

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI ÖLÇÜ MATERYALLERİ VE
ÖLÇÜ TEKNİKLERİ KULLANILARAK
ALL-ON-FOUR TEDAVİ KONSEPTİNE GÖRE
YERLEŞTİRİLMİŞ İMPLANTLARIN
ÖLÇÜ DOĞRULUĞUNUN KARŞILAŞTIRILMASI**

Alim AKYEL

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Volkan ŞAHİN**

2021-KIRIKKALE

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI ÖLÇÜ MATERYALLERİ VE
ÖLÇÜ TEKNİKLERİ KULLANILARAK
ALL-ON-FOUR TEDAVİ KONSEPTİNE GÖRE
YERLEŞTİRİLMİŞ İMPLANTLARIN
ÖLÇÜ DOĞRULUĞUNUN KARŞILAŞTIRILMASI**

Alim AKYEL

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Volkan ŞAHİN**

**Bu araştırma Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından
2020/006 proje numarası ile desteklenmiştir.**

2021-KIRIKKALE

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşğıdaki jüri üyeleri tarafından uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 13/01/2021

İmza

Prof. Dr. Volkan ŞAHİN

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Faköltesi

Jüri Başkanı

İmza

Prof. Dr. Umut TEKİN

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Faköltesi

Üye

İmza

Prof. Dr. Kürşat ESER

Gazi Üniversitesi

Diş Hekimliği Faköltesi

Üye

İmza

Doç. Dr. Hakkı Cenker

KÜÇÜKEŞMEN

Süleyman Demirel Üniversitesi

Diş Hekimliği Faköltesi

Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Kürşad

ÇULHAOĞLU

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Faköltesi

Üye

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	III
ÖNSÖZ.....	V
SİMGE VE KISALTMALAR.....	VI
ŞEKİLLER	VII
ÇİZELGELER	X
ÖZET.....	XI
SUMMARY	XII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. İmplant Destekli Protezler.....	5
2.1.1. İmplant Destekli Sabit Protezler	5
2.1.2. İmplant Destekli Hibrit Protezler	6
2.1.2.1. All-on-Four Tedavi Konsepti.....	8
2.1.2.1.1. All-on-Four Tedavi Konsepti Endikasyonları.....	10
2.1.2.1.2. All-on-Four Tedavi Konsepti Kontrendikasyonları	10
2.1.2.1.3. All-on-Four Tedavi Konsepti Avantajları.....	11
2.1.2.1.4. All-on-Four Tedavi Konsepti Dezavantajları.....	11
2.2. İmplant Destekli Protez Uygulamalarında Biyomekanik Prensipler	11
2.3. İmplant Destekli Protezlerde Pasif Uyum.....	12
2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Ölçü Malzemeleri	13
2.4.1. Sabit Protez Uygulamalarında Kullanılan Ölçü Malzemeleri.....	15
2.4.1.1. Polisülfid Ölçü Malzemesi.....	16
2.4.1.2. Kondenzasyon Tipi Silikon (C Tipi Silikon) Ölçü Malzemesi.....	17
2.4.1.3. Polieter Ölçü Malzemesi	18
2.4.1.4. İlave Tip Silikon (A Tipi Silikon- Polivinil Siloksan) Ölçü Malzemesi.....	19
2.4.1.5. Vinil Siloksaneter (Vinil Polieter Siloksan) Ölçü Malzemesi	21
2.5. Ölçü Yöntemleri.....	21
2.5.1. Tek Fazlı Ölçü Yöntemi.....	22
2.5.2. Çift Fazlı Ölçü Yöntemi.....	22
2.5.3. Çift Fazlı Tek Aşamalı Ölçü Yöntemi	23
2.5.4. Çift Fazlı Çift Aşamalı (Wash) Ölçü Yöntemi	23
2.6. İmplant Destekli Protezlerde Ölçü	24
2.6.1. İmplant Destekli Protezlerde Konvansiyonel Ölçü.....	24
2.6.1.1. Kapalı Kaşık (İndirekt/Transfer) Ölçü Tekniği	26
2.6.1.2. Açık Kaşık (Direkt/Pick-up) Ölçü Tekniği	27
2.6.2. Konvansiyonel İmplant Ölçüsünün Doğruluğunu Etkileyen Faktörler	29
2.6.2.1. Kullanılan Ölçü Malzemesi	30
2.6.2.2. Kullanılan Ölçü Kaşığı.....	30
2.6.2.3. Ölçü Tekniği.....	31
2.6.2.4. Ölçü Başlıklarının Splintlenmesi	31
2.6.2.5. Kullanılan Ölçü Başlığı.....	32
2.6.2.6. İmplant Bağlantı Tipi	32

2.6.2.7. Ölçü Alma Seviyesi.....	33
2.6.2.8. İmplant Sayısı ve İmplantlar Arası Mesafe.....	33
2.6.2.9. İmplantlar Arası Açılanma.....	33
2.6.2.10. İmplantın Yerleşim Derinliği.....	34
2.6.2.11. Protetik Parçaların Üretim Toleransı (Machining Tolerance)	34
2.6.2.12. Çalışma Modeli İçin Kullanılan Dental Alçı Özellikleri	35
2.7. Boyutsal Doğruluk ve Boyutsal Stabilitate Değerlendirme Yöntemleri.....	35
2.7.1. Koordinat Ölçüm Makinesi (CMM)	36
2.8. Amaç	37
2.9. Hipotez	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	38
3.1. Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi.....	41
3.2. Ana Modeller İçin Gerekli Ekipmanların Üretilmesi.....	42
3.3. Ana Modellerin Üretilmesi	45
3.4. Rehber Oluklar Açılan Ana Modele İmplantların Yerleştirilmesi.....	50
3.5. İmplant Seviyesi Kapalı Kaşık Ölçü Tekniği ile Ölçü Alma İşlemi.....	53
3.6. İmplant Seviyesi Açık Kaşık Ölçü Tekniği ile Ölçü Alma İşlemi.....	58
3.7. Dayanak (Multi-unit) Seviyesi Kapalı Kaşık Ölçü Tekniği ile Ölçü Alma İşlemi	61
3.8. Dayanak (Multi-unit) Seviyesi Açık Kaşık Ölçü Tekniği ile Ölçü Alınması İşlemi	64
3.9. Alçı Modellerin Elde Edilmesi.....	65
3.10. Ölçülerden Elde Edilen Modellerin CMM (Koordinat Ölçüm Makinesi) ile Ölçümlerinin Yapılması	67
3.11. Verilerin Değerlendirilmesi ve İstatistiksel Analiz.....	71
4. BULGULAR.....	72
3.1. Ölçü Malzemesi Özelliği ile İlgili Bulgular.....	75
3.2. Ölçü Tekniği Özelliği ile İlgili Bulgular	78
3.3. Ölçü Seviyesi Özelliği ile İlgili Bulgular.....	81
3.4. İmplant Açılanmaları ile İlgili Bulgular.....	84
5. TARTIŞMA	89
6. SONUÇLAR	107
7. KAYNAKÇA	109
ÖZGEÇMİŞ.....	122

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez sürecimde değerli vaktini, desteğini esirgemeyip, bana her zaman yol gösteren, mesleki deneyimi ile bilgisini benimle her zaman paylaşan, etik değerleri ve çalışmaları ile her zaman örnek aldığım saygıdeğer hocam ve tez danışmanım **Prof. Dr. Volkan ŞAHİN**'e,

Uzmanlık eğitiminde birlikte çalışma fırsatı bulduğum, tecrübesi, sabrı ve iyi niyetiyle her daim bana destek olan, ablalık yapan Uzman Diş Hekimi **Hilal GÜLGEZEN AYDIN**'a,

Eğitim gördüğüm süre boyunca bana katkılarından dolayı çok kıymetli Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, birlikte mesai yaptığımız birçok konuda desteklerini hissettiğim, her biri ayrı değerli asistan arkadaşlarıma, teknisyenlerimize ve yardımcı personelimize,

Tüm yaşamım boyunca sevgilerini, emeklerini, maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen, haklarını hayatımın sonuna kadar ödeyemeyeceğimi bildiğim kıymetlilerim annem **Hatice AKYEL**, babam **Selami AKYEL**, kardeşlerim **Aynur BİLGİN** ve **Fatih AKYEL**'e,

Bu hayattaki en büyük şansım, fedakarlığı, sabrı ve anlayışıyla her konuda yanı başımda desteğini hissettiğim, meslektaşım, kıymetli eşim sevgili **Hacer ERTÜRK AKYEL**'e ve değerli ailesine,

sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

SİMGE VE KISALTMALAR

°C	Santigrad derece
%	Yüzde
Δ	Delta
°	Derece
</ >	Küçüktür/ büyüktür
μm	Mikrometre
A.K.	Açık kaşık
API	Application Programming Interface (Uygulama Programlama Arayüzü)
Açı.	Açılanma
CAD/CAM	Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim)
cm	Santimetre
CMM	Coordinate Measuring Machine (Koordinat Ölçüm Makinesi)
gr	Gram
HP	Hareketli protez
İ.S.	İmplant seviyesi
K.K.	Kapalı kaşık
kg	Kilogram
M.S.	Multi-unit seviyesi
ml	Mililitre
mm	Milimetre
N	Newton
PE	Polieter
PVS	Polivinil siloksan
rH	Bağıl nem
sn	Saniye
SP	Sabit protez
vb.	ve benzeri

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Osseointegrasyona etki eden faktörler	4
Şekil 2.2. All-on-Four tedavi konsepti: a) maksilla, b) mandibula.....	10
Şekil 2.3. Kuvvet bileşkeleri	12
Şekil 2.4. Ölçü malzemelerinin sınıflandırılması	14
Şekil 2.5. Ölçü malzemelerinin yıllar içerisinde gösterdiği gelişim (Van Noort, 2002)	16
Şekil 3.1. Referans nokta olarak kullanılan paslanmaz çelik parçaların tasarımı.....	43
Şekil 3.2. a) Erkek parça, b) anterior dişi parça (1.referans nokta), c) posterior dişi parça (2.referans nokta), d) erkek ve dişi parçaların birbirleri içindeki pozisyonları, e) erkek ve dişi parçaların bir arada görünümü.....	44
Şekil 3.3. Tam dişsiz maksilla çene modeli	45
Şekil 3.4. Dijital matkap freze makinesi	46
Şekil 3.5. Ana modellerin alçı kaideye yerleştirilmesi	46
Şekil 3.6. Metal rehberin ana modele yerleştirilmesi; a) yandan, b) önden görünüşü	47
Şekil 3.7. Ana modellerin dijital matkap freze makinesinde sabitlenmesi	47
Şekil 3.8. Dijital matkap freze makinesinde a) implantlar için ve b) referans noktaları için rehber olukların açılması.....	48
Şekil 3.9. Dijital matkap freze makinesinde, rehber oluklar için tablaya açılması	49
Şekil 3.10. Açılı implantların yerleştirileceği rehber olukların açılması	49
Şekil 3.11. Ana modelin rehber oluklar açıldıktan sonra görüntüsü	50
Şekil 3.12. a), b) Posterior implantların 30° distale açılı olduğu 1. ana model	51
Şekil 3.13. a), b) Posterior implantların 45° distale açılı olduğu 2. ana model	51
Şekil 3.14. Akrilik model üzerinde implant ve referans noktaların konumu.....	51
Şekil 3.15. Plak mum yerleştirilen ve stop noktaları oluşturulan ana model.....	52
Şekil 3.16. Şahsi kaşık görselleri; a) kapalı kaşık üstten, b) kapalı kaşık içten, c) açık kaşık üstten, b) açık kaşık içten görünümü	52
Şekil 3.17. 1. ana modele kapalı kaşık ölçü başlıklarının yerleştirilmesi	53
Şekil 3.18. 2. ana modele kapalı kaşık ölçü başlıklarının yerleştirilmesi	53
Şekil 3.19. a) Fırça yardımı ile kaşık adezivi uygulanması ve b) kaşık adezivi uygulandıktan sonra kaşığın görüntüsü.....	53
Şekil 3.20. a) Yoğun kıvamlı ve b) Akıcı kıvamlı polivinil siloksan ölçü malzemesi	54
Şekil 3.21. Akıcı kıvamlı PVS ölçü malzemesi karıştırma tabancası.....	55
Şekil 3.22. Otomatik ölçü karıştırma cihazı (putty/yoğun kıvamlı ölçü malzemesi için)	55
Şekil 3.23. PVS ölçü malzemesinin kaşığa yerleştirilmesi.....	55
Şekil 3.24. Akıcı kıvamlı PVS ölçü malzemesinin kaşığa yerleştirilmesi.....	56
Şekil 3.25. PVS ölçü malzemesi ile kapalı kaşık tekniği kullanılarak ölçü alma işlemi	56

