölçü materyali açık kaşık ölçü tekniği sırasında ölçü parçalarını doğru konumda tutacak ve analoglar ile birleştirme sırasında hareket etmesini önleyecek kadar rijit olmalıdır (211). İmplant üstü ölçülerde polieterler ve polivinilsiloksanlar hassas bir ölçü elde etmek için en çok tercih edilen ölçü materyalleridir (199). Pek çok çalışmada polieter ve polivinilsiloksan ölçü materyalleri arasında ölçü hassasiyeti açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. İmplant üstü ölçüler için genel olarak bu iki ölçü tavsiye edilmektedir (12,26,191,212,213).

Daha güncel çalışmalarda polieter ve polivinilsiloksan ile birlikte sıklıkla polivinilsiloksaneterin de sıklıkla kullanıldığı görülmektedir. Diğer ölçü materyallerine göre daha yeni olan bu ölçü materyalinin mekanik özellikleri polieter ve polivinilsiloksan ile benzerdir. Polieterle kıyaslandığında kullanımı daha kolaydır. Polivinilsiloksana göre hidrofilik özelliğini arttırmak amacıyla içerisine %5-20 oranında polieter eklenerek elde edilmiştir. Kimyasal yapısında polisiloksan ve divinilpolieter bulunmaktadır. Polietere iyi bir alternatif olabileceğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (114,214,215).

Farklı ölçü materyallerinin kullanıldığı çalışmalar karşılaştırıldığında polivinilsiloksan ve polieterin her ikisinin tam dişsiz çenelerin implant üstü ölçülerinde kabul edilebilir olduğu görülmüştür. Vinilsiloksaneter, vinilpolieter silikon gibi daha yeni materyallerin de polivinilsiloksan ve polieter gibi kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir (191).

Del'Acqua ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada daha rijit olmasının ölçü parçalarının hareketine daha iyi engel olacağı belirtilerek polieterin daha hassas bir ölçü elde edilmesi için tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (216).

Alem 'in (217) master tezi için yaptığı çalışmada polivinilsiloksan ve polieter materyali implant üstü ölçü hassasiyeti karşılaştırılmasında kullanılmıştır. Tıpkı yapılan diğer çalışmalarda (4,28,73,212,213,218) çıkan sonuçlar gibi bu çalışmada da polivinilsiloksan ve polieter kullanılan gruplar arasında; polieter kullanılan grubun hassasiyetinin fazla olmasına rağmen polivinilsiloksan ile arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı görülmüştür. Bu sebeple iki ölçü materyalinin de ölçü için kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir (217).

Açık kaşık ölçü tekniğinde ölçü materyali kaşık çıkarılırken ölçü parçalarının hareketini önlemesi için rijit olmalıdır. Pek çok çalışmayla orta sertlikle polivinilsiloksan ve polieterin yeterli rijitliğe sahip olduğu belirtilmiştir (29). Özellikle internal bağlantıya sahip açılı implantlar için kaşığın daha kolay uzaklaştırılmasını sağlayan, uygulanan kuvvet ile oluşan stresin yarattığı kalıcı deformasyonu daha çok azaltan polivinilsiloksan iyi bir alternatif olarak düşünülebilir (66,75,219-221).

Yapılan çalışmalarda polieterin daha rijit olması sebebiyle genellikle polivinilsiloksana göre daha üstün kabul edilmesine rağmen, bazı araştırmalarda ise polivinilsiloksan polietere göre daha üstün bulunmuştur. Özellikle bu çalışmalarda açılı implant varlığında polivinilsiloksanların avantajlarından bahsedilmiştir (6,29,93).

Elastik bir ölçü materyalinin kullanımı ölçü parçası ve ölçü materyali arasındaki strese bağlı oluşan kalıcı distorsiyonu azaltabilir (27). Bu nedenle özellikle paralel implantların olmadığı durumlarda polivinilsiloksan ölçü materyali ideal seçenek olarak düşünülebilir (29).

Reddy ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada farklı açılardaki implantlar (0,10,15 derece) ve farklı ölçü maddelerinin ölçü hassasiyetine etkisi değerlendirilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmada polieter ve polivinilsiloksanın ölçü hassasiyetine etkisi hem düz hem açılı implantlarda istatistiksel olarak bir farklı olmadığı bildirilmiştir (222).

Lee ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada; polivinilsiloksan ölçü materyalinin ölçü hassasiyeti açısından polieterden daha üstün olduğu belirtilmiştir. Bu durum internal bağlantıya sahip implantlarda ölçü kaşığının çıkarılması sırasında açılanmaya ve implantın daha subgingivalde olmasına bağlı olarak oluşan stresin yarattığı distorsiyonu elastik modülüsü daha yüksek olan polivinilsiloksanın daha iyi karşılamasıyla açıklanmıştır (164). Polivinilsiloksanın elastik modülüsü yüksek olduğu için ölçünün çıkarılması bu ölçü maddelerinde polietere göre daha rahattır. Liou ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada polieter ve polivinilsiloksanın deformasyona uğramaları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (73). Kullanımının daha kolay olması ve ekonomik olması sebebiyle polivinilsiloksan kullanımı önerilmiştir.

Ölçü işlemi sırasında ölçü materyallerinin farklı viskoziteye sahip formları tek aşama veya iki aşama olarak uygulanabilmektedir. Tek aşama yani monofaz teknik ile orta derece viskoziteye sahip ölçü materyali kullanıldığında, uygulaması kolay , detayları iyi veren ölçü almak mümkün olmaktadır (174,199,223).

Hung ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda tek aşamalı ile iki aşamalı ölçü arasında herhangi bir fark bulunamamıştır (224).

Wenz ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada farklı ölçü materyalleri ve tekniklerin ölçü hassasiyetine etkisi değerlendirilmiştir. Açık kaşık ölçü tekniği kullanılan gruplarda iki aşama polivinilsiloksan ile alınan ölçünün tek aşama polivinilsiloksan ve polieterden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha az hassasiyet verdiği bildirilmiştir. Polieter ve polivinilsiloksan arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı belirtilmiştir (213).

Literatürler incelendiğinde polivinilsiloksan ve polieterin her ikisinin de implant üstü ölçü için yeterli olduğu anlaşılmaktadır. Çalışmamızda açılı implantların varlığı da göz önünde alınarak ölçü materyali olarak polivinilsiloksan tercih edilmiştir. Çift aşamalı ölçü tekniğinin standardizasyonunun sağlanmasındaki güçlük düşünülerek monofaz şekilde polivinilsiloksan materyali kullanılmıştır. Otomatik karıştırma makinesine uygun bir ölçü belirlenmiş böylece ölçü hazırlığında ölçü materyalimizin homojen karışması sağlanarak her grupta ölçü materyaline bağlı değişimler mümkün olduğunca elimine edilmiştir. Ölçüler için kullanılacak ölçü materyalinin miktarının da kaşığın standardize edilmesine rağmen sonucu etkileyebilme ihtimali düşünülerek; pilot bir çalışmayla hazırlanan kaşık ve ana model için yeterli silikon miktarı belirlendi. Bu pilot çalışma sonucunda cihazın 17 saniye çalıştırılarak elde edilecek ölçü miktarının uygun olduğuna karar verildi. Ölçüde eksik yerlerin kalmaması için öncelikle ölçü parçalarının etrafına ölçü maddesi koyuldu ve kaşığa uygulanan ölçü materyali siman spatülü yardımıyla tüm yüzeye eşit şekilde yayılarak ana modellerden ölçüler alındı.

5.1.6. Ölçü Parçalarının Splintlenme Materyalinin ve Splintleme Tekniğinin Belirlenmesi

Bazı yazarlar ölçü parçalarının hareketine engel olduğu ve ölçüde distorsiyonu önlediğinden dolayı, ölçü parçalarının splintlenmesini modelin doğruluğu için altın standart olarak tanımlamışlardır (132,175). Splintleme tekniği ile ölçü parçalarının ağızdan ayrılırken ve analogla birleştirirken stabilizasyonun sağlanması ölçü hassasiyeti açısından önemli bir avantaj olarak bildirilmiştir (153). Assunçao ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ölçü parçalarının splintlenmesinin daha iyi sonuç verdiğini bildirmişlerdir (26).

Ölçü parçalarının splintlenmesi ilk olarak implantüstü metal destekli akrilik sabit protezlerin(hibrit protezlerin) geliştirilmesiyle tanıtılmıştır. İlk splintleme işlemi diş ipi yardımıyla otopolimerizan akrilik kullanılarak yapılmıştır. Amaç; ölçü kopinglerinin rijit bir materyalle birleştirilerek ölçü işlemi sırasında ölçü parçalarının hareketinin engellemesi olarak açıklanmıştır (64).

Arora ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (187) , Assif ve arkadaşları (225) ile Tarib ve arkadaşlarının (226) yaptıkları çalışmalara benzer olarak ölçü parçalarının splintlenmesinin hassasiyeti arttırdığı belirtilmiştir. Ayrıca bu çalışmada açılı implantlarda ölçü parçalarının splintlenmesinin paralel implantlara göre hassasiyeti daha fazla etkilediği belirtilmiştir.

Çoğu literatür ölçü parçalarını splintlemenin daha üstün olduğunu varsaysa da bazı çalışmalarda splintlenmeden alınan ölçülerin daha iyi sonuç elde edildiği belirtilmiştir. (20,71,151). Inturregui ve arkadaşları, ana model üzerine iki implant yerleştirerek yaptıkları çalışmada ölçü parçalarını splintlememenin daha iyi sonuç elde edildiği belirtilmiştir. Bu durumu ölçü parçalarının rijit bir şekilde sabitlenmesinin ölçünün dökülmesi sırasında alçının ekspansiyonunu değiştirdiğini ve bunun da implantlar arasındaki ilişkide distorsiyona sebep olduğunu belirterek açıklamışlardır (20).

Splint materyali olarak ışıkla sertleşen kompozit reçine, ölçü alçısı, ortodontik tel ve otopolimerizan akrilik rezin gibi pek çok materyal kullanılmıştır (19,216). En sık kullanılan splint materyali otopolimerizan akrilik rezin olsa da boyutsal büzülme dezavantajı dikkate alınmalıdır. Mojon ve arkadaşları akriliğin büzülme davranışı ile ilgili yaptıkları çalışmada toplam büzülme miktarının yaklaşık %6.5 - %7.9 olduğunu ve bunun yaklaşık %80'nin ilk 17 dakikada gerçekleştiğini bildirmişlerdir (137). Bazı yazarlar bu büzülmenin ölçü içerisindeki ölçü parçasının pozisyonunun değişmesine sebep olabileceğini belirtmişlerdir (66). Akriliğin polimerizasyon büzülmesini minimalize etmek için uygulamalarında toz/likit fırça tekniği (Nealon Tekniği) geliştirilmiştir (227).

Papaspyridakos (168) ve arkadaşları ile Del'Acqua (167) ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda rijit bir materyalle splintleme yapılmasının implant

pozisyonlarının modele aktarılmasında daha doğru sonuçlar elde edilmesini sağlayacağı bildirilmiştir (185). Splint materyalinin polimerizasyon büzülmesi nedeniyle boyutsal değişikliğe uğraması ve ölçü parçası-splint materyali arasındaki bağlantıdaki kırılmaların ölçü hassasiyetini olumsuz etkilediği bildirimiştir (71,151).

Assif ve arkadaşları yaptıkları çalışmada mandibulaya paralel 5 implant yerleştirerek ana model oluşturmuşlardır. Ölçü parçalarını splintlemeden, ölçü parçalarını otopolimerizan akrilik rezin ile splintleyerek ve ölçü parçalarını özel ölçü kaşığına ölçü işlemi sırasında akrilik ile sabitleyerek aldıkları gruplar arasında ölçü parçalarının birbirlerine otopolimerizan akrilik rezin ile splintlendiği ikinci grubunun daha hassas sonuç verdiğini gözlemlemişlerdir (74).

Bazı yazarlar farklı splint materyallerini karşılaştırdıkları araştırmalarında metal barların rijit olmaları ve boyutsal değişiklik problemi olmaması nedeniyle kullanılmasını önermişlerdir. Bununla birlikte metal barlar ile ölçü parçalarının birleşim yerlerinde oluşabilecek kırılmalara dikkat edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir (71,151).

Martinez ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada metal-akrilik splint kullandıldığında akriliğe göre daha hassas sonuçlar aldıkları görülmüştür. Bu durumun materyaller arasındaki boyutsal stabilite farkından dolayı oluşabileceği bildirilmiştir (228). Chang ve arkadaşları yaptıkları çalışmada splintleme işlemi için metal barların kullanılmasının, gereken akrilik miktarını azalttığı için polimerizasyon büzülmesi miktarını da azaltacağı belirtmiştir. Bu çalışmada hazır akrilik barlar ölçü parçalarına otopolimerize akrilik yardımıyla sabitlenmiştir (229).

Abolhasani ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ölçü parçalarının splintlenmesi için metal-akrilik bar tasarımı hazırlanmış ve önerilmiştir. Sıklıkla kullanılan sadece akrilik ile hazırlanan splintleme metoduna göre daha az zaman alması ve daha rijit olması avantajları olarak bildirilmiştir. Bu tasarımın dezavantajı olarak da barın kesilirken metalin açığa çıkaracağı ısının metal-akrilik bağlantısını zayıflatabileceğini belirtmişlerdir (230).