Şekil 3.26. 1. ana modelden PVS ölçü malzemesi ile kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilen ölçü	56
Şekil 3.27. 2. ana modelden PVS ölçü malzemesi ile kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilen ölçü	56
Şekil 3.28. a) PE ölçü malzemesi b) Akıcı kıvamlı PE ölçü malzemesi	57
Şekil 3.29. Ana modelden PE ölçü malzemesi ile kapalı kaşık tekniği kullanılarak ölçü alma işlemi	57
Şekil 3.30. a)1. ana modelden ve b) 2. ana modelden PE ölçü malzemesi ile kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilen ölçü	57
Şekil 3.31. İmplant seviyesi ölçü parçaları	58
Şekil 3.32. 1. ana modele açık ölçü başlıkları yerleştirildikten sonra; a) üstten ve b) yandan görüntüsü	58
Şekil 3.33. 2. ana modele açık ölçü başlıkları yerleştirildikten sonra; a) üstten ve b) yandan görüntüsü	58
Şekil 3.34. Açık ölçü başlıklarının ortodontik ligatür teli ile splintlenmesi	59
Şekil 3.35. Otopolimerizan modelaj akriliği uygulanması	59
Şekil 3.36. Splintlenen açık kaşık ölçü başlıkları	59
Şekil 3.37. Splintlenen açık kaşık ölçü başlıklarının elmas separe ile birbirinden ayrılması	60
Şekil 3.38. Birbirinden ayrılan açık kaşık ölçü başlıkları	60
Şekil 3.39. Hazırlanan şahsi açık ölçü kaşıklarının ana modeller ile uyumunun kontrol edilmesi	60
Şekil 3.40. PVS ölçü malzemesi ile açık kaşık tekniği kullanarak ölçü alma işlemi	60
Şekil 3.41. PE ölçü malzemesi ile açık kaşık ölçü tekniği kullanarak ölçü alma işlemi	61
Şekil 3.42. PE ölçü malzemesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, açık kaşık ölçü başlıklarının vidalarının gevşetilmesi	61
Şekil 3.43. Multi-unit seviyesi ölçü parçaları ve muti-unitler	61
Şekil 3.44. Torklama işlemi için firmaya ait anahtar ve raşet	62
Şekil 3.45. Multi-unitlerin torklanması	62
Şekil 3.46. 1. ana modele kapalı kaşık ölçü başlıklarının yerleştirilmesi	62
Şekil 3.47. 2. ana modele kapalı kaşık ölçü başlıklarının yerleştirilmesi	62
Şekil 3.48. PVS ölçü malzemesi ile, multi-unit seviyesi kapalı ölçü tekniği kullanılarak elde edilen ölçü	63
Şekil 3.49. Kapalı kaşık ölçü başlıklarının, implant analogları ile birleştirilerek ölçüye yerleştirilmesi	63
Şekil 3.50. PE ölçü malzemesi ile, multi-unit seviyesi kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilen ölçüye, ölçü postu ve implant analoglarının yerleştirilmesi	63
Şekil 3.51. 1. ana modele multi-unit seviyesi açık kaşık ölçü başlıklarının yerleştirilmesi	64
Şekil 3.52. 2. ana modele multi-unit seviyesi açık kaşık ölçü başlıklarının yerleştirilmesi	64
Şekil 3.53. 1. ana modelde multi-unit seviyesi açık ölçü başlıklarının splintlenmesi	64
Şekil 3.54. 2. ana modelde multi-unit seviyesi açık ölçü başlıklarının splintlenmesi	64
Şekil 3.55. a) Tip 4 sert alçı ve b) bol, bol kaşığı, silindirik su ölçeği, alçı için kaşık	65

Şekil 3.56. a) 1. ana modelden ve b) 2. ana modelden implant seviyesi ölçülerden elde edilen alçı model	66
Şekil 3.57. a) 1. ana modelden ve b) 2. ana modelden multi-unit seviyesi ölçülerden elde edilen alçı model.....	66
Şekil 3.58. İmplant seviyesi (a, b) ve dayanak seviyesi (c, d), kapalı ve açık kaşık ölçü tekniği kullanılarak, PVS ve PE ölçü malzemesi ile elde edilen 160 adet alçı model	66
Şekil 3.59. CMM (Koordinat Ölçüm Makinesi) ve kontrol paneli.....	67
Şekil 3.60. a) Johnson çelik ölçü pini ve b) pin master seti.....	68
Şekil 3.61. a) Proben silindirik yüzeye teması çizim görseli, b) multi-unit seviyesi açık kaşık ölçü başlığı vidası, c) implant seviyesi açık kaşık ölçü başlığı vidası, d) CMM'e ait mil ve ucundaki prob görseli.....	68
Şekil 3.62. CMM ile ölçümler sırasında implant ve referans noktalarının birbirlerine göre konumları	69
Şekil 3.63. CMM ile yapılan ölçüm verilerinin programdaki ekran görüntüsü.....	69
Şekil 3.64. a) Ölçüm tablasında sabitlenen ana model ve b) x, y, z yönlerinin katı modelde gösterilmesi	70
Şekil 3.65. Ana modelin CMM'de implant seviyesi ölçümü	70
Şekil 3.66. Ana modelin CMM'de 1. referans noktası ölçümü	70
Şekil 3.67. Ana modelin CMM'de 2. referans noktası ölçümü	70
Şekil 3.68. Alçı modelin CMM'de ölçümü	70
Şekil 4.1. Ölçü malzemelerinin karşılaştırılmasını gösteren grafikler (a, Δr; b, ΔR)	76
Şekil 4.2. Ölçü tekniklerinin karşılaştırılmasını gösteren grafikler (a, Δr; b, ΔR).....	79
Şekil 4.3. Ölçü seviyelerinin karşılaştırılmasını gösteren grafikler (a, Δr; b, ΔR)	82
Şekil 4.4. İmplant açılanmalarının karşılaştırılmasını gösteren grafikler (a, Δr; b, ΔR)	85
Şekil 4.5. Tanıtıcı istatistiklere göre a) Δr (doğrusal sapma) ve b) ΔR (açısal sapma) değerlerini gösteren grafikler	87

ÇİZELGELER

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan malzeme ve cihazların özellikleri, üretici firma ve adetleri.....	39
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan örneklerin gruplandırılması.....	42
Çizelge 4.1. Testte değerlendirilen parametreler	72
Çizelge 4.2. Tanıtıcı istatistikler	73
Çizelge 4.3. Box testi	74
Çizelge 4.4. Levene Testi.....	74
Çizelge 4.5. Shapiro-Wilk normallik testi	75
Çizelge 4.6. Mann-Whitney U testi: Ölçü malzemelerinin karşılaştırılması	77
Çizelge 4.7. Mann-Whitney U testi: Ölçü tekniklerinin karşılaştırılması	80
Çizelge 4.8. Mann-Whitney U testi: Ölçü seviyelerinin karşılaştırılması	83
Çizelge 4.9. Kruskal-Wallis testi, açılanma özelliklerinin karşılaştırılması.....	85
Çizelge 4.10. Bonferroni-Dunn testine göre Δr ve ΔR değerleri için rank ortalamaları	86

ÖZET

Farklı Ölçü Materyalleri ve Ölçü Teknikleri Kullanılarak All-on-Four Tedavi Konseptine Göre Yerleştirilmiş İmplantların Ölçü Doğruluğunun Karşılaştırılması

İmplant destekli restorasyonların başarısı, implant pozisyonunun ana modele doğru şekilde aktarılmasına ve protetik restorasyon ile implantlar arasında pasif uyumun elde edilmesini sağlayan doğru ölçü prosedürünün uygulanmasına bağlıdır. Ölçünün doğruluğu; ölçü tekniği, ölçü malzemesi ve diğer etkenlere (ölçü seviyesi, implant açısı, implant sayısı, implant yerleşim derinliği, ölçü başlığı modifikasyonu) bağlıdır. All-on-Four tedavi konsepti, belirli bölgelere yerleştirilmiş dört adet implanttan destek alınarak gerçekleştirilen, sinir transpozisyonu ve/veya kemik grefti olmadan tek aşamada tam dişsiz çenenin rehabilitasyonuna izin veren hemen yükleme protokollerinden biridir. Bu çalışmanın amacı, günümüzde yaygın olarak kullanılan All-on-Four tedavi konseptine göre; farklı açılanmalara sahip implantların; farklı ölçü seviyelerinde, farklı ölçü malzemeleri, farklı ölçü teknikleri ile elde edilen modellerinin, üç boyutlu ölçümlerinin yapılarak bu faktörlerin ölçü doğruluğuna etkisinin değerlendirilmesidir.

Çalışmada maksillayı taklit eden şeffaf akrilik rezinden iki ana model üretilmiştir. Toplamda her ana model üzerinde dört adet implant ve özel üretilmiş iki adet referans nokta yer alacak şekilde planlama yapılmıştır. İmplantlar kanin ve ikinci premolar bölgelerine yerleştirilmiştir. Posteriora yer alan implantlar birinci ana modelde 30° derece distale ve ikinci ana modelde 45° derece distale eğimli yerleştirilmiştir. Her iki ana modelde yer alan anterior implantlar dikey yönde ve birbirine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplant seviyesi ve multi-unit seviyesinde, açık ve kapalı kaşık ölçü tekniği ile polietilen (PE) ve polivinil siloksan (PVS) ölçü malzemeleri kullanılarak ölçüler elde edilmiştir. Modeller tip 4 sert alçı kullanılarak oluşturulmuştur. İki ana modele ait 16 alt grup ve toplamda 160 adet alçı model elde edilmiştir (n=10). Elde edilen alçı modeller üzerindeki implantların üç boyutlu konumlarının ölçümü CMM (Koordinat Ölçüm Makinesi) yardımı ile yapılmıştır.

İmplant pozisyonlarının ana modeldeki konumlarına göre x, y, z eksenlerindeki üç boyutlu yer değiştirmesi; doğrusal sapma miktarı $\Delta r^2 = \Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2$, açısal sapma miktarı $\Delta R^2 = \Delta A^2 + \Delta B^2 + \Delta C^2$ formülleri kullanılarak hesaplanmıştır. Verilerin parametrik olmayan testler ile istatistiksel analizi yapılmıştır. Seviye sayısı iki olan faktör için Mann-Whitney U testi, seviye sayısı ikiden fazla olan faktörler için Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır. Kruskal-Wallis testi sonrasında faktörlerin ortalamaları arasındaki farklılıkların belirlenmesinde Bonferroni-Dunn testi kullanılmıştır (p=0,05). Çalışmanın sonuçlarına göre, genel olarak dikey yerleşimli implantlarda ve açılanmanın azaldığı multi-unit seviyesinde alınan ölçülerde, açık kaşık ölçü tekniğinde ve PE ölçü malzemesinin kullanıldığı ölçülerde, daha yüksek oranda ölçü doğruluğu tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Açılı İmplant, All-On-Four, Ölçü Doğruluğu, Ölçü Materyali, Ölçü Tekniği

SUMMARY

Comparison of the Accuracy of Implants Placed According to the All-on-Four Treatment Concept Using Different Impression Materials and Impression Techniques

The success of the implant-supported restorations depends on the correct transfer of the implant position to the study cast and the application of the correct impression procedure that ensures passive fit between the prosthetic superstructure and the implant. The reliability of the impression procedure depends on; impression technique, impression material and other factors such as impression level, implant angulation, number of implants, implant placement depth, impression coping modification. The All-on-Four treatment concept is an immediate loading protocol that allows the rehabilitation of an edentulous jaw in a single procedure, with support from four implants placed in specific areas, without nerve transposition and / or bone grafting. The aim of this study was to evaluate; the impression accuracy according to the All-on-Four treatment concept, which is widely used today; by performing three-dimensional measurements of study casts with different implant angulations, impression materials, and impression techniques.

In this study, two study casts were fabricated from clear acrylic resin imitating the maxilla. A total of four implants and two custom fabricated reference points were planned on each study cast. Implants were placed in the canine and second premolar regions. Posterior implants were placed with 30° distal angulation in the first main model and 45° distal angulation in the second main model. Anterior implants in both main models are placed vertically and parallel to each other. Impressions were obtained at the implant level and multi-unit level, using the open and closed trays impression technique, polyether (PE) and polyvinyl siloxane (PVS) impression materials. Casts were fabricated using type 4 dental stone. 16 subgroups belonging to the study cast and a total of 160 plaster casts were obtained (n=10). The measurement of the three-dimensional position of the implants on the plaster casts were made with the help of CMM (Coordinate Measuring Machine).

The linear and angular dispositions of the implants in the x, y, z axes were calculated using following formulas respectively; $\Delta r^2 = \Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2$ and $\Delta R^2 = \Delta A^2 + \Delta B^2 + \Delta C^2$. Statistical analysis of the data was made with non-parametric tests. Mann-Whitney U test was used for factors with two levels and Kruskal-Wallis test was used for factors with more than two levels. After the Kruskal-Wallis test, Bonferroni-Dunn test was used to determine the differences between the mean values (p=0.05). According to the results of the study, a higher rate of impression accuracy was found in implants with vertical position, multi-unit level impressions with reduced angulation, open tray impression technique and impressions using PE impression material.

Keywords: All-On-Four, Angulated Implant, Impression Accuracy, Impression Material, Impression Technique

1. GİRİŞ

Diş kayıpları; beslenme alışkanlıkları, yetersiz ağız hijyeni, artan erken çocukluk çağı çürükleri, dental travma, bireylerin sosyo-ekonomik durumu, genetik etkenler ve sistemik durum gibi faktörler sonucunda meydana gelir. Bu durumda, tek diş eksikliğinden tam dişsizliğe kadar giden farklı klinik tablolar ortaya çıkar (Acar ve İnan, 2001). Modern diş hekimliğinin amacı ise, hastada kaybolan konforu, çiğneme ve konuşma fonksiyonunu, estetiği ve ağız sağlığını, hastaya yeniden kazandırmaktır (Misch, 2005). Tam ve kısmi dişsiz hastalar için, kanıta dayalı protetik tedavi seçenekleri genel olarak:

- Diş destekli sabit protez uygulamaları,
- Hareketli bölümlü protez uygulamaları,
- Hareketli tam protez uygulamaları,
- İmplant destekli sabit protez uygulamaları,
- İmplant destekli hareketli protez uygulamaları şeklinde sıralanabilir (Acar ve İnan, 2001).

Uzun dönemde % 90-99 oranında başarı gösteren osseointegre implantlar sayesinde, implant destekli protez uygulamaları, tam ve kısmi dişsiz hastaların protetik rehabilitasyonu açısından başarılı sonuçlar veren tedavi yöntemidir. Osseointegre implantlarda uzun dönem başarıyı etkileyen faktörler arasında, hastanın genel sağlık durumu, ağız hijyeni ve çiğneme karakteri kadar; artık siman varlığı, oklüzyon ve özellikle dayanak-protez ara yüzündeki pasif uyum düzeyi gibi protetik faktörler önemli rol oynamaktadır. Dayanak-protez arasındaki küçük uyumsuzluklar, protez altyapısı implantlara vidalandığı zaman, implantlarda gerilime neden olup, pasif uyumu olumsuz etkileyebilir (Chee ve Jivraj, 2006b ve Choi ve ark., 2007).

Günümüzde protez uyumsuzluğunun, implant dayanağı, implant vidası, protetik restorasyon ya da implant yapısında oluşabilecek mekanik komplikasyonları artırdığı kabul edilmektedir (Branemark, 1983; Del'Acqua ve ark., 2008 ve Jo ve ark., 2010). İmplant konumunun, komşu implant veya dişlerle olan ilişkisinin doğru şekilde aktarılması, implant destekli protezlerin tasarımı ve uyumlu şekilde yerleştirilmesi, mekanik ve biyolojik komplikasyonlar yaşanmadan implant tedavisinin uzun süreli başarısı açısından çok önemlidir (Kunavisarut ve ark., 2002; Şahin ve ark., 2002 ve Wang ve ark., 2002).

Dental implantların konumu ölçü malzemesi ile kaydedilir ve implant destekli protez üretiminde kullanılacak alçı modele aktarılır (Lee ve ark., 2008b). Geleneksel diş destekli sabit protezler ile karşılaştırıldığında, oluşturulacak ana modelin doğruluğu ve ölçü işlemi, implant destekli protetik uygulamalarda daha fazla teknik hassasiyet gerektirmektedir (Chee ve Jivraj, 2006a; Kallus ve Bessing, 1994 ve Şahin ve Çehreli, 2001). Bir ölçünün ve buna bağlı olarak ana modelin doğruluğu, kullanılan ölçü malzemesinin tipi ve doğru kullanımı, ölçü tekniği, model oluşturulması sırasındaki alçının boyutsal değişimi, ölçü başlıklarının modifikasyonu, implant açısı, implant sayısı, implant derinliği gibi faktörlere bağlıdır (Wee, 1999).

İmplant destekli protez ölçülerinde dünya çapındaki genel yaklaşım hala konvansiyonel ölçü olsa da son zamanlarda CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture = Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim) ve ağız içi tarayıcı sistemlerinin gelişmesiyle birlikte dijital implant ölçüleri de giderek yaygınlaşmaktadır (Ahlholm ve ark., 2018).

2. GENEL BİLGİLER

Dental implantlar; “sabit ya da hareketli protezlere tutuculuk ve stabilite sağlamak amacıyla, ağız mukozası ve/veya periostun altına, çene kemiklerinin içine ve/veya üzerine yerleştirilen alloplastik maddelerden oluşan protetik apareylerdir” (Yavuzılmaz ve ark., 2003).

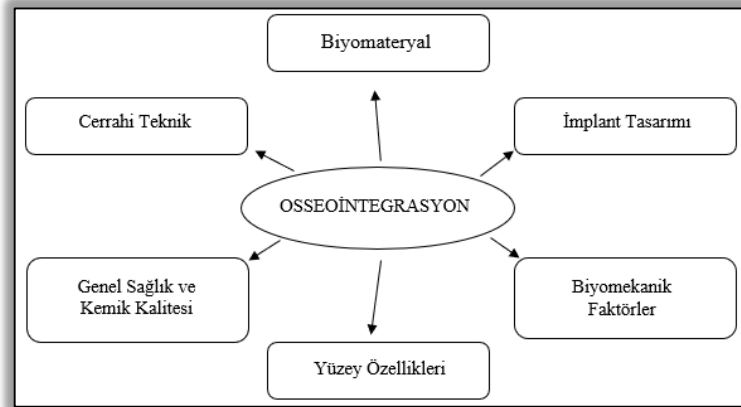
Branemark, titanyum implantların kullanımıyla ilgili 1978 ve 1981 yılları arasında birçok çalışma yayınlamış ve 1982 yılında Klinik Diş Hekimliğinde Osseointegrasyon konulu Toronto Konferansında (Toronto Conference on Osseointegration in Clinical Dentistry) yaptığı sunumda, kök formunda titanyum vidaların kullanımı ile dental implantolojide yeni bir çağın başladığını bildirmiştir.

Günümüzde dental implantlar, sabit ve hareketli protez uygulamaları için klinik diş hekimliğinin vazgeçilmez parçası haline gelmiştir. İmplant destekli protezlerin sağladığı avantajlar:

- Mevcut kemiğin korunması,
- Oklüzo-vertikal ilişkinin korunması,
- Yüz estetiğinin muhafaza edilmesi/iyileştirilmesi,
- Fonasyon ve fonksiyon etkinliğine katkısı,
- Stomatognatik sisteme ve çiğneme etkinliğine katkısı,
- Psikolojik sağlığın iyileştirilmesi,
- Komşu dişlere müdahale edilmemesini mümkün kılması,
- Protez hacmini azaltma olanağı sağlaması,
- Hareketli protez yerine sabit protez kullanımını mümkün kılması,
- Hareketli protez retansiyon ve stabilizasyonunu arttırması,
- Uzun dönem başarılı restorasyon yapımını mümkün kılmasıdır (Misch 2005).

İmplant tedavisinde uzun süreli başarı için, öncelikle implantın uygun cerrahi operasyonla kemiğe yerleştirilmesi ve ardından pasif uyumu sağlayan implant destekli protezin uygulanarak kemiğin dinamik düzen içinde bulunan osseointegrasyon düzeyinin dengede tutulması gerekmektedir (Jemt, 1996 ve Zarb ve Schmitt, 1990). Osseointegrasyon, kemik dokusunun alloplastik bir materyale, arada bağ dokusu bulunmadan direk temas ederek bağlanmasıdır. Branemark ışık mikroskobu altında kemik dokusunun titanyum malzemesini çevreleyerek ayrılmaz bir bağlantı gerçekleştirdiğini tespit etmiş ve bu şekilde osseointegrasyonun ilk konseptini geliştirmiştir (Driscoll ve ark., 2017).

Osseointegrasyon başarısı, implant geometrisi ve yüzey özellikleri, uygulanan cerrahi teknik ve sterilizasyon gibi malzeme ve hekim kaynaklı faktörlere bağlı olduğu gibi; hastanın genetik yapısı ve genel sağlık durumu, ilaç kullanımı, sigara ve alkol alışkanlıkları, ağız hijyeni ve operasyon sahasını travmatize etmekten kaçınılması gibi tedavi edilen kişi kaynaklı birçok faktörden de etkilenmektedir (Şekil 2.1) (Albrektsson ve Wennerberg 2005; Le Guehennec ve ark., 2007 ve Trindade ve ark., 2015).



Şekil 2. 1. Osseointegrasyona etki eden faktörler

2.1. İmplant Destekli Protezler

İmplant destekli protezler; sabit ve hareketli protezler olmak üzere temelde 2 gruba ayrılır. İmplant destekli hareketli protezler genellikle implant sayısı, implant-mukoza destekleri ve tutucu sistem çeşitlerine göre sınıflandırılırken; implant destekli sabit protezler ise geri kazandırdıkları doku miktarına göre sınıflandırılmaktadırlar. Misch (2005), implant destekli protezleri 5 sınıfa ayırmıştır:

1. **SP 1:** Kronu geri kazandıran implant destekli sabit protezler
2. **SP 2:** Kronla birlikte bir miktar kronal kök bölgesini de geri kazandıran implant destekli sabit protezler
3. **SP 3:** Kron ve kökle birlikte yumuşak dokuyu da belli ölçüde geri kazandıran implant destekli sabit protezler
4. **HP 4:** Yeterli implant sayısı ve konumlandırmasıyla gerçekleştirilen implant destekli hareketli protezler
5. **HP 5:** Az sayıda implant ile gerçekleştirilen hem implant hem mukoza destekli hareketli protezler (Misch, 2005).

2.1.1. İmplant Destekli Sabit Protezler

İmplant destekli sabit protezler, implant ve dayanağa tutunma prensiplerine göre siman-tutuculu ve vida-tutuculu protezler olmak üzere 2 gruba ayrılırlar. İmplant destekli sabit protez uygulamaları sırasında, tutucu tipine karar verirken, her vaka için en uygun tutucu sistem seçilmelidir (Shadid ve Sadaqa, 2012).

Siman-tutuculu protezler farklı malzemeler ve altyapılar ile üretilen implant destekli protezlerin, implant gövdesine vidalanmış olan dayanak üzerine siman yardımıyla yapıştırıldığı uygulamadır. Siman boşluğu sayesinde, minimum düzeydeki dayanak-protez uyumsuzluklarının tolere edilebilmesi mümkün olmaktadır (Hamed ve ark., 2020 ve Wittneben ve ark., 2017).

Vida-tutuculu protezler ise, siman kullanılmadan, protez üzerinde hazırlanmış olan giriş yollarından geçirilen vidanın dayanak veya implant gövdesine bağlanmasıyla uygulanan protez çeşididir. Siman boşluğu gibi uyumsuzluğu tolere edebilecek bir yapıya sahip olmamasından ve implant/dayanak ile altyapının direkt temas halinde olmasından dolayı; pasif uyum, vida-tutuculu protezler için büyük bir gerekliliktir (Hamed ve ark., 2020 ve Wittneben ve ark., 2017).

2.1.2. İmplant Destekli Hibrit Protezler

İmplant destekli hibrit protezler, implant destekli sabit protez sınıflamasına dahildir ve eksik dişlerle beraber, bir miktar yumuşak doku kaybının olduğu durumlarda endikedir. Vidalar ile ağza yerleştirilen hibrit protezler, hastalar için sabit protez konforu sunarken, hekimler için ise herhangi bir nedenle çıkarılması gerektiği zaman, vida-tutuculu olması sayesinde, yerinden rahatlıkla çıkarılabilir (Patras ve Martin, 2016).

Hibrit protezler genellikle, farklı metal alaşımlarından yapılan altyapı üzerine akrilik kaide ve yapay dişler kullanılarak üretilen ve vida tutuculu olarak ağza yerleştirilen restorasyonlar olarak kabul görmektedir (Misch, 2008). Kemik kaybının fazla olduğu durumlarda, daha doğal bir sabit protez görünümü için, dişetini taklit eden akrilik ya da porselen kullanılır (Misch ve Kutay, 2009).

Hibrit protetik restorasyon tercih edilmesindeki belirleyici faktörler şu şekilde sıralanabilir:

1. Arklar Arası Mesafe

Tamamen dişsizlik durumunda, arklar arası mesafe planlama açısından en önemli faktörlerden birisidir. Arklar arası mesafenin her bir ark için 15 mm'den fazla

olduğu durum, vertikal alveol kemiği ve yumuşak doku kaybı sonucu oluşur. Bu mesafede sabit restorasyon yapımı zorlaşır. Arklar arası mesafe 15 mm'den daha fazla olduğu durumlarda; geleneksel metal-seramik kullanılarak sabit restorasyonlar yapılamaz. Bu durum biyomekanik problemler oluşturacağından sağlıklı seçenek olmaz ve hibrit protez tedavi alternatifini kullanmak gerekir (Misch ve Kutay, 2009 ve Skalak, 1983).

2. Çeneler Arası İlişki

Diş kaybı sonrası dişsiz kalan üst çenede damağa doğru rezorpsiyon meydana gelir. Bu durum maksillofasiyal olarak sınıf 3 iskeletsel ilişkiyi ortaya çıkarabilir (Misch ve Kutay, 2009). Sınıf 3 iskeletsel ilişki ve maksillanın atrofisine bağlı olarak çeneler arası ilişkinin uyumunun bozulduğu durumlarda, üst dudak desteğinin arttırılması gereken vakalarda, yüksek gülme hattına sahip hastalarda ve rezorpsiyonun fazla olduğu durumlarda geleneksel implant destekli sabit protezler (SP-1 ve SP-2) kontraendike durum oluşturabilir. Bu durumda sabit restorasyon seçeneği hibrit protezlerdir (Wismeijer ve ark., 2010).

3. Anatomik Faktörler

Daha az kemik yoğunluğuna sahip alanlar ve ileri tekniklere ihtiyaç duyulduğunda, implant yerleşimine engel oluşturan anatomik bölgelere sahip alanlardan (atrofik maksillada sinüs ve mandibuladaki mental foramen gibi anatomik yapılar) kaçınmak için, hibrit protezler iyi bir tedavi seçeneğidir (Agnini ve ark., 2014).