Di Fiore ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada splint materyali olarak akışkan kompozit kullanılmıştır. Otopolimerizan akrilik rezin ile karşılaştırıldığında daha düşün polimerizasyon büzülmesine sahip olduğu için daha iyi sonuç verdiği görülmüştür.

Akışkan kompozitle hazırlanan splintin kesilip tekrar birleştirilmesi ölçü hassasiyeti için anlamlı bir farklılık yaratmamıştır (231).

Ivanhoe ve arkadaşları polimerizasyon büzülmesini azaltmak için önceden hazırlanan akrilik blokların kullanılmasını önermişlerdir (139). Dumbrigue ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada akriliğin büzümlesine bağlı oluşabilecek distorsiyon dezavantajını azaltmak için prefabrik akrilik bloklar kullanılmıştır. İki ölçü parçası arasına konulan bu akrilik blokların arasında 0,5 mm aralık bırakılmış ve otopolimerizan akrilik ile ölçü parçaları ile bu bloklar birleştirilmiştir. Bu yöntemin uygulanmasının hem daha hızlı ve kolay olduğu hem de klinik olarak daha kabul edilebilir olduğu sonucuna varılmıştır (232).

Liu ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada akrilikle yapılan özel ölçü kaşığıyla beraber otopolimerizan akrilik rezinle splintlenen grup ile 3-D yazıcı ile üretilen özel ölçü kaşığıyla beraber özel üretilen materyalle splintlenen grup karşılaştığında 3-D yazıcı ile daha hassas ölçü elde edildiği bildirilmiştir. Bu durum 3-D yazıcı ile üretim sonrası polimerizasyon büzülmesi durumu yaşanmamasıyla açıklanmıştır (185).

Assif ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada açık kaşık ölçü tekniğinde farklı splint materyallerinin ölçü hassasiyetine olan etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmada otopolimerizan akrilik rezin, ışıkla sertleşen akrilik rezin ve ölçü alçısı olmak üzere 3 farklı splint materyali kullanılmıştır. Çalışma sonucunda en düşük hassasiyetin ışıkla sertleşen akrilik rezinle splintlenen grupta olduğu görülmüştür. Bu durumun polimerizasyonun tamamlanmamış olabileceği veya polimerizasyonun gerçekleştiği sırada oluşan büzülmenin ölçü parçası ve akrilik rezinin birleştiği alanda oluşan stresle açıklanabileceği belirtilmiştir. Çalışmada ölçü alçısının yeterli rijitliğe ve boyutsal stabiliteye sahip olduğu da söylenmiştir (65). Assif ve arkadaşlarının yaptıkları başka bir çalışmada da ölçü alçısının splint materyali olarak etkinliğini göstermişlerdir. Ölçü alçısının; hızlı sertleştiğini, yeterli hassasiyete sahip, sertleştikten sonra rijit ve kullanımının kolay olduğunu ayrıca işlemin az zaman aldığını belirtmişlerdir (132). Ölçü alçısının sertleşme sırasındaki boyutsal değişimi %0.01 - %0.12 arasındadır (233). Nissan ve arkadaşları ile Eid ve arkadaşlarının yaptığı klinik çalışmalarda da ölçü alçısının manipülasyonunun kolay ve hassasiyetinin iyi olduğundan bahsedilmiştir (234,235).

Çoğu çalışmada ölçü parçalarının splintlenmesinin elde edilen ölçünün hassasiyetini arttırdığı belirtilirken (168,171,188,190,236), bazı çalışmalarda (93,237) splintlemenin zaman alıcı olduğu ve anlamlı bir fark yaratmadığı belirtilmiştir (181). Çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmesinin bir nedeni splintleme yöntemlerinin farklı olması olabilir. Splintlemenin gereksiz olduğu sonucuna varılan çalışmaların çoğunda splint materyali kesilip tekrar birleştirilmemiştir (181).

Lee ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 5 farklı açık kaşık ölçü tekniğini karşılaştırmışlardır. Çalışmada splint materyali olarak akrilik, ölçü alçısı ve VPS kapanış silikonu kullanılmıştır. Ayrıca bir grupta akrilik ile splintleme işleminden sonra splint kesilip tekrar birleştirilmiştir. Sapma miktarına göre değerlendirildiğinde kesip tekrar birleştirilen akrilik splint grubunun en iyi olduğu görülmüştür. Bu grubu ölçü alçısıyla splintlenen grup izlemiştir. En çok sapmanın kesip birleştirilmeden akrilikle ve polivinilsiloksan kapanış silikonuyla splintlenen gruplar olduğu görülmüştür. Gruplar arasındaki anlamlı farklılığın z ekseninde olduğu belirtilmiştir. Çalışma sonucunda ölçü alçısının kabul edilebilir bir splint materyali olacağı belirtilmiştir (130).

Günümüzde ölçü parçalarını splintlemede en çok kullanılan materyal akrilik rezindir (6). Polimerizasyon büzülmesinin negatif etkisini minimalize etmek adına, hazırlanan akrilik splintin polimerizasyonundan sonra kesilerek az miktarda akrilik ile tekrar birleştirilmesi tavsiye edilmektedir (20,23). Ölçü parçalarının akrilik ile splintlendikten sonra akriliğin kesilip tekrar birleştirilmesinin akriliğin büzülmesine bağlı distorsiyonu azalttığını belirten başka çalışmalar da mevcuttur (175).

Bazı yazarlar polimerizasyon büzülmesini minimize etmek için akrilikten hazırlanan splinti hemen kesip birleştirmek yerine , 24 saat sonra bu işlemin yapılmasını önermişlerdir (138).

Splint materyali olarak kullanılacak olan otopolimerizan akriliğin boyutsal değişikliğinin negatif etkisini önlemek için ölçü işleminden 24 saat önce hazırlanması önerilmektedir. Bununla birlikte bazı yazarlar hazır blokların veya rijit materyaller ile destek sağlanmasının splintleme prosedürü açısından zaman kazandıracağını belirtmişlerdir (229,232). Shankar ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada otopolimerizan akrilik ayrı ayrı diş ipi ve plastik çubuk ile desteklenerek splintleme yapılmış ve

karşılaştırılmıştır. Diş ipi ile desteklenen grubun daha iyi sonuç verdiği bildirilmiştir (174).

Kingstooar (238) ‘ın tez çalışmasında splint materyallerinin kesilip tekrar birleştirilmesinin etkisi değerlendirilmiştir. Otopolimerizan akrilik rezinin 8 dakika, 1 saat ve 24 saat olarak 3 farklı zamanda polimerizasyonu beklenilerek ölçü alınmıştır. Daha sonra bu 3 grup için splint materyali kesilip birleştirerek ve kesilme işlemi yapılmadan iki alt grup daha oluşturulmuştur. Çalışma sonucunda birleştirilip birleştirilmemeleri 1 saat ve 24 saat beklenen gruplar arasında ve kendi aralarında anlamlı bir fark saptanmamıştır. 8 dakika beklenen grupta kesilip birleştirilmeyen grup en kötü sonucu vermiştir.

Cerqueria ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada splintleme için kullanılan farklı materyaller ve farklı teknikler karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada poliüretan blok üzerine iki implant yerleştirilmiştir. Splint materyali olarak otopolimerizan akrilik rezin olan GC patern resin ve Duralay II kullanılmıştır. Her bir materyal için alt grup olarak; tek parça olarak splintleme, splintlendikten 17 dakika sonra kesilip tekrar birleştirme, splintlendikten 24 saat sonra kesilip tekrar birleştirme metodları uygulanmıştır. İşlemler bittikten 5 saat sonra strain gauge ile splint materyali üzerindeki polimerizasyon büzülmesine bağlı gerinim ölçülmüştür. Çalışma sonucunda tek parça hazırlanan Duralay II ile splintlemedeki değer en yüksek bulunmuştur. Diğer gruplar arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Çalışma sonucunda yazarlar Duralay II splint materyalini tek parça kullanmamak gerektiğini belirtmişlerdir. Anlamlı bir fark olmaması nedeniyle ideal işlemin zaman kazandıracağı için tek parça GC Pattern resin kullanılması olduğunu belirtmişlerdir (239).

Özçelik ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada 5 tane paralel implant kullanılmıştır. Farklı ölçü tekniklerine göre 4 farklı grup oluşturulmuştur. İlk grupta plastik başlık kullanılarak indirekt ölçü tekniği, ikinci grupta plastik başlık kullanılmadan indirekt ölçü tekniği, üçüncü grupta ölçü parçalarının splintlenerek alınan direk ölçü tekniği, dördüncü grupta splintlemenin kesilip tekrar birleştirilerek yapıldığı direk ölçü tekniği kullanılmıştır. Çalışmada ikinci grup için ölçü hassasiyeti anlamlı derece az çıkarken diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (179).

Cabral ve Guedes yaptıkları çalışmada; Duralay akrilik ile splintlemenin ve hazırlanan akriliğin kesilip tekrar birleştirilerek splintleme işleminin yapılmasının ölçü netliğine olan etkisini değerlendirmişlerdir. Elde edilen modellerdeki analoglar arası mesafe profil projektör yardımıyla ölçülmüştür. En iyi sonuç Duralay akrilik ile splint hazırlanıp 17 dakika beklenildikten sonra tekrar birleştirilip ölçü alınmasıyla oluşturulan grupta elde edilmiştir (175).

Yukarıda bahsedilen çalışmalar incelendiğinde splintleme ve splintleme materyaliyle ilgili pek çok farklı sonucun elde edildiği görülmektedir. Amaçlarından biri splintlemenin ölçü hassasiyetine olan etkisini değerlendirmek olan çalışmamızda; klinikte ve çalışmalarda gördüğümüz üzere en sık tercih edilen splint materyal olan otopolimerizan akrilik rezin kullanılmasına karar verildi. Klinikte otopolimerizan akrilik rezinle splintleme işlemi yapılırken genellikle diş ipinden destek alınmaktadır. Biz de bu sebeple diş ipinden destek alarak yaklaşık 4 mm kalınlığında bir splintleme işlemi yaptık. Akriliğin polimerizasyon büzülmesini minimalize etmek adına kesip tekrar birleştirme işlemi uygulandı. Polimerizasyon için 24 saat beklemenin klinik durumda ekstra işlemler gerektirecek olması nedeniyle çalışamalar da göz önünde bulunarak 17 dakika beklenip kesilerek birleştirilip ölçüler alınmıştır. Akriliğin hacminin polimerizasyon büzülmesini etkileyeceği bilindiğinden hazırlanan ilk splint için silikon ile bir anahtar oluşturulmuş ve diğer gruplarda da aynı kalınlıkta splint materyali oluşturulması sağlanmıştır. Pek çok çalışmada polimerizasyon büzülmesi daha düşük olduğu için önerilen ışıkla sertleşen akrilik rezin diğer splint materyali olarak tercih edilmiştir. Otopolimerizan akrilikle hazırlanan splinte benzer standardizasyon işlemleri bu akrilik için de uygulanmıştır fakat polimerizasyon için 17 dakika beklenmemiştir. Maliyeti yüksek olacağından ışıkla sertleşen kompozit, klinik koşullarda her zaman bulundurmanın mümkün olmadığı ölçü alçısı, metal bloklar gibi materyaller çalışmaya dahil edilmemiştir.

5.1.7. Ana Modelin Elde Edilmesi

Polivinilsiloksan ölçü materyalinin ölçü kaşığı çıkarılırken elastik deformasyona uğrayacağı ve bu deformasyon geri döndükten sonra alçı dökülmesi gerektiğini bildiren

çalışmalar yapılmıştır (12,127,155). Hadi ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada polivinilsiloksan materyali ile alınan ölçü sırasıyla 30 dakika , 24 saat , 7 gün ve 14 gün bekletilerek dökülmüştür. Çalışma sonunda en iyi grubun 24 saat bekletilen grup olduğu görülmüştür (240). Garrofe ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada farklı marka polivinilsiloksan materyali sırasıyla 0 dakika , 15 dakika , 30 dakika , 60 dakika, 120 dakika, 24 saat, 7 gün ve 14 gün bekletilmiş. Farklı markalara bakıldığında en iyi sonucun 24 saatte alındığı bildirilmiştir (241).

Ölçü hassasiyetinin değerlendirilmesi için elde edilen modelde ölçü tekniğiyle beraber alçının boyutsal değişimi de analogların pozisyonunu negatif olarak etkileyebilir (236). Bu sebeple elde edeceğimiz ana modelin de laboratuvar aşamasında en iyi şekilde elde edilmiş olmasını istedik. Çalışmamızda polivinilsiloksan ölçü maddesi kullanıldığından, boyutsal stabilizasyonu ile ilgili çalışmalar incelendiğinde daha ideal bir model oluşturmak için modellerin ölçü alındıktan 24 saat sonra dökülmesine karar verildi. Bu işlem nedeniyle sonuçların etkilenmemesi için alçı üreticinin önerdiği toz/su oranında vakum cihazı ile karıştırılmıştır. Modeller elde edilirken ana modeldeki kullandığımız tip 4 alçı olan Fujirock EP Optiflow ‘un manipülasyonu daha zor olduğu için onun yerine özel taranabilir tip 4 alçı (Kromotypo 4 Chromatic, Lascod) kullanıldı.