2.1.2.1. All-on-Four Tedavi Konsepti

Dişlerin kaybedilmesiyle birlikte, özellikle posterior bölgedeki kemik miktarında azalma ve kemik kalitesinde zayıflama meydana gelir. Bunların sonucunda, alveolar kemikte meydana gelen anatomik sınırlılıklar nedeni ile standart implant tedavisinin uygulanması zorlaşır. Rezorbe olmuş çenelerde uygulanabilecek tedavi seçenekleri; greftleme ile kemik hacminin artırılması, kısa implant ve uzun distal kantilever kullanımı ve zigoma implantları veya pterygoid implantlardır (Agliardi ve ark., 2010). Ancak, bu tedavi seçenekleri ileri derecede uzmanlık gerektirir, cerrahi risk içerir ve çeşitli komplikasyonlar oluşturabilir. Greftleme işlemi ise fazla maliyet, uzun zaman ihtiyacı ve birden fazla cerrahi operasyon gereksinimi gibi dezavantajlara sahiptir (Özdemir Doğan ve ark., 2014).

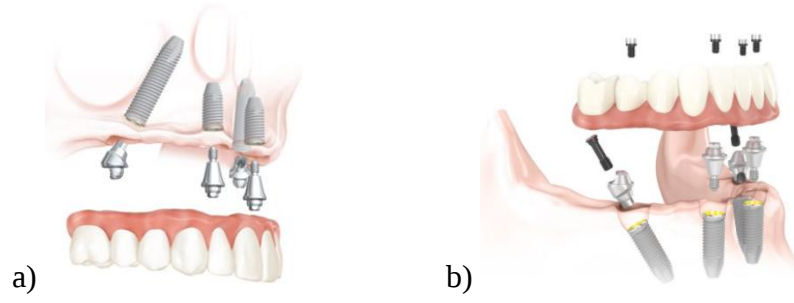
İmplant cerrahisi sırasında anterior implantlar, çoğunlukla vital yapıları korumak için mental foramenlerin anterioruna, estetiği sağlamak için keser dişlerin lingualine ve biyomekaniği geliştirmek için oklüzal düzleme dik yerleştirilir. Böyle tedavi planlamasının en büyük dezavantajı, yeterli oklüzyonu elde etmek için posterior kantileverlere ihtiyaç duyulmasıdır. Özellikle en distaldeki implantlar ve protez altyapısında zararlı gerilimlere neden olan posterior kantileverlerin, başarısızlığa neden olduğu belirlenmiştir. (Greco ve ark., 2009 ve Priest ve ark., 2014).

Bu durumların önüne geçmek için, distale eğimli implantların avantaj sağlayabileceği kanıtlanmıştır. İmplantların eğimli yerleştirilmesinin; anatomik yapıları koruduğu, protetik yapı için güçlü kortikal ankraj ile uygun pozisyonlarda, daha uzun implantların yerleştirilmesine izin verdiği (Aparicio ve ark., 2001 ve Malo ve ark., 2005), implantlar arası boşluğu, kantilever uzunluğunu ve kemik ogmentasyon ihtiyacını azalttığı görülmüştür (Del Fabbro ve ark., 2012; Krekmanov ve ark., 2000 ve Malo ve ark., 2003).

Branemark tarafından 1960 yılında, osseointegre implantların tanıtılıp kullanılmaya başlanmasından itibaren rutin uygulamada iki aşamalı teknik ve 3-6 aylık iyileşme periyodu önerilmekteydi. Bu yöntem sayesinde son derece başarılı sonuçlar ortaya çıkarken, önemli sayıda çalışma güvenilir olan bu uygulamayı daha hızlı ve kolay bir tedavi haline getirmeyi amaçlayan tek aşamalı yöntemler üzerine yoğunlaşmıştır (Esposito ve ark., 2009; Henry ve Rosenberg, 1994 ve Malo ve ark., 2012). Tek aşamalı cerrahi protokoller ile erken/hemen implant fonksiyonunun sağlanmasının geçerli bir uygulama olduğu yüksek sağ kalım oranlarıyla ispatlanmıştır (De Riu ve ark., 2012 ve Malo ve ark., 2000).

Geçici protezlerin operasyondan hemen sonra (8-48 saat) yapılmasını/yüklenmesini ve daimi sabit protezlerin, operasyondan yaklaşık 3 ay sonra yapılmasını içeren hemen yükleme protokollerinden biri de All-on-Four tedavi konseptidir (Durkan ve ark., 2019). Bu kavram ilk olarak Krekmanov ve ark. (2000) tarafından tanıtılmış daha sonra Malo ve arkadaşları tarafından, 2003 yılında geliştirilmiş ve “All-on-Four” tedavi konsepti olarak adlandırılmıştır.

All-on-Four tedavi konsepti, üst çene ve alt çenede 2 anterior, 2 posterior toplam 4 implant ile desteklenen, tam ark sabit protezi içeren ve cerrahi sonrası hemen (immediat) protez yüklenmesine izin veren tedavi konseptidir (Şekil 2.2) (Nobel Biocare, 2020a). Anterior implantlar, mandibula ve maksillada lateral kesici veya kanin bölgesine; posterior implantlar, mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiler sinüsün anterior duvarına paralel (ikinci premolar veya birinci büyük azı bölgesine) olarak distale açılı şekilde yerleştirilirler. Anterior implantlar, oklüzal düzleme dik, posteriorda yer alan implantlar ise, yaklaşık 30°-45° distale açılı olacak şekilde yerleştirilir. Anterior bölgede düz veya 17°, posterior bölgede ise, 30° açılı çok üniteli (multi-unit dayanak) dayanaklar kullanılır (Chan ve Holmes, 2015 ve Malo ve ark., 2005).



Şekil 2.2. All-on-Four tedavi konsepti: a) maksilla, b) mandibula

2.1.2.1.1. All-on-Four Tedavi Konsepti Endikasyonları

- Genel sağlığın iyi, oral hijyenin kabul edilebilir düzeyde olması,
- En az 5 mm kemik genişliği, maksiller anterior bölgede 10 mm ve mental foramenler arası en az 8 mm kemik yüksekliğinin olması,
- Dayanak, altyapı ve protetik restorasyona yer sağlamak için arklar arası minimum 20 mm mesafenin bulunması,
- İmmediat yüklemenin gerçekleştirilebilmesi için, implantlardan yeterli primer stabilitenin (en az 35 N.cm) elde edilebilmesi (Bhardwaj ve ark., 2014 ve Durkan ve ark., 2019).

2.1.2.1.2. All-on-Four Tedavi Konsepti Kontrendikasyonları

- Kemik hacminin yetersiz olması, düzensiz veya ince kemik kreti varlığı
- Cerrahi işlemleri zorlaştıracak (50 mm'den küçük) yetersiz ağız açıklığının olduğu durumlar (Bhardwaj ve ark., 2014 ve Durkan ve ark., 2019).

2.1.2.1.3. All-on-Four Tedavi Konsepti Avantajları

- Açılı posterior implantlar ile, mandibular sinir veya maksiller sinüs gibi anatomik yapılar korunur.
- Açılı uzun implantlar ile, minimum kemik hacminde bile optimum kemik desteği sağlanmış olur; sinüs duvarının ve nazal fossanın kortikal kemiğinde bikortikal ankrajda iyileşme elde edilir.
- Posterior bölgede distal kantilever uzunluğu kısılır.
- Dişsiz çenelerde kemik greftlemeye gerek duyulmaz.
- Başarı oranı yüksektir.
- Anterior-posterior dayanaklar arası mesafe artar.
- İmmEDIATE (hemen) fonksiyon ve estetik sağlar (Durkan ve ark., 2019).

2.1.2.1.4. All-on-Four Tedavi Konsepti Dezavantajları

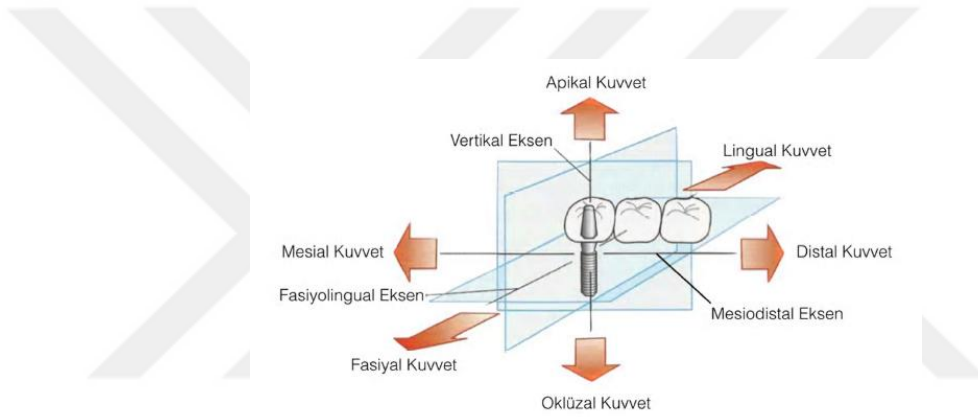
- Uygun protez için gerekli olan implantların manuel olarak rastgele yerleştirilmesi mümkün olmayabilir, net şekilde teşhis, planlama ve implant yerleştirmede cerrahi rehber kullanımı gerekebilir.
- Distal kantilever uzunluğu sınırlıdır (Ho, 2012 ve Taruna ve ark., 2014).

2.2. İmplant Destekli Protez Uygulamalarında Biyomekanik Prensipler

İmplant destekli protez uygulamalarında planlama yapılırken, mevcut diş eksiklikleri, implantasyon için uygun kemik bölgeleri, protez retansiyonu ve yeterli implant desteği, biyomekanik, oklüzyon, interoklüzal mesafe, ağızda bulunan dişler ve yumuşak doku durumu, çiğneme fonksiyonu, hastanın estetik beklentisi ve maliyet gibi birçok parametre göz önünde bulundurulmalıdır. İmplant tedavisinde uzun süreli başarı için, biyomekanik prensipler oldukça önemlidir. İmplantolojide biyomekanik prensipler, implant gövdelerinin ve protez dayanağı olarak kullanılan üst parçalarının;

aşınma, kırılma ve yorulmalarını önlemek için dikkat edilmesi gereken prensiplerdir (Holmgren ve ark., 1998).

Dental biyomekanik, oral yapıların biyolojik davranışı ile dental restorasyonların fiziksel etkisi arasındaki ilişki ile ilgilenmektedir (Driscoll ve ark., 2017). Oklüzal kuvvetlerin miktarı ve doğrultusu (Şekil 2.3), kemik-implant-protez kompleksindeki her bir parçada oluşacak gerilim miktarını belirlemektedir (Şahin ve ark., 2002). Çiğneme, parafonksiyon ve yutkunma sonucu ortaya çıkan oklüzal yükler zaman içerisinde marjinal kemik kaybına, vida gevşemelerine ve bu parçalarda deformasyona sebep olabilir (Aydın ve ark., 2006 ve Kim ve ark., 2005).



Şekil 2.3. Kuvvet bileşkeleri

2.3. İmplant Destekli Protezlerde Pasif Uyum

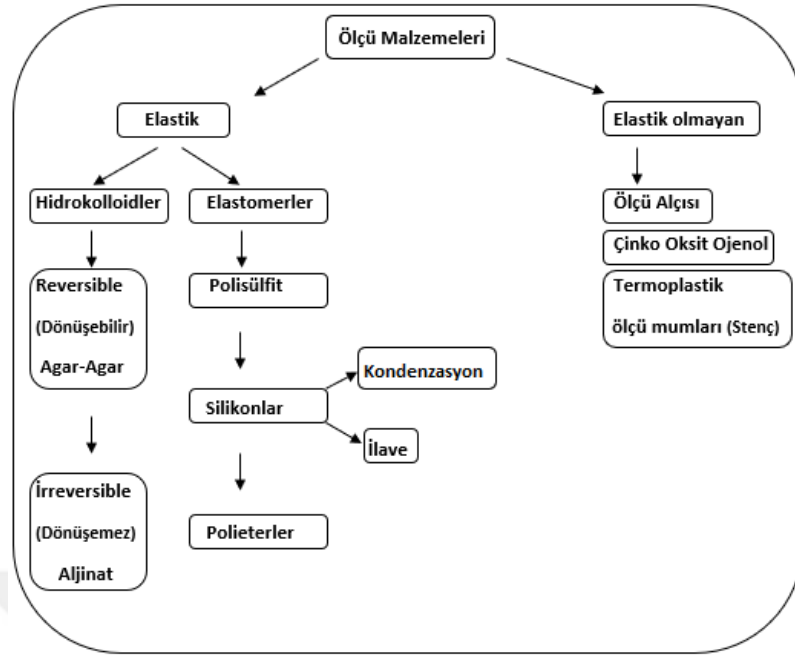
Pasif uyum, implant destekli sabit protezlerin, oklüzal kuvvet altında olmadığı durumda çekme ve basma kuvveti uygulanmadan, implant dayanağı ile tam bir uyum içinde olmasıdır (Karl ve ark., 2004). Tam uyumla implant ve protetik yapı ara yüzündeki karşıt yüzeylerin, pasif olarak oturması amaç olmalıdır. Uygun olmayan bir altyapıdan kaynaklanan statik gerilim, implant bileşenlerine ve peri-implanter kemiğe doğrudan iletilecek ve fonksiyonel kullanımdaki herhangi bir dinamik yükleme ile şiddetlenecektir (Katsoulis ve ark., 2017 ve Şahin ve Çehreli, 2001).