5.1.8. Çakıştırma Yöntemi

Baig ve arkadaşlarının yaptıkları sistematik derlemede boyutsal değişikliği değerlendirmek için ; mikroskop, koordinat ölçüm makinesi, profil projektör, 3 boyutlu optik dijitalleştirici, dijital kameralar, 3D tarayıcılar, bilgisayar destekli grafik ölçüm sistemler ve strain gauge analizi gibi pek çok sistem kullanılmaktadır (191).

Çoğu çalışmada (28,97,237,236) ölçü hassasiyetinin değerlendirilmesi için koordinat belirleme makineleri, mikroskopla ölçüm ve implantlar arası mesafelerin doğrudan ölçümü gibi doğrudan ölçüm teknikleri kullanılırken , bazı çalışmalarda (29,188) profil projektörleri ve fotoğraf makineleri yardımıyla optik ölçüm teknikleri kullanılmıştır. Kimi çalışmalarda da 3 boyutlu analizin daha güvenilir sonuç vereceği düşünüldüğü için dijital değerlendirme kullanılmıştır (181,190).

Ölçü hassasiyetinin ölçümü için pek çok farklı metod kullanılmıştır. Çalışmalarda implantların pozisyonel değişiklikleri dijital ölçüm (190), koordinat belirleme makinası (24,212,242), ölçüm mikroskopu (24) veya gerinim ölçerler (169) ile değerlendirilmiştir. Bu çalışmalar arasında en hassas sonuçlar dijital tekniklerle elde edilmiştir (179).

İmplant ölçülerinin hassasiyetini değerlendirmek için en sık kullanılan yöntem lineer distorsiyon miktarının karşılaştırılmasıdır. 4 farklı değerlendirme metodu ile lineer distorsiyon miktarı ölçülebilir; implantın veya abutmentın tepesinin tam ortasından belirlenen 3 boyutlu yer değiştirme miktarı, implantların veya abutmentların tepesinin tam ortaları arasındaki lineer yer değiştirme miktarı, iki referans noktası arasındaki mesafe, implantın uzun eksenleri arasındaki en kısa mesafe. İmplant veya abutmentın pozisyonunun değişmesi implant üstü hassasiyetin değerlendirilmesi için en önemli faktördür. Bu sapma miktarı lineer olarak x, y ve z eksenlerinde değerlendirilebilir. Sıklıkla kullanılan bu metodun değerlendirilmesi ile ilgili problemler de vardır. Sapma herhangi bir eksende mevcutken, diğer eksenlerde çok daha az olabilmekte veya hiç olmamaktadır. Hangi eksenin pasif uyum açısından daha doğru bilgiyi vereceğini belirlemek zor olduğu için genellikle 3 eksendeki lineer yer değiştirme miktarı belirlendikten sonra toplam üç boyutlu sapma miktarı hesaplanmaktadır. Bahsedilen 4 farklı değerlendirme metodunun birincisi dışındaki diğer 3 metot ilk metoda göre daha göreceli ve basit yöntemlerdir. Aynı zamanda iki referans noktası arasındaki mesafeyle değerlendirme metodunda referans düzleminin standardizasyonu güçlük yaratabilmektedir (194).

Ender ve Mehl'in yaptıkları çalışmada ölçünün doğruluğunun değerlendirilmesi için kullanılan yöntemlerden en verimli olanın dijital tarayıcılar ve yazılımlarla yapılan analizler olduğunu bildirmişlerdir (243).

Dijital tarayıcılardan olan en sık kullanılan optik tarayıcı sistemleri ışık kaynağı ve kameradan oluşturmaktadır. Işık kaynağından çıkan dalgalar nesnenin tüm yüzeylerinde hareket ettirilir ve kameranın bu görüntüleri kaydetmesiyle tarama tamamlanır. Son olarak tarama sonucunda 3 boyutlu rekonstrüksiyon elde edilir ve modelin STL datası elde edilmiş olur (172).

Güth ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, STL dataların karşılaştırılmasında kullanılan “best fit algoritmasının” en güvenilir yöntem olduğu belirtilmiştir (244). Bu algoritma sayesinde karşılaştırmak istenen 2 STL data en uygun şekilde birleştirilir böylece değerlendirilmek istenen alanların birbirinden ne kadar uzaklaştığı gözlemlenebilir.

Papaspyridakos ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada 12 dişsiz alt çenenin implant üstü ölçüsü ölçü parçaları splintlenerek ve splintlenmeyerek iki farklı açık kaşık ölçü tekniği ile elde edilmiştir. Splint materyali olarak ışıkla sertleşen akrilik kullanılmış ve splint tamamlandıktan sonra kesilip tekrar birleştirilmiştir. Öncelikle ağız içerisinde geçici abutmentlar ışıkla sertleşek akrilikle birleştirilmiş ve geçici abutmentlara analoglar bağlanarak alçı dökülüp kontrol ana modeli oluşturulmuştur. Daha sonra ana model ve ölçü modelleri Imetric Iscan ile taranarak STL datası elde edilmiştir. Ölçüler tekrarlanarak hassasiyetinin 5 mikrondan iyi olduğu belirlenmiştir. Elde edilen datalar Imetric firmasının yazılımı ile “best-fit” algoritması kullanılarak karşılaştırılmıştır. Splintlenen grubun splintlenmeyen gruba göre istatistiksel olarak anlamlı daha iyi sonuç verdiği belirtilmiştir (168).

Çalışmamızda sapma miktarını değerlendirmede gerekli olan STL datalarını elde edebilmek için hassasiyetinin yüksek olduğu belirtilen (168) Imetric Iscan optik tarayıcı kullanılmıştır. Tarayıcının yazılımı oda sıcaklığının değiştiğini her gösterdiğinde kalibrasyon tablası taranarak tarayıcı kalibre edilmiştir. Böylelikle elde edilen STL datalarda tarayıcı kaynaklı oluşabilecek hatalar minimalize edilmiştir. Sapma miktarını değerlendiren çalışmalar incelendiğinde çalışmamızda ana model ve elde edilen modeller arasındaki 3 boyutlu sapma miktarının belirlenmesine karar verilmiştir. Çalışmamızda daha önceki çalışmalardan farklı olarak 3 boyutlu sapma miktarı x, y ve z eksenleri ayrı ayrı hesaplanıp formülize edilerek değil, görüntülerin değerlendirilmesi için kullanılan Gom Inspect 2019 yazılımıyla otomatik olarak hesaplanmıştır. Bu hesaplamada önceki çalışmalarda olduğu gibi “best-fit” algoritması kullanılmıştır. Sapma miktarı ile ilgili önceki çalışmalarda pek çok farklı değer bulunmuştur. Kullanılan yazılımın da bu değerleri etkileyeceği düşünüldüğünden değerleri sayısal olarak değerlendirmek yerine grupları karşılaştırma olarak kullanılması gerektiği düşünülmüştür. Çalışmamızda yazılımın ölçüm açısından standardizasyonunu yakalamak için özel olarak standardize edilmiş bir ölçüm tekniği geliştirildi.

5.2. Bulguların Tartışılması

5.2.1. Splintlemenin ve Splint Materyalinin Ölçü Netliğine Olan Etkisinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızın bulguları incelendiğinde; ölçü parçalarının splintlenmesinin veya splintleme işlemi sırasında farklı materyalin kullanılmasının ölçü netliğine olan etkisi değerlendirilmesi sonucu istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$). İstatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasa da ölçü parçalarının splintlendiği gruplar splintlenmeyenlere göre daha iyi sonuç göstermiştir.

Vigolo ve arkadaşları (25) ile Lahori ve arkadaşlarının (245) yaptıkları çalışmalarda ölçü parçalarının splintlenmesinin, ölçü parçalarının kumlanması ve ölçü adezivi sürülmesinin ölçü hassasiyetini arttırdığı bildirilmektedir. Bu iki çalışmaya benzer olarak İrkeç'in doktora tezinin sonucunda da açık kaşık ölçü tekniği tercih edildiği durumlarda, ölçü parçalarına ön hazırlık işlemleri veya splint uygulaması yapılmasının daha uygun ölçü hassasiyeti sağlayacağı bildirilmiştir (193).

Çalışmaların çoğunda ölçü parçalarının splintlendiği ölçü tekniklerinde daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir (4,15,23,25-27,65,74,132,148,171,175,183,190,197, 200,218,246). Bu çalışmalarda ölçü parçalarının splintlenmesinin işlemler sırasında ve sonrasında ölçü parçalarının olası istenmeyen hareketini önlemesinin avantajı vurgulanmaktadır.

Otopolimerizan akrilik rezin polimerizasyon büzülmesine bağlı boyutsal değişikliliğinden dolayı bazı çalışmalarda ışıkla sertleşen kompozit ve ışıkla sertleşen akrilik kullanılmıştır (247).

Saini ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada splintlenen ve splintlenmeyen grup kıyaslandığında splintlenen grup ile elde edilen modelin referans modele daha yakın olduğu sonucuna varılmıştır. Işıkla sertleşen akrilik ile otopolimerizan akrilik karşılaştırıldığında ise ışıkla sertleşen akriliğin daha iyi sonuç verdiği görülmüştür (210). Çalışmamızda splintlenen gruplar ve splintlenmeyen grup arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bizim çalışmamızın sonuçlarının Saini ve arkadaşlarının yaptıkları

çalışma sonuçlarından farklı olmasını; onların kullandığı düşük viskoziteli bir polivinilsiloksan yerine daha rijit olan ölçü maddesi (monofaz polivinilsiloksan) kullanmamızla ve gruplar arası standardizasyonun daha iyi sağlamamız ile açıklanabilir. Ayrıca çalışmamızda ışıkla sertleşen akrilik rezin ve otopolimerizan akrilik rezin arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Bu farklılığın Saini ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada otopolimerizan akriliği polimerizasyon için 17 dakika bekleseler de kesip birleştirmemeleriyle açıklanabilir. Çalışmamızda da istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasa da sapma miktarlarına bakıldığında ışıkla sertleşen akriliğin otopolimerizan akriliğe göre az da olsa üstün olduğu söylenebilir.

Papaspyridakos ve arkadaşları yaptıkları çalışmada açık kaşık ölçü tekniğinde splintlemenin protezin pasif uyumuna etkisini değerlendirmişlerdir. In vitro ana model hazırlamak yerine bu çalışmada 12 hastanın arkına yerleştirilen toplam 80 implant üzerinden ölçü alınmıştır. Splintlenen grupta splint materyali olarak otopolimerizan akrilik kullanılmıştır. Dökülen modellere zirkonya alt yapılar hazırlanmıştır. Splintlenen gruptan hazırlanan tüm altyapılar pasif otururken, splintlenmeyen grupta yarısı pasif oturmamıştır. Bu çalışma sonucunda splintlenerek alınan ölçüyle edilen model yardımıyla hazırlanan alt yapıların splintlenmeyen gruba göre çok daha iyi uyum gösterdiği belirtilmiştir (168). Çalışmamızda splintlenen grup ve splintlenmeyen grup arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Farklı sonuçlar elde edilmesi; çalışmamızın in vitro olması nedeniyle grupların standardizasyonunun bu çalışmaya göre daha iyi sağlanmasıyla açıklanabilir.

Literatürde aynı zamanda splintlemenin anlamlı bir farklılık yaratmadığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (24,213,248). Choi ve arkadaşları yaptıkları çalışmada splintleme işleminin ölçü hassasiyetine istatistiksel olarak anlamlı katkı sağlamadığını gözlemlemiş ve splintleme yapılmadan da pasif uyuma sahip restorasyonların elde edilebileceğini belirtmişlerdir (169).

Alem ‘in master tezi için yaptığı çalışmada ana model kanin ve ikinci küçük azı bölgelerine 4 implant paralel olarak yerleştirilerek hazırlanmıştır. Çalışmada ölçü materyali, splint materyali ve splint materyalinin kesilip tekrar birleştirilmesi değerlendirilmiştir. Bu amaçla 5 grup oluşturulmuştur. İlk grupta ölçü parçaları splintlenmeden polivinilsiloksan ile, ikinci grupta ölçü parçaları splintlenmeden polieter

ile, üçüncü grupta ölçü parçaları otopolimerizan akrilik rezin (Duralay) ile splintlenmiş ve polivinilsiloksan ile, dördüncü grupta ölçü parçaları otopolimerizan akrilik rezin ile splintenip kesilerek tekrar birleştirilmiş ve polivinilsiloksan ile, beşinci grupta ise ölçü parçaları hazır akrilik barlar kullanılarak splintlenmiş ve polivinilsiloksan ile ölçü alınmıştır. Splint gruplarında otopolimerizan akriliğin polimerizasyon büzülmesini minimalize etmek adına hazırlandıktan 20 dakika sonra ölçü işlemi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen modellerin hassasiyeti x, y, z eksenlerinde ve 3 boyutlu sapma olarak değerlendirilmiştir. Yukarıdaki tez çalışmasının sonucunda kesilip tekrar birleştirilmeyen üçüncü grubun ölçü hassasiyetinin akriliğin boyutsal değişimi nedeniyle daha az olduğu görülmüştür. Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmamızda otopolimerizan akrilik ile splintlenen grupta akriliğin polimerizasyon büzülmesini minimalize etmek için 17 dakika beklenmiştir. Bizim çalışmamızda da otopolimerizan akriliğin kesilip tekrar birleştirilmesiyle elde edilen grup ile splintlenmeyen grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Roig ve arkadaşlarının (249) yaptıkları çalışmada parsiyel dişsiz bir çeneye birbirine paralel iki implant yerleştirilmiştir. Konvansiyonel yöntemlerle kapalı kaşık, splintlenmemiş açık kaşık ve splintlenen açık kaşık teknikleriyle ölçüler alınmış modeller hazırlanmış ve bunlar 4 farklı tip tarayıcı ile taranmıştır. Elde edilen STL datalar ana modelle karşılaştırılmış ve ölçü hassasiyetiyle beraber optik tarayıcıların hassasiyetleri karşılaştırılmıştır. Yapılan çalışmada splintleme işlemi ışıkla sertleşen akrilikle kesilip tekrar birleştirilerek yapılmıştır. Elde edilen sonuçlarda splintlenen ve splintlenmeyen grup arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Bu çalışmanın sonucu Menini ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmayla da paralellik göstermiştir (250). Çalışmamızın sonuçları bu iki çalışma ile elde edilen sonuçlar ile de desteklenmektedir.