Pasif uyumu etkileyen faktörler şu şekilde sıralanabilir:

- İmplant sayısı,
- İmplant lokalizasyonu,
- Kullanılan ölçü malzemesi,
- Restorasyonun tipi (siman-tutuculu/vida-tutuculu),
- Kullanılan dayanak tipi (düz/açılı),
- Metal altyapının tasarımı ve konfigürasyonu,
- Altyapı malzemesi (nikel-krom/titanyum/zirkonyum),
- Protetik restorasyonun tasarımı (tek parçalı/çok parçalı),
- Laboratuvar aşamasında teknisyenin sahip olduğu tecrübe ve laboratuvar aşamasında karşılaşılabilecek sorunlar (Conrad ve ark., 2007; Kallus ve Bessing, 1994; Lorenzoni ve ark., 2000 ve Zarb ve Symington, 1983).

2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Ölçü Malzemeleri

Dental ölçü malzemeleri, ağız içinde bulunan sert ve yumuşak dokuları, implant gibi uygulamaların pozisyonlarını kaydetmek ve negatif kopyasını elde etmek için kullanılırlar. Elde edilen ölçüden, laboratuvar işlemleri için ana model oluşturulur. Laboratuvardaki uygulamaların ağız içine uyumu ve fonksiyonel etkinliği, elde edilen ana modelin doğruluğu ile yakından ilişkilidir. Modelin başarısını etkileyen faktörlerin başında, kullanılan ölçü malzemesinin, özelliklerine uygun olarak doğru yerde ve doğru şekilde kullanımı gelmektedir (O'Brien, 2002). Diş hekimliğinde kullanılan ölçü malzemeleri, yapısal özelliklerine göre; elastik ve elastik olmayan ölçü malzemeleri olmak üzere iki ana gruba ayrılırlar (Şekil 2.4).



Şekil 2. 4. Ölçü malzemelerinin sınıflandırılması

İdeal ölçü malzemesi, klinik ve laboratuvar ortamında belirli özellikler sergilemelidir. Klinik olarak, yeterli elastik geri dönüş ve yırtılmaya karşı direnç sağlamak için optimum mekanik özelliklere (optimum Young modülü, akma dayanımı ve termal genleşme katsayısı) sahip, boyutsal olarak stabil, doğru bir ölçü kaydetmelidir. Ayrıca, makul bir süre içinde sertleşmeli, biyouyumlu olmalı (hipoalerjenik yapı ve minimum toksisite miktarı) ve alçıyla doğru dökülebilmesi için hidrofilik olmalıdır. Dezenfeksiyon sırasında boyutsal doğruluğu etkilenmemelidir. Son olarak, makul fiyatlarda olmaları istenir. Bu nedenle, ideal ölçü malzemesinin elde edilmesi zordur ve her özelliğin ayrıntılı şekilde bilinmesi, nasıl etkileşime girdiklerini anlamada yardımcı olur (Anusavice ve ark., 2013; Craig ve Powers, 2001 ve Hamalian ve ark., 2011).

Genel olarak ideal dental ölçü malzemesinde bulunması istenilen özellikler:

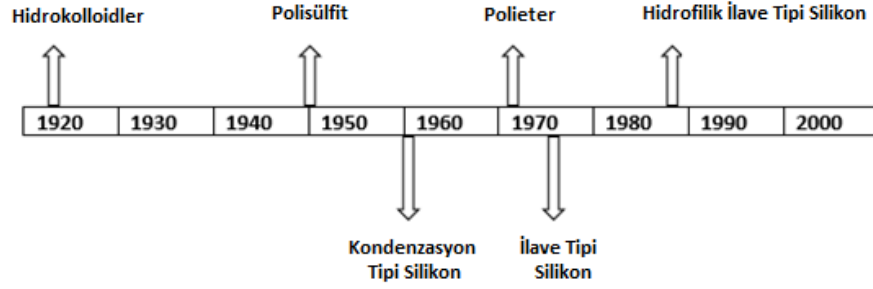
- Hidrofilik olması,
- Yeterli çalışma zamanına sahip olması,
- Maliyetinin düşük olması,

- Kolay karıştırılması ve kolay uygulanabilmesi
- Düşük temas açısına sahip olması,
- Detayları net olarak yansıtabilmesi,
- Dezenfeksiyon işlemlerinden sonra boyutsal stabilitesini koruyabilmesi,
- Koku ve tatlarının kabul edilebilir olması,
- Yırtılmaya dirençli olması
- Doku andırkatlarından ve interproksimal boşluklardan ayrılırken ortaya çıkan çekme ve basma gerilimlerine yeterli direnç sağlaması,
- Raf ömrünün uzun olması,
- Doku ile uyumlu olması
- Boyutsal stabilitesinin iyi olması,
- Model oluşturulurken kullanılan malzemeler ile uyumlu olmasıdır (Donovan ve ark., 2004 ve Lawson ve ark., 2008,).

Bütün bu özellikleri bir arada bulundurabilen ideal ölçü malzemesi yoktur. Bu nedenle kullanıcı, elde etmek istediği sonuca en uygun özellikleri barındıran ölçü malzemesini tercih etmelidir (O'Brien, 2002).

2.4.1. Sabit Protez Uygulamalarında Kullanılan Ölçü Malzemeleri

Sabit prottez uygulamalarında, konvansiyonel ölçü tekniği ile çalışma modeli elde etmek için elastomerik ölçü malzemeleri kullanılmaktadır. Elastomerler, polimer yapısındadır ve viskoziteleri, polimer moleküllerinin ağırlığı ile belirlenir. Elastomerlerin yırtılmaya karşı dirençleri ve boyutsal stabiliteleri iyidir (Craig, 1988). Bu tip malzemeler genelde iki bileşenlidir. Polimerizasyonları, kondenzasyon veya katılma reaksiyonu ile meydana gelir (Schaefer ve ark., 2012). Kullanım amaçlarına ve kullanılan ölçü tekniğine uygun çeşitli kıvamlarda üretilirler.



Şekil 2. 5. Ölçü malzemelerinin yıllar içerisinde gösterdiği gelişim (Van Noort, 2002)

2.4.1.1. Polisülfid Ölçü Malzemesi

Polisülfid ölçü malzemesi, genel kullanıma giren ilk elastomerik ölçü malzemesidir (Şekil 2.5) (Smith ve ark., 1986). Baz ve katalizör olarak iki pat şeklinde kullanılmaktadır. Baz patı, polisülfid polimerleri içerir. Katalizör patı ise, kurşun oksit (% 30), sülfür (% 14) ve reaktif olmayan yağlar (% 17) içerir (Mörman ve Bindl, 2000). Polimerler kurşun oksitin oksitleyici etkisi ile çapraz bağlanıp moleküler zincir oluştururlar, bu durum, materyale elastik özellik katar. Ortam sıcaklığının fazla olması ve nem varlığı polimerizasyonu hızlandırır (Van Noort, 2002).

Polisülfitlerde ilk polimerizasyonu takiben yapıda büzülme meydana gelir. Bu durum iki nedenden kaynaklanır. Birincisi, ilk polimerizasyonu takiben, yapı içerisinde reaksiyonun devam etmesi; ikincisi ise polimerizasyon reaksiyonunun yan ürün olarak açığa çıkan suyun buharlaşmasıdır (Mc Cabe, 1999 ve Merchant ve ark., 1984). Ancak, daimi deformasyonu yüksek, elastik geri dönüş oranı düşüktür. Elastik geri dönüş özelliği, diğer elastomerlerden oldukça düşüktür. Elastomerler içinde en yüksek yırtılma direncine sahip olması sayesinde, subgingival bölgeler gibi andırkatlı alanlarda kullanılabilir.

Yüksek yırtılma direnci ve akıcılığı dişeti oluğu içerisinde baskı oluşturmayı ve ağızdan çıkarmayı kolaylaştırır (Smith ve ark., 1986). Ölçü alındıktan hemen sonra dökülmeleri gerekir, 1 saatin üzerindeki gecikmeler klinik olarak önemli boyutsal değişikliklere neden olur (Malone ve Koth, 1989; Rosenstiel ve ark., 2006 ve

Shillingburg ve ark., 1981). Bu malzemenin hidrofobik yapısı nedeniyle, ölçü alınan yüzeyde nem kontrolü oldukça önemlidir (Rosenstiel ve ark., 2006 ve Shillingburg ve ark., 1981). Hafif, orta ve yoğun olmak üzere üç farklı viskozitede bulunurlar (Charbeneau, 1988 ve Smith ve ark., 1986).

Polisülfid malzemesinin günümüzde kullanımının kısıtlanmasına en büyük neden, yapısındaki sülfürün kötü kokuya neden olmasıdır. Malzemenin içinde bulunan kurşun bileşiklerinin hastanın tükürüğüne diffüze olması istenmeyen bir durumdur. Akıcı kıvamından ötürü hastayı rahatsız edebilir (Linke ve ark., 1985 ve Smith ve ark., 1986). Polisülfid ölçüler sodyum hipoklorit, iyodoform, glutaraldehit ve fenolik glutaraldehit içeren solüsyonlarda dezenfekte edilebilir (Mc Cabe ve Storer, 1980).

2.4.1.2. Kondenzasyon Tipi Silikon (C Tipi Silikon) Ölçü Malzemesi

Kondenzasyon tipi silikonlar, günümüzde sabit protetik restorasyon için alınan ölçülerde en sık kullanılan malzemedir. Bu malzemeler iki pat veya pat ve likit olarak kullanımı olan, baz ve katalizör bileşenlerinden oluşur. Baz kısmında terminal hidroksil gruplarına sahip dimetilsiloksan, çapraz bağlanma reaksiyonunu geliştirecek ortoalkilsilikat ve doldurucular bulunurken, katalizör kısmında, metal organik esterler ve yağlı çözücüler bulunmaktadır. Elastomerin şekillenmesi, polimerizasyon sırasında silikon polimerin uç grupları ile alkil silika arasında üç boyutlu örgü yapısı oluşturan çapraz bağlanma reaksiyonu ile gelişir ve yan ürün olarak etil alkol açığa çıkar.

Polimerizasyon sırasında etil alkolün buharlaşması, boyutsal stabiliteyi etkileyen en önemli faktördür (Koski, 1977 ve Mc Cabe, 1999). Bu durumu önlemek için, kondenzasyon silikonu ile alınmış ölçülerin hemen dökülmeleri önerilmektedir. Yapılan çalışmalarda, en fazla boyutsal değişimin ilk 1 saat içinde görüldüğü, 24 saatteki büzülme oranının ise % 0,2-1 aralığında olduğu belirtilir. Kondenzasyon silikonları, polimerize olurken diğer elastomerik ölçü malzemelerinden daha fazla büzülme gösterir. Boyutsal stabilitesi polisülfitten daha azdır. Kondenzasyon silikonu

ve polisülfid, polimerizasyon reaksiyonlarından dolayı boyutsal kararsızlığa sahiptir (Rosenstiel ve ark., 2006).

Silikonların temel dezavantajı, zayıf ıslatma özellikleridir. Hidrofobik yapıları nedeniyle ölçüsü alınacak alan, net bir ölçü elde etmek için tamamen kuru olmalıdır. (Charbeneau, 1988 ve Rosenstiel ve ark., 2006). Malzemenin elastik geri dönüşü % 99'dur. Malzemenin çalışma ve sertleşme zamanı baz-katalizör oranı değiştirilerek ayarlanabilse de üreticinin önerdiği baz-katalizör oranının kullanılmasının malzemenin optimal özellik göstermesini sağladığı bilinmektedir. Aşırı nem ve sıcaklık çalışma zamanını kısaltmaktadır (Van Noort, 2002). Silikon ölçü malzemeleri, hafif, orta, ağır viskoziteli ve putty formlarda kullanılabilir (Graig ve Peyton, 2002).

2.4.1.3. Polieter Ölçü Malzemesi

Polieterler, 1960'lı yılların sonunda tanıtılmıştır. Bu malzemenin sertleşme reaksiyonu reaktif etilen imin terminal halkalarını açarak, yan ürün oluşumu olmayan moleküller ile birleştiren katyonik polimerizasyon yoluyla gerçekleşmektedir. Polieter ölçü malzemeleri, yüzey netliği oldukça iyi olan bir ölçü malzemeleridir. Hafif, orta ve yoğun viskoziteli olarak kullanıma sunulmaktadır. İki patlı sistemlerdir. Baz kısmında polieter polimeri, doldurucu maddeler, glikol eter ve plastikleştiriciler; katalizör kısmında ise, aromatik sülfonik asit ve doldurucular bulunur (Donovan ve Chee, 2004).

Polieter ölçü malzemesinin boyutsal stabilitesi oldukça yüksektir, bunun nedeni polimerizasyon reaksiyonunda yan ürün açığa çıkmamasıdır. Kuru ortamda 1 hafta kadar saklanabilir ancak, su emme özelliklerinden dolayı nemli ortamda saklanan polieter ölçü malzemelerinin boyutsal değişime uğradığı bildirilmektedir. Polieter malzemesinin elastik geri dönüş oranı % 98,5'tir, bu özellik açısından polisülfitlerden yüksek, ilave tipi silikonlardan ise düşük değerler gösterirler (Mou ve ark., 2002).