Literatürde ölçü parçalarının splintlenmesinin gerekliliği ile ilgili tartışmalar bulunmaktadır. Bazı yazarlar splintlenmeden alınan ölçü tekniğinin daha iyi olduğunu savunmuşlardır (20,71). Burawi ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ölçü parçalarının splintlenmesinin etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada splint materyali olarak otopolimerizan akrilik kullanılmıştır. Ölçü alma işleminden 24 saat önce hazırlanan splint, işlemden 15 dakika önce kesilerek tekrar birleştirilmiştir. Hassasiyeti değerlendirmek için altın bir alt yapı hazırlanarak mikroskop altında anterior-posterior,

mesio-distal ve vertikal yöndeki açıklıklar ölçülmüştür. Anterio-posterior yönde splintlenen grubun istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha kötü sonuç verdiği gözlemlenmiştir. Diğer iki yöndeki ölçümlerde bir fark bulunamamıştır. Sonuç olarak çalışmada splintlenmeyen grubun daha başarılı olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara baktığımızda bu çalışma ile paralellik göstermediğini görmekteyiz. Çalışmamızda ölçü hassasiyeti ölçü işlemi sonrası 3 boyutlu yer değişim saptanarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmada ise alt yapı hazırlanarak değerlendirme yapılması sonucun alt yapı hazırlık aşamasındaki faktörlerden de etkilenmesine sebep olmuş olabilir. Aynı zamanda ölçüm mikroskop altında iki boyutlu düzlemde iki nokta arasında mesafe ölçülerek yapılmıştır. Çalışmamızda ise 3 boyutlu düzlemde toplam yer değişikliği miktarı hesaplanmıştır.

5.2.2. İmplant Açısının Ölçü Netliğine Olan Etkisinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızın bulguları incelendiğinde; düz implant veya farklı açılarda implant kullanılmasının ölçü netliğine olan etkisi değerlendirilmesi sonucu istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$). Açılanmanın bukkale veya mesiale doğru olması karşılaştırıldığında da bir fark gözlemlenmemiştir.

Yapılan çalışmalarda implant açısının ölçü hassasiyetine olan etkisiyle ilgili farklı sonuçlar alınması; ölçü hassasiyetini farklı değerlendirme yöntemlerine, farklı implant sayılarına, farklı implant açılarına ve kullanılan ölçü materyaline bağlanabilir (236) .

İnternal bağlantılı implantlarda 20 dereceden fazla açı olması durumunda ölçü hassasiyetinin anlamlı olarak azalmaya başladığı bildirilmiştir (196).

Osman ve arkadaşlarının (176) yaptıkları çalışmada farklı implant sistemlerinin açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü tekniklerinin, paralel ve açılı implantların ölçü hasssasiyetine olan etkisi karşılaştırılmıştır. Straumann, SIC Invent ve Osstem implantları kullanılmıştır. Bölümlü dişsiz çenede sağ ve sol bölgelere farklı açı senaryolarında ikişer implant yerleştirilmiştir. Straumann ve SIC Invet implantlarında açık kaşık - kapalı kaşık ve paralel - açılı implantlar arasında anlamlı fark

bulunamamıştır. Osstem için ise açık kaşık kapalı kaşığa göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir. Açı farkı paralel implantlarda açılılara göre istatistiksel olarak anlamlı daha iyi gözükse de fark çok azdır. Yazarlar bu durumu analog ve ölçü parçalarının ilişkisinden kaynaklı olabileceğini belirtmişlerdir (176). Çalışmamızda biz de Osstem analoglar kullandık. Bu çalışmanın aksine açılı ve paralel implantlar arasında anlamlı bir fark bulamadık. Osman ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadan farklı bir sonuç elde etmemizin nedeni yukarıdaki çalışmanın aksine bizim çalışmamızda tam dişsiz bir model ve daha fazla implant kullanılmasıyla açıklanabilir. Yukarıdaki çalışmadaki gibi parsiyel modelin kullanılmasının implant açısının ölçü hassasiyetine etkisini değerlendirirken; dişlerin varlığı ile giriş yolunun etkilenmesinden dolayı hatalı sonuç verebileceğini düşünmekteyiz.

Basaki ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada implantların açılarının değişmesi ölçü hassasiyetine istatistiksel olarak anlamlı bir etkide bulunmamıştır. Bazı çalışmalarda implant sayısının 2 veya 3, açının da 15 dereceye kadar olduğu durumlarda paralel implantlara göre ölçü hassasiyeti açısından herhangi bir değişiklik olmadığı gözlemlenmiştir (24,169,198).

Yapılan bazı çalışmalarda kullanılan implant sayısı 4 veya 5 olduğu durumlarda açılı implantların ölçü hassasiyeti düz implantlara göre daha azken (26,175), 2 veya 3 implantın olduğu çalışmalarda açılı ve düz implantların ölçü hassasiyeti arasında bir farklılık saptanmadığı belirtilmiştir (24,169).

Conrad ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada implant açısının ölçü hassasiyetine olan etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmada ölçü materyali olarak polivinilsiloksan kullanılmıştır. Düz ve 5, 10, 15 derece açılı implantlar kullanmıştır. Çalışma sonucunda açının istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı belirtilmiştir (24). Jo ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada implant açısının, ölçü tekniğinin ve ölçü parçasının uzunluğunun ölçü hassasiyetine etkisi değerlendirilmiştir. Bunun için biri 10 derece mesiale doğru açılı ve ikisi düz olmak üzere blok üzerine 3 implant yerleştirilmiştir. Çalışma sonucunda ölçü parçalarının uzunluğunun ve implantın açısının ölçü netliğine etkisi olmadığı belirtilmiştir (202). Yukarıdaki iki çalışmanın sonucuna benzer olarak bizim çalışmamızda da açılı ve düz implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Lin ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada posterioru dişsiz alt çene modeli ana model olarak tasarlanmış ve 2 implant farklı açılarda yerleştirilmiştir. İki implant sırasıyla mesiodistal yönde birbirleriyle yaptıkları açı 0, 15, 30, 45 derece olacak şekilde yerleştirilmiştir. Açık kaşık ölçü tekniği kullanılarak polivinilsiloksan ile ölçü alınmıştır. 3 boyutlu olarak sapma miktarı değerlendirildiğinde açı farkının ölçü hassasiyetine istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı bulunmuştur (251). Çalışmamızda ölçü hassasiyetiyle ilgili elde ettiğimiz bulgular Lin ve arkadaşlarının çalışmasındaki bulgularla uyumludur.

Ehsani ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ikisi anteriorda düz, ikisi posteriorda 30 derece açılı 4 implant ile ana model oluşturulmuştur. Açık ölçü ile ölçü parçalarının splintlenmeden alınan ölçülerden elde edilen modellerle yapılan karşılaştırmada açılı ve düz implantlar arasında y ekseni dışında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Y eksenindeki sapmanın da nedeninin kaşığın çıkarılması sırasında oluşan strese bağlı olabileceği belirtilmiştir. Düz ve açılı implantlar arasında fark çıkmamasının sebebini de ideal ölçü koşulları ve rijit ölçü materyali ile açıklamışlardır (237). Çalışmamızda bu çalışmadaki gibi düz ve açılı implantlar arasında anlamlı bir fark bulmadık.

Shim ve arkadaşları (203) metal blok üzerine 2 implant yerleştirerek farklı açıların ölçü hassasiyetine olan etkileri değerlendirmiştir. Bu çalışmada açının yönünün de hassasiyete etkisi hesaba katılmıştır. Bu sebeple düz, mesiodistal yönde 15 derece, bukkolingual yönde 15 derece olmak üzere 3 farklı açı değerlendirilmiştr. Açık kaşık ölçü tekniği kullanıldığında düz implantlar ve mesiodistal yönde 15 derece açılı implantlar arasında anlamlı bir fark bulunamazken, bukkolingual yönde 15 derece implantlarda ölçü hassasiyetinde istatistiksel olarak anlamlı azalma meydena gelmiştir. Çalışmada bu durum ölçü kaşığı çıkarılırken oluşan stresle ilişkilendirilmiştir. Mesiodistal yönde açılı implantlarda stres mesiodistal yönde oluşurken, bukkolingual yönde açılı implantlarda stresin implantlar arasındaki mesafe nedeniyle bukkolingual stresin yanı sıra mesiodistal yönde de oluştuğu belirtilmiştir (203). Diğer çalışmalardan farklı olarak bu çalışmada , bizim çalışmamıza benzer olarak açılanmanın yönü de değerlendirilmiştir. Çalışmamızda hem mesio-distal hem de bukko-lingual yöndeki açılanma istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Çalışmamızda istatistiksel olarak anlamlı olmasa da açılanmadan bağımsız anterior implantlar posterior

implantlara göre daha az deviasyon göstermiştir. Bu durumun ölçü kaşığının çıkarılma yönünün farklı olmasıyla açıklanabilir.

5.2.3. Ölçü Parçalarını Splintlemenin ve İmplant Açısının Beraber Ölçü Hassasiyetine Etkisinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda ölçü parçalarının splintlemenin ve implant açısının ölçü netliğine olan etkisi değerlendirilirken tüm gruplardaki implantlar tek tek ve kendi aralarında karşılaştırıldığında B ve C modelindeki 14 numaralı implant dışında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.005$).

B modelinde 14 nolu implantta görülen sapma miktarı ortalamaları açısından ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.043; $p<0.05$). S tekniğindeki sapma ortalaması, P ve L tekniklerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p_1:0.032; p_2:0.027; $p<0.05$). P ve L ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

C modelinde 14 nolu implantta görülen sapma miktarı ortalamaları açısından ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.048; $p<0.05$). S tekniğindeki sapma ortalaması, P ve L tekniklerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p_1:0.029; p_2:0.037; $p<0.05$). P ve L ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Buzayan ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada splintlenmenin etkisine paralel yerleştirilen implantlar üzerinde bakılmıştır. Bu çalışmada implantların açılı yerleştirilmeleri durumunda splintlemenin etkisinin daha önemli hale geleceği belirtilmiştir (93). Filho ve arkadaşları da yaptıkları çalışmada biri düz biri 25 derece açılı iki implantlı bir ana model oluşturmuştur. Açı farkının ve splintlemenin ölçü hassasiyetine etkisinin değerlendirildiği çalışmada açılı implantın ve splintlememenin ana modele göre daha fazla deviasyon gösterdiğini belirtilmiştir (134). Rutkunas ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada 25 derece açılı grupta açık kaşık ölçü tekniğinde splintlemenin ölçü hassasiyetini arttırdığını bildirmişlerdir (252). Literatür incelendiğinde bazı çalışmaların özellikle 25 dereceyi işaret etmeleri göze çarpmaktadır.

Hazboun ve arkadaşları yaptıkları çalışmada üst çene akrilik model üzerine sağ ve sol arkta molar bölgesinde düz implant, premolar bölgesinde 15 derece açılı, kesiciler bölgesinde 30 derece açılı (188) olmak üzere toplam 6 internal bağlantılı implant yerleştirmiştir. Modelin ortasına ve kenarlarına ölçümler için indeksler hazırlamışlardır. Işıkla sertleşen akrilik ile ölçü parçaları splintlenerek polieter ile ölçü alınmıştır. Elde edilen modeller ve ana modelin fotoğrafları standardize şekilde çekilerek indeksler referans alınarak analogların sapma miktarları belirlenmiştir. Çalışma sonucunda düz ve açılı implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (188). Çalışmamızda da ölçü parçalarının splintlendiği gruplar incelendiğinde düz ve açılı implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Kurtulmuş ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada parsiyel dişsiz bir alt çene modeline 2 implant yerleştirilerek ana model hazırlanmıştır. Çalışmada farklı ölçü tekniklerinin, farklı ölçü materyallerinin ve farklı açıların ölçü hassasiyetine olan etkileri değerlendirilmiştir. Çalışma için iki implant düz, bir implant düz diğeri 10 derece açılı, bir implant düz diğeri 20 derece olarak 3 farklı grup hazırlanmıştır. Açılı implantlardaki sapma miktarı daha fazla olduğu görülmüştür. Özellikle açılı implantlar için en iyi sonucu polivinilsiloksan ölçü materyalinin verdiği bildirilmiştir. Açılı implantların olduğu durumlarda ideal yöntemin ölçü parçalarının splintlenerek hazırlandığı ve polivinilsiloksan materyali kullanılan açık kaşık ölçü tekniği olduğunu bildirmişlerdir. Polivinilsiloksan ile alınan ölçülerde düz ve açılı implantlar arasında istatistiksel olarak az anlamlı bir farklılık bulunmuştur (190). Çalışmamızda düz ve açılı implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Parsiyel modelin kullanılmasının implant açısının ölçü hassasiyetine etkisini değerlendirirken; dişlerin varlığı ile giriş yolunun etkilenmesinden dolayı hatalı sonuç verebileceğini düşünmekteyiz.