Sertleşmesi sırasında düşük büzülmenin yanı sıra iyi bir hassasiyet ve yüzey detayı sağlar. Esnekliği çok düşük, sertliği yüksektir (Baum ve ark., 1981 ve Craig ve Hare, 1990). Malzemenin sertliği alçı modeli ölçüden ayırırken zorluklara neden olmaktadır. Özellikle ince ve tek dişler, özen gösterilmezse kırılabilir. Yeni polieter ölçü malzemeleri eski ürünlerden daha esnektir ve bu özellik ağızdan çıkarılmalarını kolaylaştırır. Çıkarma sırasında yırtılmaya karşı direnci silikonlar ile benzer, polisülfitlerden daha azdır (Baum ve ark., 1981; Braden ve ark., 1971; Nayyar ve ark., 1979; Rosenstiel ve ark., 2006 ve Shillingburg ve ark., 1981).

Malzeme hidrofilik olduğu için alçı model elde edilmesi kolaydır (Sakaguchi ve ark., 2012). Tek veya çift fazlı malzeme kullanılabilir. Polieter ölçü malzemesinin alerjik reaksiyonlara neden olduğu bildirilmiştir (Rosenstiel ve ark., 2006). Polieter ölçü malzemeleri sodyum hipoklorit içerisine daldırılarak dezenfekte edilebilir (Mörman ve Bindl, 2000).

2.4.1.4. İlave Tip Silikon (A Tipi Silikon- Polivinil Siloksan) Ölçü Malzemesi

İlave tipi silikonlar, 1970'lerin başlarında kullanılmaya başlanan ve pek çok olumlu özelliği sayesinde günümüze dek popülerliğini sürdüren ölçü malzemeleridir. PVS ölçü malzemesi, üstün özellikleri ve çok akışkandan yoğun kıvama kadar değişen farklı viskozitelerde üretilmesi nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir. Bu malzeme ile elde edilen ölçüler detayları çok iyi yansıtır, yüksek yırtılma dayanımları ve elastik geri dönüşleri sayesinde defalarca dökülebilir. Baz patında hidrosilan uçlu molekülleri içeren vinil prepolimeri, katalizör patında ise silikon prepolimeri içerir. Katalizör yapısında aktive edici göreviyle vinil uç gruplarına sahip siloksan oligomerleri içeren kloroplatinik asit, polimerizasyon reaksiyonunu başlatır.

Reaksiyon ilave tip polimerizasyon olduğu için bu ismi almışlardır (Chee ve Donovan 1989; Cook ve Thomasz, 1986 ve Wassel ve Ibbetson, 1991). Hiçbir yan ürün oluşmamasına rağmen, çoğunlukla, siloksan molekülünün oligomerizasyon

reaksiyonunda bulunan hidroksil gruplarının varlığında, hidrojeni serbest bırakabilen ikincil bir reaksiyon oluşur. Bu nedenle, bazı üreticiler hemen dökülebileceğini öne sürmelerine rağmen, polivinil siloksan ölçülerini dökmeden önce en az 60 dakika beklenmesi tavsiye edilmektedir. Bir saatlik bekleme ilave silikonların boyutlarında herhangi bir değişikliğe sebep olmaz. (Sakaguchi ve Powers, 2012 ve Powers Wataha, 2017). Bunu önlemek için günümüzde polivinilsiloksanlara hidrojen absorbe edici ajanlar (paladyum) eklenmektedir. Eğer paladyum ilave edilmez ve PVS ölçü malzemesi hemen dökülür ise model üzerinde hidrojen gazının çıkışına bağlı olarak küçük boşluklar oluşabilir (Rubel, 2007).

İlave tipi silikonlar en az büzülme gösteren elastik ölçü malzemesidir (Charbeneau, 1988). Polivinil siloksanlar, mükemmel ve uzun süreli boyutsal stabilite (Braden, 1976; Mc Cabe ve ark., 1980; Tjan ve ark., 1991 ve Wassell ve Ibbetson, 1991) ile karakterize edilir, bu özellik ölçü alındıktan 1 hafta sonra bile dökülebilmek imkanı tanır (Smith ve ark., 1986). Bu malzemelerin 24 saat içinde büzülme değerleri % 0,05-0,07'dir. Boyutsal stabiliteleri polieterler ile benzerdir (Rosenstiel ve ark., 2006). İlave tipi silikonlar kondenzasyon silikonlarından daha az polimerizasyon büzülmesi gösterirler (Mc Cabe ve Storer, 1980). Malzemenin elastik geri dönüş oranı da oldukça yüksektir. Sertlik miktarı, polieterlerden az olsa da diğer elastomerik malzemelerden daha yüksektir. Bu özelliği ölçü malzemesinin yırtılmadan ağızdan çıkarılmasını sağlayabilir (Mc Cabe 1999; Pearson 1990 ve Sweeny ve ark., 1950).

Geleneksel olarak, polivinil siloksan hidrofobik bir malzemedir ve klinik olarak kabul edilebilir bir ölçü elde etmek için uygun nem kontrolü çok önemlidir. Hidrofilik polivinil siloksan ölçü malzemesi olarak tanıtılan ürünler mevcuttur. Bu ürünler ıslanabilirliklerini artıran ve alçı ile dökme işlemini kolaylaştıran sürfaktanlar içermektedir. Ancak bu hidrofilik polivinil siloksan malzemeler, sıvı ve polimerize olmamış durumda iken hala hidrofobiktir ve ıslatma yeteneği nem varlığında tehlikeye girmektedir. Sonuç olarak, nem kontrolü sağlanmadığında yüzey detaylarının aktarımı sorun oluşturur (Donovan ve Chee, 2004; Sakaguchi ve ark., 2012 ve Petrie ve ark., 2003).

Polivinil siloksanların en büyük dezavantajı lateks eldivenler ile temasında polimerizasyonun yavaşlaması veya gerçekleşmemesidir. Lateks içeriğindeki serbest sülfür moleküllerinin, kloroplatinik asidi kontamine etmesi nedeniyle polimerizasyonun bozulduğu düşünülmektedir. (Chee ve ark., 1991; Cook ve Thomasz, 1986 ve Kahn ve ark., 1989). Dezenfeksiyon, sodyum hipoklorit, fenol, gluteraldehit ve fenolik gluteraldehit solüsyonları ile sağlanabilir (Mörman ve Bindl, 2000; Tjan ve Li, 1991 ve Donovan ve Chee, 2004).

2.4.1.5. Vinil Siloksaneter (Vinil Polieter Siloksan) Ölçü Malzemesi

Polieter ve polivinil siloksan malzemelerinin özelliklerini birleştiren vinil siloksaneter veya vinil polieter siloksan, 2009 yılında kullanıma sunulmuştur (Enkling ve ark., 2012). Polivinil siloksanın çıkarılma kolaylığı ile polieterin hidrofilik özelliğini birleştiren malzemenin dar ve derin dişeti oluşu gibi nem kontrol sorunlarının yaşandığı zor bölgeler için umut verici olduğu bildirilmiştir (Schulein, 2005 ve Walker ve ark., 2013). Ancak, bu yeni malzemenin ölçü doğruluğunu inceleyen daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (Stober ve ark., 2010).

2.5. Ölçü Yöntemleri

Araştırmacılar protetik restorasyonlar için alınan ölçülerin doğruluğunu arttırmak için, bazı ölçü yöntemleri geliştirmişlerdir. Çeşitli ölçü malzemelerini kullanarak geliştirilen ölçü yöntemleri, tek fazlı ve çift fazlı olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır. Çift fazlı grup kendi içinde, çift karıştırma tekniği (tek aşamalı teknik) ve wash tekniği (çift aşamalı teknik) alt gruplarına ayrılmaktadır (Livaditis, 1998 ve Sadowsky, 2005).

Yakın zamanda yapılan in-vivo çalışmalarda, klinikte alınan ölçülerin netliği ve ölçü hataları araştırılmaktadır. Bu araştırmalarda incelenen ölçülerin % 89'unda bir ya

da daha fazla hataya rastlanmaktadır. Alınan ölçülerin doğruluğunu etkileyen faktörlerin; ölçü yöntemlerine (Chen ve ark., 2004; Hung ve ark., 1992 ve Nissan ve ark., 2000), ölçü malzemelerine (Chee ve Donovan, 1989 ve Chen ve ark., 2004), ölçü malzemelerinin hacmine (Chee ve Donovan, 1992 ve Nissan ve ark., 2002) bağlı olduğu belirtilmektedir.

Yapılan bazı çalışmalar (Chen ve ark., 2004; Hung ve ark., 1992 ve Nissan ve ark., 2000), ölçü malzemelerinin geliştirilmesi ile ölçülerin doğruluğunun artık ölçü malzemesine değil de ölçü yöntemine bağlı olduğunu bildirirken, diğer bir kısım çalışma ise ölçü yönteminin doğruluk üzerinde büyük payı olduğunu belirtmektedir (Lee ve ark., 1995 ve İdris ve ark., 1995).

2.5.1. Tek Fazlı Ölçü Yöntemi

Tek fazlı ölçü yöntemi, tek aşamalı bir yöntemdir ve orta yoğunluktaki ölçü malzemesinin özel ya da standart kaşıklar kullanılarak uygulanması esasına dayanır. Bu ölçü yönteminde detayların, orta yoğunluktaki ölçü malzemesi tarafından kaydedilmesi beklenmektedir. Bu sistem kullanılarak iki fazlı sistemlere göre daha az detay veren ölçüler elde edilmektedir. Bunun nedeni ölçü malzemesinin viskozitesinin yüksek, akıcılığının düşük olmasıdır. Bu şekilde alınan elastomerik ölçülerde, elastomerlerin boyutsal stabilitesini arttırmak ve ölçünün diğer mekanik özelliklerini iyileştirebilmek için kullanılan kaşık ile dokular arasında 2-4 mm'lik boşluğun bulunması gerekir (Johson ve Craig, 1986 ve Pearson, 1990).

2.5.2. Çift Fazlı Ölçü Yöntemi

Çift fazlı ölçü yöntemi; çift karıştırma yöntemi (tek aşamalı yöntem) ve wash ölçü yöntemi (çift aşamalı yöntem) olmak üzere ikiye ayrılır. Çift aşamalı yöntem ayrıca kendi içinde boşluk sağlayıcı bir yaprak kullanılarak uygulanan ve herhangi bir

boşluk sağlayıcı kullanmadan uygulanan yöntemler olmak üzere iki alt gruba ayrılmaktadır.

2.5.3. Çift Fazlı Tek Aşamalı Ölçü Yöntemi

Çift fazlı tek aşamalı ölçü yönteminde, az yoğun ve çok yoğun olmak üzere iki tip ölçü malzemesi tek aşamalı olarak kullanılır. Hazırlanan iki farklı kıvamdaki ölçü malzemesi ölçü kaşığına yerleştirilir ve ağza uygulanır. Bu yöntemde iki ayrı yoğunluktaki madde birlikte polimerize olur (Cullen ve Sanric, 1989).

Genel geçer bir kural olarak ölçü malzemelerinde maddenin viskozitesi arttıkça, polimerizasyon büzülmesi de artmaktadır (Idris ve ark., 1995). Çift karıştırma tekniğinde, viskozitesi yüksek olan az yoğunluktaki ölçü malzemesi, kontrol edilemeyen miktarlarda fazlaca kullanıldığı için, bu teknikle alınan ölçülerin polimerizasyon büzülmesi fazla olmaktadır. Çift karıştırma tekniğinin en büyük avantajı, hasta başında harcanan zamanı kısaltmasıdır (Donovan ve Chee, 2004).

2.5.4. Çift Fazlı Çift Aşamalı (Wash) Ölçü Yöntemi

Çift fazlı çift aşamalı (wash) ölçü yönteminde, yoğun kıvamdaki ölçü malzemesi ölçü kaşığına yerleştirilir, ağza uygulanır, polimerizasyonundan sonra çıkarılır. Ölçü boşluğuna az yoğunluktaki ikinci ölçü malzemesi yerleştirilerek yöntemin ikinci aşaması tamamlanır. Bu ölçü yönteminin kondenzasyon tipi silikonların polimerizasyon büzülmesinin kompanze edilmesi amacıyla geliştirildiği bildirilmiştir (Nissan ve ark., 2000).

Çift aşamalı ölçü yöntemi iki şekilde uygulanabilmektedir. İlk teknikte, yoğun kıvamlı ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra, akıcı kıvamlı 2. ölçü malzemesi için yer sağlamak amacıyla, ölçünün içinde kazıma yapılır. İkinci teknikte, 1. ölçü ağza

yerleştirilmeden önce bir boşluk oluşturması amacıyla ölçünün üzerine esnek ince bir materyal, örneğin polietilen ya da selofan yapraklar yerleştirilir, ilk ölçü bu şekilde alınır. Bu boşluk sağlayıcılar çıkarıldıktan sonra, oluşturulan boşluğa 2. ölçü malzemesi yerleştirilir. Bu teknikte ölçü içinde kazıma yapılmaz (Pearson 1990 ve Millar ve ark., 1998).