Arora ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, 7 paralel implanta sahip ve farklı açılardaki 7 implanta sahip iki ana model oluşturmuşlardır. Ölçü parçalarını splintleyerek ve splintlemeden açık kaşık ölçü tekniği ile ölçü almışlardır. Elde edilen modellerde koordinat belirleme makinesi yardımıyla analoglar arasındaki mesafeler ölçülerek ölçü hassasiyeti değerlendirilmiştir. Bu çalışmaya göre splintlenmeyen gruplarda paralel implantlarla daha hassas model elde edilmiştir. Ayrıca paralel

implantlara göre açılı implantlarda splintleme ölçü hassasiyetini daha fazla iyileştirmiştir. En fazla sapma miktarının splintlenmeyen açılı grupta olduğu bildirilmiştir (187). Çalışmamızda splintleme ve implant açısının ölçü netliğine istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığını görmekteyiz. Bu çalışmada kullanılan koordinat belirleme makinesi hassas bir cihaz olmasına karşın hassasiyetin iki boyutlu değerlendirilmesi elde edilen sonuçların karşılaştırılmasındaki hassasiyeti azaltmaktadır. Bizim çalışmamızda ölçüm elde edilen modellerin bilgisayar ortamında katı modelinin oluşturularak 3 boyutlu olarak değerlendirilmesiyle yapılmıştır. Ölçü hassasiyetinin değerlendirildiği çalışmalarda 3 boyutlu değerlendirmenin daha hassas sonuç vereceğini düşünmekteyiz.

Tsagkalidis ve arkadaşları yaptıkları çalışmada alüminyum blok üzerine implantları çene arkında sıralanır gibi kavis oluşturarak farklı açılarda (0,15,25 derece) implantları yerleştirmişlerdir. Daha sonra ana modelden splintlenmemiş açık kaşık ölçü tekniği, splintlenmiş açık kaşık ölçü tekniği ve snap-fit kapalı kaşık tekniği ile ölçüler almışlardır. Elde edilen ölçü modelleri ana model ile kıyaslanarak 3 boyutlu sapma miktarları belirlenmiştir. Ölçü parçalarının splintlendiği grupta otopolimerize akrilik kullanılmış ve hazırlanan splint 17 dakika beklendikten sonra kesilip tekrar birleştirilerek ölçü alınmıştır. Farklı ölçülerde splint materyalini standardize edebilmek için polivinilsiloksan ile splint için bir anahtar hazırlanmıştır. Ölçü materyali olarak polieter tercih edilmiştir. Çalışma sonunda 25 derece açılı implantlar dışındaki implantlarda splintlemenin istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmazken, 25 derece açılı implantların splintlenen grupta anlamlı olarak daha iyi sonuç verdiği gözlemlenmiştir (236). Bu çalışmada 25 derece açılı implantlarda ölçü parçalarının splintlendiği ve splintlenmediği gruplarda çalışmamızdan farklı sonuç elde edilmesi çalışmamızdan farklı olarak polivinilsiloksan yerine daha rijit olan polieter ile ölçü alınması ile açıklanabilir. Açılı implantların kaşığın uzaklaştırılması sırasında ölçü materyali üzerinde stres oluşturabileceğini göz önünde bulundurarak çalışmamızda yeterli rijitliğe sahip fakat daha esnek olan ölçü materyali tercih ettik.

Algellay'ın tez çalışmasında ikisi düz, ikisi 30 derece açılı olan 4 implanta sahip bir ana model oluşturulmuştur. Ölçü parçalarını splintlemenin, implant açısının ve ölçü maddesinin ölçü netliğine olan etkisi değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda açının istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yaratmadığı, polivinilsiloksanın polietere göre

daha iyi sonuç verdiği sonucuna varılmıştır (253). Çalışmamızın bulguları Algellay'ın tez çalışması bulguları ile benzerdir. Bunu kullanılan gereç ve yöntemlerin benzerliği ile açıklayabiliriz.

Tsaglalidis ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada alüminyum blok üzerine çene kavsi şeklinde düz, 15 derece ve 25 derece olmak üzere toplam 6 implant yerleştirilmiştir. Bu ana modelin ölçü parçaları bizim çalışmamızdaki uygulmaya benzer şekilde hazırlandıktan sonra otopolimerize akrilikle splintlenerek (çalışmamızdaki gibi hazırlandıktan sonra 17 dakika beklenip kesilip tekrar birleştirilerek) ve splintlenmeden polivinilsiloksan ile ölçüleri alınmıştır. Ölçü hassasiyeti koordinat belirleme cihazı ile değerlendirilmiştir. Düz ve 15 dereceli implantlarda ölçü hassasiyetinde iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamazken, 25 dereceye sahip implantlarda ölçü parçalarının splintlendiği grubunu istatistiksel olarak daha iyi sonuç verdiği görülmüştür (236). Çalışmamızın sonucu değerlendirildiğinde düz ve 15 dereceli analoglarda aynı sonuçlar alınırken, 25 dereceden fazla açıya sahip olan B ana modelindeki kanin bölgesinde mesiale doğru 30 derece açılanması olan analoglara bakıldığında bizim çalışmamızda farklı olarak splintlemenin istatistiksel olarak herhangi bir farklılık yaratmadığı görülmüştür. Bu durum aynı bağlantı sistemine sahip implantlar kullanılsa da farklı markaların sahip olduğu analog ve ölçü parçaları arasındaki üretim hassasiyetinin farkı veya farklı değerlendirme metodunun kullanılmasıyla açıklanabilir.

Baig ve arkadaşlarının yaptığı sistematik derlemede açık kaşık ölçü tekniğinde ölçü parçalarını splintlemenin splintlememeye, düz açılı implantların açılı implantlara göre ölçü hassasiyetinde anlamlı bir fark yaratmadığı belirtilmiştir (191). Çalışmamızın sonucu bu derlemeyle paralellik göstermiştir.

5.2.4. Üç Boyutlu Sapma Miktarlarının Değerlendirilmesi

Sapma miktarı ve bunun maksimum alabileceği değerin klinik açıdan önemi hala tartışmalıdır. Altyapı ve abutment arası uyumsuzluğun Branemark, Ma ve Jemt sırasıyla üst sınırı 10 mikron, 100 mikron ve 150 mikron olarak belirtmişlerdir

(52,254,165). Assuncao ve arkadaşları yaptıkları çalışmada herhangi bir eksende 50 mikronluk sapmanın kabul edilebilir sınır olduğunu belirtmişlerdir (26).

Ölçü hassasiyetini değerlendiren çalışmalardaki x,y,z,3d eksenlerindeki sapma miktarları 0.6 - 136 mikron arasında değişiklik göstermiştir (191). Çalışmamızla benzer hassasiyet ölçüm tekniği kullanılan çalışmalara bakıldığında ise 3 boyutlu sapma miktarının 20 - 89 mikron arasında klinik olarak kabul edilebilir aralık olarak kabul edildiği çalışmalar bulunmaktadır (15,255,256). Biz de çalışmamız da 15 - 41 mikron arasında değerler elde ettik.

Pasif uyumu etkileyebilecek sapma miktarı ile ilgili değer gösteren çalışmalar olsa da kabul edilebilir maksimum sapma miktarı için net bir şey söylenmesi mümkün değildir. Verilen sapma miktarları ile ilgili sayısal olarak kesin bir kanıya varmak mümkün olmamaktadır (191). Pek çok in vitro çalışmada da belirtildiği gibi bu sapma miktarını etkileyebilecek üretim hassasiyetinin de elde edilen değerler için önemli olabileceği vurgulanmıştır (165).

5.2.5. Yüzey Çakıştırma Görüntülerinin Değerlendirilmesi

Çalışmamız sırasında sapma miktarlarını belirlerken yazılım ile yüzey çakıştırma sonrası sapmaların yönünün değişimini tayin edebilmek için yüzey çakıştırma renklendirmesinden de yararlandık. Elde edilen verileri incelediğimizde renkli verilerin sayısal bir veri olarak yüzeyin geneli hakkında bilgi vermesi ve ortalama bir değer belirtmemesi nedeniyle elde ettiğimiz sayısal verileri de göz önünde tutarak değerlendirme yaptık. Yüzeyde oluşan maksimum veya minimum sapma miktarlarıyla ilgili daha önceki çalışmalara da baktığımızda kesin bir sonuca varmamız mümkün gözükmemektedir. Biz maksimum verileri (kırmızıya doğru artar renkleri) sapmanın yönünü değerlendirmede göz önünde bulundurduk.

Renklendirilmiş yüzey çakıştırma görüntüleri ve sapma miktarları beraber değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı olmasa da posteriorda anteriora göre açıdan bağımsız daha fazla sapmanın olduğunu görmekteyiz. Ayrıca splintlenen gruplar ile splintlenmeyen gruplar arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasa da

sapma miktarının azaldığı , yüzey değerlendirmesinde renklerdeki kırmızı alanların azaldığını görmekteyiz.

Çalışmamızda istatistiksel olarak anlamlı farkın oluştuğu iki durum bulunmaktadır. B modelinde 14 nolu implantta görülen sapma miktarı ortalamaları açısından ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.043; $p<0.05$). S tekniğindeki sapma ortalaması, P ve L tekniklerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p1:0.032; p2:0.027; $p<0.05$). P ve L ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Aynı şekilde C modelinde de 14 nolu implantta görülen sapma miktarı ortalamaları açısından ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.048; $p<0.05$). S tekniğindeki sapma ortalaması, P ve L tekniklerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p1:0.029; p2:0.037; $p<0.05$). P ve L ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Fakat her iki modelde de 14 nolu implant diğer implantlarla kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu sonuçta elde edilen verinin klinik olarak anlamlı bir farklılık yaratmadığını düşünmekteyiz. Farklılığın oluşmasını açılı implantların olduğu modellerde kaşık çıkarılırken ön arka yönün yanı sıra açı farklılıklarının internal bağlantıda oluşturduğu zorlanmadan dolayı kaşığın aynı zamanda soldan sağa doğru yatırılarak çıkarılmasına bağlı olarak 1 numaralı bölgedeki stres artışı sonucu kaynaklandığını olduğunu düşünmekteyiz.

Ölçü hassasiyetini etkileyebilecek diğer faktörleri mümkün olduğunca maksimum seviyede minimalize ederek implant açısı ve ölçü parçalarının splintlenmesinin etkisini araştıran çalışmamız sonucunda istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunamamıştır. Bu in vitro çalışma işlemlerin ideal koşullarda doğru uygulandığında implant açısının ve ölçü parçalarının splintlenmesinin önemli bir etkisi olmadığını göstermektedir. Işıkla sertleşen akrilik ve otopolimerize akrilik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözükmese de ışıkla sertleşen akrilikle elde edilen modellerin sapma miktarlarının daha az olduğu görülmektedir. Kullanımı daha kolay ve pratik olan ışıkla sertleşek akrilik otopolimerize akriliğe alternatif olarak kullanılabiir.

Çalışmamızın klinik durum göz önüne alındığında sınırlamaları vardır. Ölçü kaşığının çıkarılma yönü klinikte ölçü kaşığının hasta ağzından çıkarılmasını tam olarak taklit edememiştir. Klinik koşullarda çalışmamızdaki gibi tek yönden standardize bir çıkış yolu çevre dokular yüzünden pek olsa değildir. Daha önce yapılan çalışmalarda da oluşacak stresin kaşığın çıkarılma yönüne göre değişebileceği bildirilmiştir (188). Sıcaklık, tükürüğe bağlı nem ölçü materyalinin hassasiyetini etkileyebilir. Bu faktörler in vitro çalışmalarda göz önünde bulundurulamamaktadır. Ağız ortamının komplikasyonları ve reaksiyonları splint materyalinin polimerizasyonunu da etkileyebilir. Aynı zamanda tükürük ölçüde hava kabarcığı oluşmasına sebep olabilir (236). Bununla beraber kullanılan ana modelin yüzey sertliği yapısı ve ıslanabilirliği de ağız mukozasından farklıdır. Hastaya bağlı tüm bu klinik sınırlamalarla beraber, hekime bağlı ölçü işlemlerinin de tecrübesinin sonuçları etkileyebileceği unutulmamalıdır.

5.3. Sonuçlar

"İmplant açısının ve ölçü parçalarının splintlenmesinin ölçü netliğine olan etkisinin in vitro değerlendirilmesi" başlıklı bu deneysel doktora tez çalışmasının sınırları dahilinde;

1. Tüm analogların düz olduğu A modeli ; 0º, 15º ve 30º derece mesiale doğru açılanmaya sahip analoglara sahip B modeli ; 0º, 10º ve 20º derece bukkale doğru açılanmaya sahip analoglara sahip C modeli ayrı ayrı incelendiklerinde elde edilen sapma miktarları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p>0.05$) oluşmadığı görülmüştür. Bu durumda doğru ve hassas bir açık kaşık ölçü tekniği ile implantların açısının ölçü hassasiyetini etkilemediğini ifade edebiliriz.
2. Ölçü parçalarının splintlenmediği, otopolimerize akrilikle splintlendiği ve ışıkla sertleşen akrilikle splintlendiği gruplar incelendiğinde elde edilen sapma miktarı karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p>0.05$) oluşmadığı görülmüştür. İstatistiksel olarak bir fark oluşmasa da splintlenen gruplarda sapma miktarlarının azaldığı görülmektedir. Bu durumda doğru ve hassas bir açık kaşık ölçü tekniği ile splintlemeden de istenilen hassasiyette ölçü elde

edilebileceğini fakat splintlemenin ölçü hassasiyetini arttıracağının göz önünde bulundurulması gerektiğini ifade edebiliriz.