2.6. İmplant Destekli Protezlerde Ölçü

İmplant destekli protezleri elde etmede kullanılan ölçü teknikleri, temel olarak konvansiyonel ve dijital ölçü yöntemleri olmak üzere ikiye ayrılır. Dijital ölçü yöntemi ile, ağız içi durum ve implant pozisyonları direkt olarak, intraoral tarayıcılar yardımıyla üç boyutlu olarak elde edilebildiği gibi; diğer bir yöntemde ise indirekt olarak, ölçü elde edilebilmektedir. İndirekt yöntemde genel yaklaşım, polivinil siloksan (PVS) ve polieter gibi ölçü malzemeleri kullanılarak konvansiyonel ölçü alınmasının ardından elde edilen alçı modelin, dijital laboratuvar tarayıcısı yardımıyla 3 boyutlu modelinin elde edilmesi ve CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sisteminde gerekli protetik üretim aşamalarının gerçekleştirilmesidir (Amin ve ark., 2017; Cheng ve ark., 2013 ve Rhee ve ark., 2015).

2.6.1. İmplant Destekli Protezlerde Konvansiyonel Ölçü

İmplant pozisyonlarını en doğru şekilde alçı modele aktarmak için gerçekleştirilen ölçü işleminde en önemli faktör kullanılan ölçü malzemesidir. En çok tercih edilen ölçü malzemeleri, yüksek boyutsal stabiliteleri, bekleme sırasındaki düşük büzülme yüzdeleri, yüksek rijidite ve ölçü başlıklarının ölçü içinde rotasyona uğramamasından dolayı polieter ve polivinil siloksandır. Polieter ve PVS ölçü malzemeleri hem paralel hem de açılı implantların ölçüleri için önerilir (Reddy ve ark., 2013). Ancak, polieter ve PVS ölçü malzemeleri oldukça iyi boyutsal stabilite ve yüksek netlik ortaya koysalar da ıslanabilirlikleri, sıcaklık ve pH değişimleri ile alçı

model elde edilene kadar geçen süre içerisindeki uğradıkları hacimsel değişim göz önünde bulundurulduğunda, implant ölçülerinde çeşitli boyutsal değişimlere neden olabilecekleri bilinmektedir (Gorman ve ark., 2000).

İmplant destekli restorasyonların elde edilmesinde kullanılan konvansiyonel ölçülerde, ölçü başlıklarının ölçü içerisine uygun pozisyonda aktarılamaması veya ölçü içerisinde mikro-hareketler sonucu pozisyonunun değişmesi, analog-ölçü başlığı arasındaki kenetlenmenin yeterli düzeyde olmaması, ölçü malzemesindeki boyutsal değişimler ve alçının sertleşmesi sırasındaki genleşmesi gibi birçok faktörün, ölçü doğruluğunu etkilediği bildirilmiştir (Kim ve ark., 2006; Lee ve ark., 2008b ve Sorrentino ve ark., 2010).

Başarılı implant destekli protez elde etmek için en önemli hususlardan biri de kullanılan ölçü tekniğidir. Dental implantların konumu, ölçü malzemesi ile kaydedilir ve implant destekli protez üretiminde kullanılacak alçı modele aktarılır (Lee ve ark., 2008b). Konvansiyonel ölçü üzerinde birçok araştırma yapılmış olmasına rağmen henüz kusursuz bir teknik geliştirilememiştir (Karl ve ark., 2004).

Dental implant ölçüleri için konvansiyonel iş akışı, implanta tutturulmuş ölçü başlıkları (kopingleri) ve ölçü malzemesi ile doldurulan ölçü kaşıklarını içerir. Ölçü başlıkları; polimerizasyonu tamamlanıp sertleşen ölçü malzemesi içerisinde (pick-up tekniği/direkt teknik/açık kaşık ölçü tekniği) (Di Fiore ve ark., 2015; Papaspyridakos ve ark., 2012b ve Pera ve ark., 2016) veya implantlar üzerinde kalır ve kaşık ağızdan çıkarıldıktan sonra ölçü başlıkları ilgili bölgelere yeniden yerleştirilir (transfer tekniği/indirekt teknik/kapalı kaşık ölçü tekniği) (Calesini ve ark., 2014 ve Ibrahim ve Ghuneim, 2013).

2.6.1.1. Kapalı Kaşık (İndirekt/Transfer) Ölçü Tekniği

Kapalı kaşık ölçü tekniği, kapalı ölçü kaşığı ve ölçü başlıkları kullanılarak uygulanan ölçü tekniğidir. Bu ölçü tekniğinde, açık kaşık tekniğine kıyasla daha kısa ölçü başlıkları kullanılır ve ağız içerisinde implant gövdesine bağlanır. Ayrıca ölçü kaşığında, ölçü başlıkları için herhangi bir delik açılmaz. Kaşıkla birlikte ağza yerleştirilen ölçü malzemesinin sertleşmesinin ardından kaşık ağızdan çıkartılır. Ağız içinde kalmış olan ölçü başlıkları vidaları gevşetilerek çıkarılır ve tekrar implant analoguyla bağlanarak manuel olarak ölçü içerisinde bulunan yuvalarına uygun şekilde yerleştirilir (Lee ve ark., 2008b).

Kapalı kaşık ölçü tekniği; az sayıda implant içeren, implant pozisyonları birbirine göre daha paralel olarak yerleştirilmiş fazla kompleks olmayan vakalarda ve arklar arası mesafesi kısa, ağız açıklığı kısıtlı olan, öğürme refleksi veya astım gibi rahatsızlıkları sebebiyle ölçü kaşığının uzun süre ağızda bulunmasına müsaade edemeyen, posteriorda ve ulaşılması zor bölgede implantlara sahip olan bireylerde uygulanması kabul gören ölçü tekniğidir (Carr, 1991; Lee ve ark., 2008a ve Liou ve ark., 1993).

• Snap-fit (Snap-on/Press-fit) Ölçü Tekniği

Snap-fit (snap-on/press-fit) ölçü tekniği, kapalı kaşık ölçü tekniği kapsamında bir tekniktir. Ölçü başlıklarının uç kısmına yerleştirilen snap-fit isimli plastik parçalar, ölçü ağızdan uzaklaştırılırken ölçü malzemesi içinde kalması sebebiyle farklı bir ölçü tekniği olarak kabul edilmektedir. Ölçü başlıkları tekrar implanttan ayrılarak analogla birleştirilir ve ölçü içindeki snap-fite tam oturacak şekilde yerleştirilir (Lee ve ark., 2008a).

2.6.1.2. Açık Kaşık (Direkt/Pick-up) Ölçü Tekniği

Açık kaşık ölçü tekniği, kapalı kaşık ölçü başlıklarına göre daha uzun ve retantif ölçü başlıklarının kullanıldığı ve bu ölçü başlıklarına denk gelen yerlerin delinmesiyle hazırlanan şahsi kaşık ile vidalara ağız içerisinde ulaşılması sağlanan ölçü tekniğidir. Açık kaşık ölçü tekniğinde, ölçü esnasında ölçü malzemesinin polimerizasyonu beklenir, ardından ölçü başlıklarının vidaları gevşetilerek kaşık ağızdan uzaklaştırılır ve ölçü başlıklarının ölçünün içinde kalmış olması sağlanır. İmplant analogları ölçü içerisindeki ölçü başlıklarına yerleştirilir ve vida sıkılarak sabitlenir. Ancak analogların sabitlenmesi sırasında rotasyonel hareketlerin oluşabilmesi ölçü hassasiyetini etkileyebilir ve daimi protezde ortaya çıkacak muhtemel bir uyumsuzluğa neden olabilir (Carr, 1991).

Açık kaşık ölçü teknikleri, implant gövdelerine bağlanan ölçü başlıklarının birbirlerine splintlenmesi veya splintlenmemesine göre 2 farklı yöntemle uygulanır.

A- Splintlenen Açık Kaşık Ölçü Tekniği

Ölçü başlıklarının birbirlerine splintlenerek açık kaşık tekniği ile ölçü alınması, metal-akrilik rezin bağlantılı tam ark implant destekli sabit protezlerin yapımı ile gündeme gelmiştir. Bu tekniğin geliştirilmesindeki esas amaç, tam ark implant ölçülerinde ölçü başlıklarını rijit materyal ile birbirlerine splintleyerek, ölçü malzemesi içerisinde gerçekleşebilecek muhtemel hareketlerin önüne geçmektir (Humphries ve ark., 1990).

Ölçü başlıklarının splintlenmesinde kullanılan malzemeler:

- Otopolimerizan akrilik/pattern rezinler (Joseph ve ark., 2018),
- Dual-cure akrilik rezinler (Assif ve ark., 1999),

- Işıkla polimerize olabilen akrilik rezin (kaide malzemesi) (Rutkunas ve Ignatovic, 2014),
- Ölçü alçıkları (plasterleri) (Assif ve ark., 1999 ve Doğan ve Gökalp, 2012),
- Işıkla polimerize olabilen kompozit rezinler (Assunção ve ark., 2008; Di Fiore ve ark., 2015 ve Joseph ve ark., 2018),
- Polivinil siloksan ve polieter esaslı ısıırma kayıt malzemeleri (Hariharan ve ark., 2010),
- Çelik pinler (Naconecy ve ark., 2004).
- Prefabrike akrilik rezin barlar (Dumbrigue ve ark., 2000).
- Ortodontik (ligatür) teller (Hsu ve ark., 1993).
- Diş ipi (Joseph ve ark., 2018).
- Ortodontik elastomerik zincirler (chain) (Joshi ve ark., 2020).

Splintleme malzemeleri arasında akrilik/pattern rezinler uygulama kolaylıkları ve maliyetleri dolayısıyla sıklıkla tercih edilir. Akrilik rezin ile splintleme tekniği, ölçü başlıklarının akrilik rezin ile (ilk aşama) splintlenmesini, malzeme polimerizasyonunun ardından büzülmenin etkilerini azaltmak için bir separe yardımıyla ile kesilip ayrılması ve az miktarda akrilik ile (ikinci aşama) yeniden birleştirilmesini içerir (Assif ve ark., 1992 ve Inturregui ve ark., 1993).

Akrilik rezinin toplam büzülmesinin ilk 24 saatte, % 6,5 ile % 7,9 arasında olduğu ve bu büzülmenin de % 80'nin ilk 17 dakikada gerçekleştiği bildirilmiştir (Mojon ve ark.,1990). Amin, Papaspyridakos, Riberio tarafından yapılan çalışmalarda, polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek için 24 saat kadar bekledikleri görülmüştür (Amin ve ark., 2017; Papaspyridakos ve ark., 2016 ve Ribeiro ve ark., 2018). Akrilik rezin ile diş ipi veya ligatür telinin kombine şekilde kullanımı ise en yaygın yöntemdir (Di Fiore ve ark., 2015).

B- Splintlenmeyen Açık Kaşık Ölçü Tekniği

Bazı klinik vakalarda, implantların açılanma olmadan paralel yerleştirilmesi mümkün olmaz ve bu tip durumlarda implantlar, çeşitli açılar ile çene kemiğine yerleştirilir (Kurtulmuş-Yılmaz ve ark., 2014). Birçok çalışma splintlenen açık kaşık ölçü tekniğinin, splintlenmeyen ölçü tekniğine göre daha başarılı sonuçlar verdiğini ortaya koysa da ciddi açılanmalara sahip implantların bulunduğu bu tip klinik tablolarda, splintli ölçü başlıklarının vidalarının gevşetilerek aynı anda implant gövdelerinden uzaklaştırılması imkansız olabilmektedir (Lin ve ark., 2015). Özellikle implant sayısının arttığı ve implant açılanmalarının 20°'nin üzerine çıktığı tam ark çalışmalarda, splintli açık kaşık ölçü tekniği yerine, splintlenmeyen açık kaşık ölçü tekniğinin kullanılmasının daha uygun olduğu ifade edilmiştir (Alikhasi ve ark., 2018 ve Ribeiro ve ark., 2018).

2.6.2. Konvansiyonel İmplant Ölçüsünün Doğruluğunu Etkileyen Faktörler

Uzun yıllar farklı ölçü teknikleri ve ölçü malzemeleri kullanılarak implant ölçü doğruluğu üzerine birçok araştırma yapılmış olsa da bazı noktalarda henüz fikir birliği yoktur (Lee ve ark., 2008b).

Bir ölçünün ve buna bağlı olarak ana modelin doğruluğu; kullanılan ölçü malzemesinin tipi ve doğru kullanılması, kullanılan ölçü kaşığı, ölçü tekniği, kullanılan ölçü başlığı, implant açısı, implant sayısı, implant yerleşim derinliği, ölçü alma seviyesi, ölçü parçalarının üretim toleransı, model elde edilmesine kadar geçen süre, model oluşturulması sırasındaki alçının boyutsal değişimi, hastanın ölçü alma sırasındaki toleransı gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (Assif ve ark., 1996; Baig 2014; Humphries ve ark., 1990; Lee ve ark., 2008b; Lee ve ark., 2011; Papaspyridakos ve ark., 2014; Reddy ve ark., 2013; Moreira ve ark., 2015 ve Wee, 1999).