3. Elde edilen sapma miktarları arasında açı, splintleme, aynı bölgedeki implantlar, karşılıklı ayrı bölgelerdeki simetrik implantlar farklı karşılaştırmalar yapıldığında istatistiksel olarak anlamlı farkın oluştuğu sadece iki durum görüyoruz. B modelinde 14 nolu implantta görülen sapma miktarı ortalamaları açısından ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.043; $p<0.05$). S tekniğindeki sapma ortalaması, P ve L tekniklerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p1:0.032; p2:0.027; $p<0.05$). P ve L ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Aynı şekilde C modelinde de 14 nolu implantta görülen sapma miktarı ortalamaları açısından ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.048; $p<0.05$). S tekniğindeki sapma ortalaması, P ve L tekniklerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p1:0.029; p2:0.037; $p<0.05$). P ve L ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Diğer karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmazken bu farkın oluşmasının sebebini kaşığın çıkarılması sırasında internal bağlantıya bağlı olarak oluşabilecek stresin çıkarılma yönündeki implantların ortasındaki implantta stresin artmış olabilme ihtimali olarak düşünmekteyiz. İstatistiksel olarak anlamlı olmasa da kaşığın çıkarılma yönü düşünüldüğünde posterior analoglarda anterior analoglara göre sapma miktarının fazla olmasının bunu destekler nitelikte olduğunu düşünmekteyiz.
4. Ölçü parçalarının splintlendiği gruplar karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasa da ışıkla sertleşen akriliğin otopolimerize akriliğe göre daha iyi sonuç verdiğini görmekteyiz. Polimerizasyon büzülmesini minimalize etmek için 17 dakika beklenip kesilip tekrar birleştirilmesine rağmen otopolimerize akriliğin polimerizasyon büzülmesinin daha fazla olmasıyla açıklanabilir. Kullanımının daha pratik ve polimerizasyonun büzülmesinin daha az olması sebebiyle klinik kullanımda ışıkla sertleşen akrilik ile ölçü parçalarının splintlemenin daha rahat ve kullanışlı olacağını ifade edebiliriz.
5. Çalışmamızın gereç ve yöntemi klinik şartların üzerinde bir standardizasyonla gerçekleştirilmiştir. Bu durumun amacı ölçü hassasiyetini etkileyebilecek pek

çok faktör varken açı ve splintlemeyi doğru değerlendirebilmek için diğer faktörleri elimine etmektir. Klinik koşullarda bu faktörlerin in vitro çalışmalardaki gibi rahat elimine edilemeyeceği unutulmamalıdır. Bu nedenle alınacak ölçüde tüm faktörler ve işlemi gerçekleştirecek hekimin tecrübesinin de önemi göz önünde bulundurularak, pasif uyumu minimalize etmek adına her koşul ideala yaklaştırılmaya çalışılmalıdır.

6. Ana modelde hazırlanan doğru bir protez ile elde edilen modeller üzerinde pasif uyum değerlendirilmesi gerektiğini düşünmekteyiz. Bununla beraber ana modelin hastalardan elde edilerek hazırlanan protezlerin belirli hasta grubunda uzun süreli takibiyle sonuçların klinik kabul edilebilirliği daha iyi gözlemlenebilecektir. Ayrıca çalışmamızla ilgili klinik sınırlamaların olduğu ve tüm işlemlerin standardize edilerek gerçekleştirildiği unutulmamalıdır.
7. Konvansiyonel yöntemler yerine dijital sistemlere geçtikçe ölçü netliğinde ölçü parçalarının splintlenmesinin ve implant açısının etkisinin de kalkacağını düşünmekteyiz. Gelecek çalışmalar için geleneksel ölçü yöntemleri yerine, günümüzde kullanım sıklığı artan dijital ölçü yöntemlerinin ölçü hassasiyeti açısından değerlendirilmesini önermekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Buser D, Janner SFM, Wittneben J-G, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE. 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):839-851. doi:10.1111/j.1708-8208.2012.00456.x

2. Ravald N, Dahlgren S, Teiwik A, Gröndahl K. Long-term evaluation of Astra Tech and Brånemark implants in patients treated with full-arch bridges. Results after 12-15 years. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(10):1144-1151. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02524.x

3. Keskin Özyer E, Kahramanoğlu E, Aslan YU, Özkan Y. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Ölçü Yöntemleri ve Materyalleri: Derleme. *Eur J Res Dent*. 2019;3:124-132. doi:10.35333/ERD.2019.101

4. Papaspyridakos P, Chen C-J, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber H-P, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(4):836-845. doi:10.11607/jomi.3625

5. Prakash S, Chowdhary R. Impression Techniques and impression materials in dental implant supported restorations: a systematic review. *Int J Recent Sci Res*. 2016;7(4):10285-10295.

6. Lee H, So S, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2008;100(4):285-291.

7. Şahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in im- plant prosthodontics: Current status. *Implant Dent*. 2001;10:85-92.

8. Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(5):662-667.

9. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*. 1999;12(2):167-178.

10. Kan J, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre C, Lang B. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999;81:7-13.

11. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(5):620-625.

12. Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider A. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit - 2 system. *J Oral Rehabil*. 2000;27:629-638.

13. Herbst D, Nel JC, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*. 2000;83:555-561.

14. Jemt T, Hjalmarsson L. In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks. A comparison between "virtual" and "physical" assessments of fit using two different techniques of measurements. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14 Suppl 1:e175-82. doi:10.1111/j.1708-8208.2011.00416.x

15. Papaspyridakos P, Lal K, White GS, Weber HP, Galluci G. 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;26:1267-1272.

16. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent*. 2000;83(3):323-331. doi:10.1016/s0022-3913(00)70136-3

17. Ma J, Rubenstein JE. Complete arch implant impression technique. *J Prosthet Dent*. 2012;107(6):405-410. doi:10.1016/S0022-3913(12)60100-0

18. Carr A. Comparison of impression techniques for a two - implant 15- degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7:468-475.

19. Hsu C, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent*. 1993;69:588-593.

20. Inturregui J, Aquilino S, Rythers J, Lund P. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*. 1993;69:503-509.

21. Phillips K., Nicholls J, Ma T, Rubenstein JE. The accuracy of three implant impression techniques: a three-dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:533-540.

22. Spector M, Donovan T, Nicholls J. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1990;63:444-447.

23. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RSA, Frasca LCF, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(2):192-198.

24. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent*. 2007;97(6):349-356. doi:10.1016/S0022-3913(07)60023-7

25. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent*. 2003;89:186-192.

26. Assunçao W, Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent*. 2004;13:358-366.

27. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2004;92:470-476.

28. Akalın ZF, Özkan YK, Ekerim A. Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):149-157. doi:10.11607/jomi.2070

29. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12:63-76.

30. Peterson L, Inresano A, Marciani R, Roser S. *Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*. London: Lippincott-Raven Publishers; 1997.

31. Oral implantology. Glossary of implant terms. *J Oral Implantol*. 2007;Suppl 1:2-14.

32. Pye AD, Lockhart DEA, Dawson MP, Murray CA, Smith AJ. A review of dental implants and infection. *J Hosp Infect*. 2009;72:104-110.

33. Misch C. *Dental Implant Prosthetics*. Second Edi. (Rudolph P, ed.). St. Luis: Mosby-Elsevier; 2014.

34. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch C, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent*. 2003;12:306-317.

35. Çalıkkocaoğlu S. *Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi*. İstanbul: Quintessence; 2013.

36. Agerberg G, Carlsson G. Chewing ability in reletion to dental and general health: analysis of data obtained from questionnaire. *Acta Odontol Scand*. 1981;39:147.

37. Ettinger R. Diet, nutrition, masticatory ability in gruops of elderly edentulous patients. *Aust Dent J*. 1973;18:12-19.

38. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1990;5:375-383.

39. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2003;18:357-368.

40. Mericske-Stern R, Steinlin-Schaffner T, Marti P, Geering A. Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res*. 1994;5:9-18.

41. Wismeijer D, Van Waas M, Kalk W. Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible. *J Prosthet Dent*. 1995;74:380-384.

42. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 3rd Editio. USA: Mosby; 2001.

43. Engelman M. *Clinical Indication and Treatment Planning in Osteointegration*. 2nd Editio. Chicago: Quintessence; 2008.

44. Misch C. *Contemporary Implant Dentistry*. 1st Editio. St. Louis: Mosby; 2005.

45. Patras M, Martin W. Simplified custom impression post for implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*. 2016;115(5):556-559.

46. Misch C. *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: Mosby-Elsevier; 2008.

47. Eğilmez F, Ergün G, Çekiç-Nagaş I, Bozkaya S. Implant-supported hybrid prosthesis: Conventional treatment method forborderline cases. *Eur J Dent*. 2015;9(3):442-448.

48. Lekholm U, Van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:627-635.

49. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor T, Heckmann S. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic- veneered superstructures. *J Prosthet Dent*. 2005;93:324-330.

50. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6:413-417.

51. Zarb G, Jansson T. *Prosthodontic Procedures and Laboratory Procedures and Protocol. Tissue İntegrated Prostheses*. Chicago: Quintessence; 1985.

52. Branemark P. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983;50:399-410.

53. Klineberg I, Murray G. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J*. 1985;28:63-69.

54. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implant in the edentulous jaw: a study of treatment from the time of prostheses placement to the first annual check up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6:270-276.

55. Zarb G. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*. 1990;64:185-194.

56. Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Dariu P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: prosthetic aspect. *J Prosthet Dent*. 1992;68:949-956.

57. Lekholm U, Van Steenberghe D, Herrmann I. Partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:627-635.

58. Gunne J, Jemt T, Linden B. Implant treatment in partially edentulous patients: a report on prostheses after 3 years. *Int J Prosthodont*. 1994;7:143-188.

59. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10:387-416.

60. Bauman G, Mills M, Rapley J, Hallmon W. Plaque-induced inflammation around implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7:330-337.

61. Haanaes H. Implants and infections with special reference to oral bacteria. *J Clin Periodontol*. 1990;17:516-524.

62. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:169-178.

63. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental Impression Materials and Techniques. *Dent Clin North Am*. 2017;61(4):779-796.

64. Branemark P, Zarb G. *Tissue-Integrated Prostheses*. 1st Editio. Chicago: Quintessence; 1985.

65. Assif D, Fenton B, Zarb G, Schmidt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1992;12:112-121.

66. Humphries R, Yaman P, Bloem T. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5:331-336.

67. Owen C, Goolam R. Disinfection of impression materials to prevent viral cross contamination: a review and a protocol. *Int J Prosthodont*. 1993;6(5):480-494.

68. Chee W, Jivraj S. Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J*. 2006;201(7):429-432.

69. Christensen G. An approach to prosthodontics: Meeting the needs of our patients. *J Am Dent Assoc*. 1991;122:64-65.

70. Carr A. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6:448-455.

71. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent*. 1997;77:68-75.

72. Bhakta S, Vere J, Calder I, Patel R. Impressions in implant dentistry. *Br Dent J*. 2011;211:361-367.

73. Liou A, Nicholls J, Yuodelis R, Brudvik J. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings into two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*. 1993;6:377-383.

74. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11:216-222.

75. Barrett MG, De Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont*. 1993;2:75-82.

76. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A Laboratory Investigation of the Accuracy of Two Impression Techniques for Single - Tooth Implants. *Int J Prosthodont*. 2001;14:152-158.

77. Aktöre H, Kurtulmuş-Yilmaz S. İmplant destekli protezlerde ölçünün doğruluğunu etkileyen faktörlerin değerlendirilmesi. *Cumhur Dent J*. 2015;18(2):214-227.

78. Akça K, Çehreli MC. Accuracy of 2 Impression Techniques for ITI Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:517-523.

79. Nedelcu R, Olsson P, Nystrom I, Ryden J, Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J Dent*. 2018;69:110-118.

80. Eliasson A, Ortorp A. The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(1):30-38.

81. Garg AK. Cadent iTero's digital system for dental impressions: the end of trays and putty? *Dent Implantol Update*. 2008;19:1-4.

82. Papaspyridakos P, Galluci G, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27:465-472.

83. Priest G. Virtual designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;63:22-32.

84. Howell KJ, McGlumphy EA, Drago C, Knapik G. Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28:228-240.

85. Lin WS, Harris BT, Zandinejad A, Morton D. Use of digital data acquisition and CAD/CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants. *J Prosthet Dent*. 2014;111:1-5.

86. Gimenez B, Özcan M, Martinez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17(1):54-64.

87. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*. 2014;18:1687-1694.

88. Andriessen FS, Rijkens DR, Van Der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2014;111:186-194.

89. Gintaute A. Accuracy of computerized and conventional impression-making procedures of straight and tilted dental implants. 2015.

90. Aktaş G, Özcan N, Aydın DH, Şahin E, Akça K. Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features. *J Prosthet Dent*. 2014;111:367-372.

91. Katsoulis J, Mericske-Stern R, D.M. Y, Izutani N, Enkling N, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dent Mater*. 2013;29:945-953.

92. Basaki KG. Evaluation of Digital Implant Impressions using an Intra-oral Computerized Scanner (iTero) versus Conventional Implant Impressions: A 3-Dimensional Analysis of Accuracy. 2014.

93. Buzayan M, Baig MR, Yunus N. Evaluation of accuracy of completearch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28:1512-1520.

94. Kwon J-H, Son Y-H, Han C-H, Kim S. Accuracy of implant impressions without impression copings: a three-dimensional analysis. *J Prosthet Dent*. 2011;105(6):367-373. doi:10.1016/S0022-3913(11)60075-9

95. Walker MP, Ries D, Borello B. Implant cast accuracy as a function of impression techniques and impression material viscosity. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(4):669-674.

96. Alikhasi M, Siadat H, Monzavi A, Momen-Heravi F. Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: effect on marginal discrepancy. *J Oral Implantol*. 2011;37(6):649-657. doi:10.1563/AAID-JOI-D-09-00112.1

97. Alikhasi M, Siadat H, Rahimian S. The effect of implant angulation on the transfer accuracy of external-connection implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17:822-829.

98. Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):250-255. doi:10.1067/mpr.2003.38

99. Gupta S, Narayan AI, Balakrishnan D. In Vitro Comparative Evaluation of Different Types of Impression Trays and Impression Materials on the Accuracy of Open Tray Implant Impressions: A Pilot Study. *Int J Dent*. 2017;2017:6306530. doi:10.1155/2017/6306530

100. Wassell RW, Ibbetson RJ. The accuracy of polyvinyl siloxane impressions made with standard and reinforced stock trays. *J Prosthet Dent*. 1991;65(6):748-757. doi:10.1016/s0022-3913(05)80006-x

101. Christensen GJ. Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc*. 2009;140(10):1301-1304. doi:10.14219/jada.archive.2009.0054

102. Christensen GJ. Now is the time to change to custom impression trays. *J Am Dent Assoc*. 1994;125(5):619-620. doi:10.14219/jada.archive.1994.0079

103. Carrotte P V, Johnson A, Winstanley RB. The influence of the impression tray on the accuracy of impressions for crown and bridge work--an investigation and review. *Br Dent J*. 1998;185(11-12):580-585. doi:10.1038/sj.bdj.4809870

104. Damodara EK, Litaker MS, Rahemtulla F, McCracken MS. A randomized clinical trial to compare diagnostic casts made using plastic and metal trays. *J Prosthet Dent*. 2010;104(6):364-371. doi:10.1016/S0022-3913(10)60167-9

105. Ceyhan JA, Johnson GH, Lepe X. The effect of tray selection, viscosity of impression material, and sequence of pour on the accuracy of dies made from dual-arch impressions. *J Prosthet Dent*. 2003;90(2):143-149. doi:10.1016/s0022-3913(03)00276-2

106. Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(4):547-556.

107. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(5):1102-1107.

108. Shen C. Impression materials. In: Anusavice KJ, ed. *Phillips Science of Dental Materials*. 11th Ed. Philedelphia: Saunders Company; 2003:205-254.

109. Lee EA. Predictable elastomeric impressions in advanced fixed prosthodontics: a comprehensive review. *Pract Periodontics Aesthetic Dent*. 1999;11:497-504.

110. Kempler J. The Effect of Impression Technique, Connection Type and Implant Angulation on Impression Accuracy. 2011.

111. Rubel B. Impression materials: A comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 2007;51:629-642.

112. O'brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3th Editio. Quintessence; 2008.

113. Shilinburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3th Editio. Chicago: Quintessence; 1997.

114. Enkling N, Bayer S, Jöhren P, Mericske-Stern R. Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14:144-151.

115. Giordano R. Impression materials: Basic properties. *Gen Dent*. 2000;48:510-516.

116. Donovan T, Winston C. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am*. 2004;48:445-470.

117. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont*. 2011;20:153-160.

118. Philips RW, Anusavice KJ. *Philips' Science of Dental Materials*. 11th Editi. Philedelphia: Saunders Company; 2007.

119. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materals*. 11th Editi. Toronto: Mosby; 2002.

120. O'brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. Chicago: Quintessence; 2002.

121. McCabe JF, Walls AG. *Applied Dental Materials*. Oxford: Blackwell Publishing; 1998.

122. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. 7th Editio. St. Louis: Mosby; 1985.

123. Wassell RW, Barker D, Walls AW. Crowns and other extra-coronal restorations: Impression materials and technique. *Br Dent J*. 2002;192:679-690.

124. Chen SY, Liang WM, Chen FN. Factors affecting the accuracy of elastomeric impression materials. *J Dent*. 2004;32:603-609.

125. Corso M, Abonomy A, Di Canzio J, Zurakowski D, Morgano SM. The effect of temperature changes on the dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impression materials. *J Prosthet Dent*. 1998;79:626-631.

126. Rupp F, Axmann D, Geis-Gerstorfer J. Effect of relative humidity on the hydrophilicity of unset elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*. 2008;21(1):69-71.

127. Holst S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, Wichmann M. Influence of impression material and time on the 3 - dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence Int (Berl)*. 2007;38:67-73.

128. Balkenhol M, Eichhorn M, Wostmann B. Contact angles of contemporary type 3 impression materials. *Int J Prosthodont*. 2009;22(4):396-398.

129. Sohmura T, Wakabayashi K, Lowmunkong R, et al. 3D Shape Measurement of Dental Casts Using Medical X-ray CT. *Dent Mater*. 2004;23(2):121-128.

130. Lee S, Cho S. Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *J Adv Prosthodont*. 2011;3:177-185.

131. Kim S, Nicholls J, Han C, Lee K. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2006;21:747-755.

132. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: Effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1999;14:885-888.

133. Lee YJ, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. Accuracy of different impression techniques for internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2009;24:823-830.

134. Filho H, Mazaro J, Vedovatto E, Assunçao W, Dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 – comparison of splinting techniques. *J Prosthodont*. 2009;18:172-176.

135. Kim S, Watts D. Polymerization shrinkage-strain kinetics of temporary crown and bridge materials. *Dent Mater*. 2004;20:88-95.

136. *GC Pattern Resin LS Low Shrinkage Modeling Resin Tips and Tricks: Technique and Handling of GC Pattern Resin*.; 2009.

137. Mojon P, Oberholzer J, Meyer J, Belser U. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent*. 1990;64:684-688.

138. Gibbs S, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Comparison of polymerization shrinkage of pattern resins. *J Prosthet Dent*. 2014;112:293-298.

139. Ivanhoe J, Adrian H, Krantz W, Edge M. An impression technique for osseointegrated implants. *J Prosthodont Dent*. 1991;66:410-411.

140. https://www.dokuzkimya.com/urun/motif-pattern-resin-model-recinesi-verification-jig/.

141. Craig RG. *Direct Esthetic Restorative Materials*.; 2000.

142. Hickler R, Dasch W, Janda R. New Direct Restorative Materials. *Int Dent J*. 1998;48:3-16.

143. Jackson RD, Morgan M. The New Posterior Resins and a Simplified Placement technique. *J Am Dent Assoc*. 2000;131:357-383.

144. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 1997;105:97-116.

145. Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G. The impact of composite structure on its elastic response. *J Dent Res*. 1986;65:648-653.

146. Alqahtani F, Goodacre C. A Novel Veri cation Jig Technique of Using a Composite Resin Material for Implant Supported Prosthesis. *Austin J Dent*. 2014;1(2):1008.

147. Selvaraj S, Dorairaj S, Mohan J, Simon P. Comparison of implant cast accuracy of multiple implant impression technique with different splinting materials: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2016;16:167-175.

148. Öngül D, Gökçen-Röhlig B, Şermet B, Keskin H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Austin J Dent*. 2012;57:184-189.

149. De Avila ED, De Matos Moraes F, Castanharo SM, Del'Acqua MA, De Assis Mollo FJ. Effect of splinting in accuracy of two implant impression techniques. *J Oral Implantol*. 2014;40:633-639.

150. Carr A, Master J. The accuracy of implant verification casts compared with casts produced from a rigid transfer coping technique. *J Prosthodont*. 1996;5:248-252.

151. Del'Acqua MA, Chavez A, Castanharo SM, Compagnoni MA, Mollo FJ. The effect of splint material rigidity in implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25:1153-1158.

152. Rhyhu S, Cho I, Lim H, Lim J. A comparative study on the accuracy of master casts by implant impression techniques. *J Korean Acad Prosthodont*. 2002;40:18-29.

153. Hariharan R, Shanker C, Rajan M, Baig MR, Azhagarasan NS. Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25:38-44.

154. Assunçao W, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, Dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1 -Influence of transfer copings surface abrasion. *J Prosthodont*. 2008;17:641-647.

155. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *J Prosthet Dent*. 2000;83:562-566.

156. Michalakis KX, Kalpidis CDR, Kang K, Hirayama H. A simple impression technique for dental implants placed in close proximity or adverse angulations. *J Prosthet Dent*. 2005;94:293-295.

157. Eger DE, Gunsolley JC, Feldman S. Comparison of angled and standard abutments and their effect on clinical outcomes: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:819-823.

158. Sethi A, Kaus T, Sochor P, Axmann-Krcmar D, Chanavaz M. Evolution of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dent*. 2002;11:41-51.

159. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Von Steyern PV, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments / reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23:202-216.

160. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evalution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Periodontics Aesthetic Dent*. 2003;15:625-632.

161. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:519-526.

162. Lee JH, Kim DG, Park CJ, Cho LR. Axial displacements in external and internal implant-abutment connection. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25:e83-e89.

163. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech*. 2003;36:1649-1658.

164. Lee H, Ercoli C, Funkenbusch PD, Feng C. Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2008;99(2):107-113. doi:10.1016/S0022-3913(08)60026-8

165. Ma T, Nicholls J, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12:371-375.

166. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo FJ. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(2):226-236.

167. Del'Acqua MA, Chávez AM, Compagnoni MA, Molo F de AJ. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(4):715-721.

168. Papaspyridakos P, Benic G, Hogsett V, White G, Lal K, Galluci G. Accuracy of implant casts generated with splinted and non- splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23:676-681.

169. Choi J-H, Lim Y-J, Yim S-H, Kim C-W. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(5):761-768.

170. Fernandez MA, Paez de Mendoza CY, Platt JA, Levon JA, Hovijitra ST, Nimmo A. A comparative study of the accuracy between plastic and metal impression transfer copings for implant restorations. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2013;22(5):367-376. doi:10.1111/jopr.12015

171. Stimmelmayr M, Erdelt K, Guth JF, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model a digital approach. *Clin Oral Investig*. 2012;16:1137-1142.

172. Del Corso M, Aba G, Vazquez L, Dargaud J, Dohan Ehrenfest DM. Optical threedimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: an in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11:214-221.

173. Quass S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent*. 2007;35:903-908.

174. Shankar YR, Sahoo S, Krishna MH, Kumar PS, Kumar TS, Narula S. Accuracy of implant impressions using various impression techniques and impression materials. *J Dent Implant*. 2016;6(1):29-36.

175. Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent*. 2007;16(2):187-194. doi:10.1097/ID.0b013e3180587b3f

176. Osman MS, Ziada HM, Abubakr NH, Suliman AM. Implant impression accuracy of parallel and non-parallel implants: a comparative in-vitro analysis of open and closed tray techniques. *Int J Implant Dent*. 2019;5(1):4. doi:10.1186/s40729-019-0159-5

177. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(1):30-37.

178. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2002;11(1):30-40. doi:10.1111/j.1532-849x.2002.00030.x

179. Özçelik TB, Özcan I, Ozan O. Digital evaluation of the dimensional accuracy of four different implant impression techniques. *Niger J Clin Pract*. 2018;21(10):1247-1253. doi:10.4103/njcp.njcp_284_17

180. Pujari M, Garg P, Prithviraj DR. Evaluation of accuracy of casts of multiple internal connection implant prosthesis obtained from different impression materials and techniques: an in vitro study. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):137-145. doi:10.1563/AAID-JOI-D-10-00207

181. Ozan O, Hamiş O. Accuracy of different definitive impression techniques with the all-on-4 protocol. *J Prosthet Dent*. 2019;121(6):941-948.

182. Kim J-H, Kim KR, Kim S. Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2015;114(2):185-92.e1. doi:10.1016/j.prosdent.2015.02.005

183. Assunçao W, Britto RC, Ricardo Barao VA, Delben JA, Dos Santos PH. Evaluation of impression accuracy for implant at various angulations. *Implant Dent*. 2010;19:167-174.

184. Papazoglou E, Alvin GW, Carr AB, Urban I, Margaritis V. Accuracy of complete-arch implant impression made with occlusal registration material. *J Prosthet Dent*. 2020;123(1):143-148.

185. Liu Y, Di P, Zhao Y, Hao Q, Tian J, Cui H. Accuracy of multi-implant impressions using 3D-printing custom trays and splinting versus conventional techniques for complete arches. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(4):1007-1014.

186. Parameshwari G, Chittaranjan B, Sudhir N, Anulekha-Avinash C-K, Taruna M, Ramureddy M. Evaluation of accuracy of various impression techniques and impression materials in recording multiple implants placed unilaterally in a partially edentulous mandible- An in vitro study. *J Clin Exp Dent*. 2018;10(4):e388-e395. doi:10.4317/jced.54726

187. Arora A, Upadhyaya V, Parashar KR, Malik D. Evaluation of the effect of implant angulations and impression techniques on implant cast accuracy - An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2019;19(2):149-158. doi:10.4103/jips.jips_337_18

188. Hazboun GB., Masri R, Romberg E, Kempler J, Driscoll C. Effect of implant angulation and impression technique on impressions of NobelActive implants. *J Prosthet Dent*. 2015;113:425-431.

189. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*.; 2006.

190. Kurtulmuş-Yılmaz S, Ozan O, Özçelik T, Yağız A. Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *J Dent*. 2014;42:1551-1559.

191. Baig MR. Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29:869-880.

192. Dayrell AC, Noritomi PY, Takahashi JM, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Biomechanical Analysis of Implant-Supported Prostheses with Different Implant-Abutment Connections. *Int J Prosthodont*. 2015;28(6):621-623. doi:10.11607/ijp.4258

193. İrkeç Z. Malpoze implantlarda farklı ölçü tekniklerinin hassasiyetinin değerlendirilmesi. 2013.

194. Kim KR. A systematic review of the accuracy and the assessment methods of implant impression techniques. 2013.

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

196. Mpikos P, Kafantaris N, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external- and internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(6):1422-1428.

197. Lee H-J, Lim Y-J, Kim C-W, Choi J-H, Kim M-J. Accuracy of a proposed implant impression technique using abutments and metal framework. *J Adv Prosthodont*. 2010;2(1):25-31. doi:10.4047/jap.2010.2.1.25

198. Jang H-K, Kim S, Shim J-S, Lee K-W, Moon H-S. Accuracy of impressions for internal-connection implant prostheses with various divergent angles. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(5):1011-1015.

199. Prithviraj D, Pujari ML, Garg P, Shruthi DP. Accuracy of the implant impression obtained from different impression materials and techniques: Review. *J Clin Exp Dent*. 2011;3:e106-e111. doi:10.4317/jced.3.e106

200. Galluci G, Papaspyridakos P, Ashy LM, Doukoudakis A, Weber HP, Chronopoulos V. Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients. *Int J Prosthodont*. 2011;24:469-472.

201. Papaspyridakos P, Kim Y-J, Finkelman M, El-Rafie K, Weber H-P. Digital Evaluation of Three Splinting Materials Used to Fabricate Verification Jigs for Full-Arch Implant Prostheses: A Comparative Study. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent . [et al]*. 2017;29(2):102-109. doi:10.1111/jerd.12274

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

203. Shim JS, Ryu JJ, Shin SW, Lee JY. Effects of Implant Angulation and Impression Coping Type on the Dimensional Accuracy of Impressions. *Implant Dent*. 2015;24(6):726-729. doi:10.1097/ID.0000000000000336

204. Cho GC, Chee WWL. Distortion of disposable plastic stock trays when used with putty vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent*. 2004;92(4):354-358. doi:10.1016/j.prosdent.2004.07.020

205. Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 1990;63(1):12-15. doi:10.1016/0022-3913(90)90257-d

206. Goel M, Dhawan P, Tandan P, Madhukar P. Need for a reliable alternative to custom-made Implant Impression trays: An in vitro study comparing accuracy of custom trays versus specialized aluminum stock tray. *J Indian Prosthodont Soc*. 2018;18(3):271-276. doi:10.4103/jips.jips_232_17

207. Rueda LJ, Sy-Muñoz JT, Naylor WP, Goodacre CJ, Swartz ML. The effect of using custom or stock trays on the accuracy of gypsum casts. *Int J Prosthodont*. 1996;9(4):367-373.

208. Marotti J, Tortamano P, Castilho TRRN, Steagall WJ, Wolfart S, Haselhuhn K. Accuracy of a self-perforating impression tray for dental implants. *J Prosthet Dent*. 2014;112(4):843-848. doi:10.1016/j.prosdent.2014.02.012

209. Eames WB, Wallace SW, Suway NB, Rogers LB. Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 1979;42(2):159-162. doi:10.1016/0022-3913(79)90166-5

210. Saini HS, Jain S, Kumar S, Aggarwal R, Choudhary S, Reddy NK. Evaluating the Effect of Different Impression Techniques and Splinting Methods on the Dimensional Accuracy of Multiple Implant Impressions: An in vitro Study. *J con*. 2018;19(8):1005-1012.

211. Gökçen-Rohlig B, Öngül D, Sancaklı E, Sermet B. Comparative evaluation of the effects of implant position, impression material, and tray type on implant impression accuracy. *Implant Dent*. 2014;23(3):283-288. doi:10.1097/ID.0000000000000059

212. Aguilar MI, Elias A, Vizcarrondo CE, Psoter WJ. Analysis of three- dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *J Prosthet Dent*. 2010;103:202-209.

213. Wenz H-J, Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(1):39-47.

214. Nassar U, Oko A, Adeeb S, El-Rich M, Flores-Mir C. An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *J Prosthet Dent*. 2013;109(3):172-178. doi:10.1016/S0022-3913(13)60038-4

215. Pandita A, Jain T, Yadav NS, Feroz SMA, Pradeep, Diwedi A. Evaluation and comparison of dimensional accuracy of newly introduced elastomeric impression material using 3D laser scanners: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 2013;14(2):265-268. doi:10.5005/jp-journals-10024-1311

216. Del'Acqua MA, Chávez AM, Amaral ALC, Compagnoni MA, Mollo F de AJ. Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(4):771-776.

217. Alem M. Effect of impression coping splinting on impression accuracy. 2018.

218. Mostafa TMN, Elgendy MNM, Kashef NA, Halim MM. Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*. 2010;23(6):525-528.

219. Berg JC, Johnson GH, Lepe X, Adán-Plaza S. Temperature effects on the rheological properties of current polyether and polysiloxane impression materials during setting. *J Prosthet Dent*. 2003;90(2):150-161. doi:10.1016/s0022-3913(03)00297-x

220. Lu H, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 2004;92(2):151-154. doi:10.1016/j.prosdent.2004.05.016

221. Schneider RL, Wee AG. Fabricating low-fusing metal casts for more accurate implant prosthodontics. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 1996;5(4):301-303. doi:10.1111/j.1532-849x.1996.tb00515.x

222. Reddy S, Prasad K, Vakil H, Jain A, Chowdhary R. Accuracy of impressions with different impression materials in angulated implants. *Niger J Clin Pract*. 2013;16(3):279-284. doi:10.4103/1119-3077.113447

223. Pandey P, Mehtra D. Comparative study of Dimensional stability and accuracy of various elastomaric materials. *IOSR J Dent Med Sci*. 2014;13:40-45. doi:10.9790/0853-13354045

224. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent*. 1992;67(5):583-589. doi:10.1016/0022-3913(92)90151-y

225. Assif D, Marshak B, Nissan J. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent*. 1994;71(6):589-591. doi:10.1016/0022-3913(94)90442-1

226. Tarib NA, Seong TW, Chuen KM, Kun MS, Ahmad M, Kamarudin KH. Evaluation of splinting implant impression techniques: two dimensional analyses. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2012;20(1):35-39.

227. Takahashi J, Kitahara K, Teraoka F, Kubo F. Resin pattern material with low polymerization shrinkage. *Int J Prosthodont*. 1999;12(4):325-329.

228. Martínez-Rus F, García C, Santamaría A, Özcan M, Pradíes G. Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels. *Implant Dent*. 2013;22(3):268-276. doi:10.1097/ID.0b013e3182920dc5

229. Chang BMW, Wright RF. A solid bar splint for open-tray implant impression technique. *J Prosthet Dent*. 2006;96(2):143-144. doi:10.1016/j.prosdent.2006.06.004

230. Abolhasani M, Shakibamehr A, Sabouhi M. A Metal-Acrylic Bar for Splinting Implant Impression Copings. *J Dentomaxillofacial Radiol Pathol Surg*. 2014;2:34-36. doi:10.18869/acadpub.3dj.2.4.34

231. Di Fiore A, Meneghello R, Savio G, Sivolella S, Katsoulis J, Stellini E. In Vitro Implant Impression Accuracy Using a New Photopolymerizing SDR Splinting Material. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17 Suppl 2:e721-9. doi:10.1111/cid.12321

232. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*. 2000;84(1):108-110. doi:10.1067/mpr.2000.107914

233. American dental association council on dental materials and equipment ANSI-ADA Specification No.25 Dental gypsum products. 2000.

234. Nissan J, Barnea E, Krauze E, Assif D. Impression technique for partially edentulous patients. *J Prosthet Dent*. 2002;88(1):103-104.

235. Eid N. An implant impression technique using a plaster splinting index combined with a silicone impression. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):575-577. doi:10.1016/j.prosdent.2004.09.013

236. Tsagkalidis G, Tortopidis D, Mpikos P, Kaisarlis G, Koidis P. Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants. *J Prosthet Dent*. 2015;114:517-523.

237. Ehsani S, Siadat H, Alikhasi M. Comparative evaluation of impression accuracy of tilted and straight implants in All-on-4 technique. *Implant Dent*. 2014;23:225-230.

238. Kiangsoontra JP. Comparison of the Dimensional Stability of Splinting Material with Different Polymerization Times. 2016.

239. Cerqueira NM, Ozcan M, Gonçalves M, et al. A strain gauge analysis of microstrain induced by various splinting methods and acrylic resin types for implant impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(2):341-345.

240. Hadi E, Ibraheem A. The Effect of Different Pouring Interval of Conventional Impression on the Marginal Accuracy of Full Contour Zirconia Crowns in Comparison with Digital Impression : An In Vitro Study. *J Baghdad Coll Dent*. 2018;30:17-22. doi:10.12816/0046306

241. Garrofé A, Ferrari B, Picca M, Kaplan A. Linear dimensional stability of elastomeric impression materials over time. *Acta Odontol Latinoam*. 2011;24:289-294.

242. Rashidan N, Alikhasi M, Samadizadeh S, Beyabanaki E, Kh. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14:218-225.

243. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*. 2013;109:121-128.

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

245. Lahori M, Mahesh L, Nagrath R, Singh S. An Evaluation of the Accuracy of Multiple Implant Impression Techniques: An in Vitro Study. *J Implant Adv Clin Dent*. 2012;4(3):57-69.

246. Gotfredsen K, Wiskott A. Consensus report - reconstructions on implants. The Third EAO Consensus Conference 2012. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:238-241. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02549.x

247. Stimmelmayr M, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Schlee M, Beuer F. Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. *Clin Oral Investig*. 2013;17:1929-1935.

248. Chang W-G, Vahidi F, Bae K-H, Lim B-S. Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *Int J Prosthodont*. 2012;25(1):44-47.

249. Roig E, Garza LC, Álvarez-Maldonado N, et al. In vitro comparison of the accuracy of four intraoral scanners and three conventional impression methods for two neighboring implants. *PLoS One*. 2020;15(2):e0228266. doi:10.1371/journal.pone.0228266

250. Menini M, Setti P, Pera F, Pera P, Pesce P. Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure. *Clin Oral Investig*. 2018;22(3):1253-1262. doi:10.1007/s00784-017-2217-9

251. Lin W-S, Harris BT, Elathamna EN, Abdel-Azim T, Morton D. Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(1):102-109. doi:10.11607/jomi.3592

252. Rutkunas V, Sveikata K, Savickas R. Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study. *Int J Prosthodont*. 2012;25(5):512-515.

253. Algellay AM. Effect of implant angulations on the accuracy of multi-implants implant level impression using different materials and techniques. 2018.

254. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res*. 1995;6(3):172-180. doi:10.1034/j.1600-0501.1995.060306.x

255. Lachner E. Accuracy of robotic analog placement using the Encode Impression System vs implant-level impressions: 3D-measurements on definitive implant casts. 2012.

256. Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont*. 2012;21:413-424.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

İMPLANT AÇISININ VE ÖLÇÜ PARÇALARININ SPLİNTLENMESİNİN AÇIK KAŞIK ÖLÇÜ TEKNİĞİNİN NETLİĞİNE OLAN ETKİSİNİN İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ

ORIJINALLIK RAPORU

%5	%5	%3	%4
BENZERLIK ENDEKSI	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCI ÖDEVLERI

BIRINCIL KAYNAKLAR

1	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	%2
2	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	%1
3	www.modemedikal.com İnternet Kaynağı	<%1
4	Submitted to Düzce Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
5	intiharegilimleri.aydin.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
6	dspace.baskent.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
7	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	<%1
8	TÜRKCAN, İrem and NALBANT, Asude Dilek.	

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Fatih	**Soyadı**	Ayçiçek
Doğ.Yeri	Fatih/İSTANBUL	**Doğ.Tar.**	24.10.1988
Email	fatihaycicek@hotmail.com	**Uyruğu**	T.C.

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mez. Yılı**
Doktora		
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2012
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2012
Lise	Çapa Anadolu Öğretmen Lisesi	2006

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl - Yıl)**
1.	Diş Hekimi	Özel Diş Hekimi Muayenehanesi	2017-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	**Okuduğunu Anlama***	**Konuşma***	**Yazma***	**KPDS/ÜDS Puanı**	**(Diğer) Puanı**
İngilizce	İyi	Orta	İyi	81,25	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
LES Puanı	91,979		
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**
Microsoft Office	Çok iyi
Adobe Photoshop/Lightroom	Çok iyi
Gom Inspect 2019	İyi

Özel İlgi Alanları : Fotoğrafçılık, bilgisayar