2.6.2.1. Kullanılan Ölçü Malzemesi

İmplant destekli protez ölçülerinde kullanılacak ölçü malzemelerinin, implant analoglarının pozisyonel bozulmalarını engelleyecek düzeyde yüksek kalitede özelliklere sahip olması gerekir. Yapılan çalışmalarda boyutsal stabilite açısından kondenzasyon tipi silikon, polieter ölçü malzemesine göre daha kötü olduğu ve ayrıca kondenzasyon tipi silikonun, polisülfid, reversible hidrokolloid ve alçının ölçü doğruluğunun polieter ve polivinil siloksan ölçü malzemelerine göre daha az olduğu belirtilmiştir (Choi ve ark., 2007 ve Selecman ve Wicks, 2009).

Günümüzde konvansiyonel implant ölçüleri için, hidrokolloidlerle karşılaştırıldığında, üstün özelliklerinden dolayı elastomerik polivinil siloksan ve polieter ölçü malzemeleri tercih edilmektedir (Hussein, 2014 ve Thongthammachai ve ark., 2002).

2.6.2.2. Kullanılan Ölçü Kaşığı

İmplant destekli protezlerde vakaya ve kullanılacak ölçü tekniğine göre standart ölçü kaşıkları veya kişiye özel hazırlanan kişisel ölçü kaşıkları kullanılır. Standart ölçü kaşıklarının, sterilize edilebilir metal kaşık veya tek kullanımlık plastik kaşık gibi farklı çeşitleri vardır. Kaşık seçimi genellikle vaka özelinde kullanılacak ölçü tekniği ve zaman doğrultusunda yapılır. Açık kaşık ölçü tekniğinde çoğunlukla şahsi ölçü kaşıklarının kullanımı tercih edilirken, zaman kısıtlılığı mevcutsa metal hazır kaşıklarda uygun deliklerin açılması veya tek kullanımlık plastik kaşıkların pratik kullanımıyla da ölçüler alınabilmektedir. Kullanılan ölçü malzemelerinde belli miktarlarda polimerizasyon büzülmesi vardır. En doğru ölçüyü elde etmek amacıyla, ölçü malzemesinin eşit bir büzülme göstermesi için, ölçü malzemesinin eşit hacimde kullanılması zorunludur. Ölçü alınan çeneye anatomik olarak gösterdiği uyum ve ölçü malzemesinin kaşık içerisinde aynı kalınlığı sağlaması nedeniyle, şahsi ölçü kaşıkları ile daha yüksek doğrulukta ölçüler elde edilebilmektedir (Burns ve ark., 2003).

Elastomerik ölçüler, yaklaşık 2 mm kesit kalınlığı ile kullanıldığında daha doğrudur, bu kalınlık şahsi bir kaşık ile en iyi şekilde sağlanır (Eames ve ark., 1979). Ancak, PVS ve polieter gibi rijiditesi ve boyutsal stabilitesi yüksek olan elastomerik ölçü malzemeleri kullanıldığı takdirde şahsi ölçü kaşığı kullanımının çok önemli olmadığını ortaya koyan bazı çalışmalar da mevcuttur (Shen, 2003).

2.6.2.3. Ölçü Tekniği

Kısmi dişsizlik vakalarında, açık kaşık ölçü tekniği ile daha iyi sonuçlar elde edildiğini gösteren çalışmalar olduğu gibi, aralarında anlamlı fark olmadığını ortaya koyan birçok çalışma da mevcuttur (Alikhasi ve ark., 2011 ve Conrad ve ark., 2007).

Tam çene implant vakalarında ise açık kaşık ölçü tekniğinin, ölçü doğruluğunu anlamlı derecede yüksek verdiği birçok çalışmada bildirilmiştir (Papaspıridakos ve ark., 2014). Açılı implantların olduğu durumlarda, açık kaşık ölçü tekniğinin daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiş ve bu vakalar için, açık kaşık ölçü tekniğinin kullanılması önerilmiştir (Aguilar ve ark., 2010).

2.6.2.4. Ölçü Başlıklarının Splintlenmesi

İmplant ölçü başlıklarının splintlenmesi sayesinde rijit bağlantı sağlanır ve elastik ölçü malzemesi içerisindeki hareketler en aza indirilmiş olur (Heidari ve ark., 2016). Papaspıridakos ve ark. (2014) tarafından yayınlanan derlemede, splintlenen açık kaşık ölçü tekniğinin splintlenmeyen tekniğe göre hem kısmi hem tam dişsizlik vakalarında daha yüksek doğrulukta ölçü alınmasını sağladığı belirtilmiştir.

2.6.2.5. Kullanılan Ölçü Başlığı

Ölçü başlıkları, direkt implanta bağlanan implant-seviyesi ölçü başlıkları ve multi-unit dayanak üzerine oturtulan dayanak-seviyesi ölçü başlıkları olmak üzere ikiye ayrılır. Alikhasi ve ark. (2011) tarafından yapılan çalışmada, bu ölçü başlıklarının ölçü hassasiyetini etkilemediği belirtilirken; Kwon ve ark. (2011) ve Walker ve ark. (2008) tarafından gerçekleştirilen çalışmalarda, implant seviyesi ölçü başlıkları ile alınan ölçülerde daha az boyutsal değişim ortaya çıktığı belirtilmiştir.

Ölçü başlıklarının yükseklikleri ve şekilleri de ölçü başarısını etkileyebilir. Uzun ölçü başlıklarının, ölçü kaşığı ağızdan uzaklaştırmada zorluk yaratarak ölçü malzemesinde gerilim yaratacağı düşünülse de ölçü başlıkları uzunluklarının, ölçü hassasiyetine etkisi olmadığı belirtilmiştir (Ehsani ve ark., 2013).

2.6.2.6. İmplant Bağlantı Tipi

Ölçü başlığı ve dayanak gibi parçaların implant gövdesine bağlanması, iç (internal) veya dış (eksternal) olarak iki şekilde gerçekleşir. İnternal bağlantıların kısa anti rotasyonel yapısının, eksternal bağlantılarda meydana gelen rotasyonel mikrohareketlerin neden olabileceği boyutsal değişim açısından daha avantajlı olduğu söylenebilir (Mpikos ve ark., 2012). Daha geniş bağlantı alanının olması nedeniyle daha iyi anti-rotasyonel özellik gösterdiği düşünülen internal bağlantılı implantlardan daha doğru ölçüler elde edilebileceği düşünülmektedir. Ancak bu düşüncüyü destekleyen çalışma olmadığı gibi, özellikle açılı implantlarda internal bağlantılı ölçü başlıklarının aynı anda implant gövdelerinden uzaklaştırılması daha zor gerçekleşmiştir (Jang ve ark., 2011 ve Vigolo ve ark., 2004).

2.6.2.7. Ölçü Alma Seviyesi

İmplant ölçüsü implant seviyesi ve dayanak seviyesinde, direkt veya indirekt teknik kullanılarak alınabilir (Daoudi ve ark., 2001). İmplant seviyesinde alınan ölçü, geçici restorasyon yapımının kolaylaştırılması, daha estetik restorasyon elde edilmesi, hastanın klinik randevu sayısının azalması, implant pozisyon bozukluklarının telafi edilmesi ve laboratuvarı daha kolay dayanak seçimi gibi avantajlara sahiptir. Birçok çalışma, implant seviyesi ölçü tekniğinin doğruluğunun daha fazla olduğunu bildirirse de literatürde en doğru ölçü alma seviyesi ile ilgili henüz bir fikir birliği yoktur (Alikhasi ve ark., 2011).

2.6.2.8. İmplant Sayısı ve İmplantlar Arası Mesafe

Tam ve kısmi dişsizlik durumlarında artan implant sayısı ve implantlar arası farklı mesafeler göz önünde bulundurulduğunda, ölçü doğruluğunun değişebildiği ortaya konulmuştur (Ma ve Rubenstein, 2012). Geleneksel ölçü teknikleri kullanılan kısmi dişsizlik vakalarında, doğrusal ve açısal boyutsal değişimler tam dişsizlik vakalarına göre daha düşüktür (Flügge ve ark., 2018).

Dörtten fazla implantın bulunduğu vakalarda, özellikle kapalı kaşık ölçü tekniği kullanıldığında ölçü doğruluğunda azalma meydana geldiğini gösteren birçok çalışma mevcuttur (Lee ve ark., 2008b; Martinez-Rus ve ark., 2013; Papaspyridakos ve ark., 2014 ve Stimmelmayer ve ark., 2013).

2.6.2.9. İmplantlar Arası Açılanma

İmplantların paralel olarak yerleştirildiği vakalarda ölçü kaşığı ağızdan kolay şekilde uzaklaştırılabilirken, implantların açılı yerleştirildiği, açılanmanın arttığı durumlarda ölçünün ağızdan uzaklaştırılması sırasında daimi deformasyon miktarı da

artmaktadır (Chia ve ark., 2017). Bazı çalışmalarda, paralel yerleştirilmiş implant ölçülerinin açılı yerleştirilmiş implantlara göre daha iyi sonuçlar verdiği belirtilirken (Akalin ve ark., 2013; Heidari ve ark., 2016; Kurtulmuş-Yılmaz ve ark., 2014 ve Mpikos ve ark., 2012), bazı çalışmalarda da açılı ve paralel yerleştirilen implantlar arasında, ölçü doğruluğu açısından anlamlı fark bulunmadığı belirtilmiştir (Howell ve ark., 2013 ve Lin ve ark., 2015).

2.6.2.10. İmplantın Yerleşim Derinliği

İmplantın subgingival olarak derin yerleştirildiği durumda, PVS ölçü malzemesinin yoğun ve akıcı kıvamlı kombinasyonu şeklinde kullanılarak elde edilen ölçülerin, tek faz orta kıvamlı polietere ölçü malzemesi ile elde edilen ölçülerden daha doğru olduğu bildirilmiştir (Lee ve ark., 2008a).

2.6.2.11. Protetik Parçaların Üretim Toleransı (Machining Tolerance)

İki metal parçanın, birbiriyle üç boyutlu olarak birleşmesi sırasında, mikrometre seviyesinde, doğal uyumsuzluk meydana gelmektedir. Tüm implant parçaları, tam uyum sağlamak için üretilmiş olsa da bağlantı yüzeyleri arasında her zaman doğal bir “üretim toleransı (machining tolerance)” vardır. Üretim toleransı, bu bileşenlerin ilgili sabitleme vidaları ile yerinde tutuldukları ve istirahat konumları arasındaki (yatay yer değiştirme) farktır.

Birbirleriyle bağlanabilen protetik parçalar; üretim toleransına bağlı olarak, rotasyonel hareketler ve boyutsal değişiklikler sonucu tam uyum gösteremezler (Cheshire ve Hobkirk, 1996 ve Ma ve ark., 1997). Bundan dolayı ölçü başlığının implanta bağlanması ve ölçü işleminden sonra analogla bağlanması sırasında çeşitli boyutsal değişimler ortaya çıkabilmektedir (Papaspnyridakos ve ark., 2014).

İmplant ölçü doğruluğunu araştıran çalışmaların sonuçları değerlendirildiğinde, “üretim toleransı” ölçü doğruluğunu etkileyen faktörlerden biridir (Lee ve ark., 2008b).

2.6.2.12. Çalışma Modeli İçin Kullanılan Dental Alçı Özellikleri

İmplant uygulamalarında ölçü alma işlemi sonrası, çalışma modeli elde edilmesinde kullanılan alçının boyutsal stabilitesi ve dökülme zamanı oldukça önemlidir (Lee ve ark., 2008b). Günümüzde implant vakalarında, genleşme oranları % 0,05'lere kadar düşürülmüş olan tip 4 alçılar kullanılmaktadır. Genel olarak model elde etmede kullanılan alçılar değerlendirildiğinde, tip 4 ve tip 5 geliştirilmiş sert alçılar düşük aşınma direnci ve düşük detay kopyalama gibi olumsuz görünen özelliklere sahip olsalar da düşük maliyet, kullanım kolaylığı, genel olarak tüm ölçü malzemeleri ile uyumlu olmaları ve kabul edilebilir sonuçları nedeniyle model elde etmede en sık olarak kullanılan malzemelerdir (Graig ve Powers, 2002).

2.7. Boyutsal Doğruluk ve Boyutsal Stabilité Değerlendirme Yöntemleri

Protetik diş tedavisinde elde edilen ölçü doğruluğu; doğruluk (trueness) ve hassasiyet (precision) terimleri üzerinden tanımlanmaktadır. Doğruluk, elde edilen ölçünün ve modelin üç boyutlu olarak ölçüsü alınan bölgeye göre ne kadar sapma gösterdiğini ifade eder. Doğruluk ne kadar yüksek ise elde edilen ölçü ve model ölçülen bölgenin/nesnenin gerçek boyutlarına o kadar yakın veya eşit sonuçlar gösterir. Hassasiyet, tekrarlanan ölçümlerin birbirine ne kadar yakın olduğunu açıklar. Hassasiyet ne kadar yüksekse, ölçüm o kadar öngörülebilir sonuçlar verir (Ender ve Mehl, 2013 ve Mangano ve ark., 2016).

Boyutsal doğruluk ve boyutsal stabilite ölçümleri için topometrik ve fotogrametrik ölçümler esastır (Rignon-Bret ve ark., 2002). Topometrik ölçümlerde,

bir uç yardımıyla yüzeye temas edilerek tarama yapılır, elde edilen noktaların koordinatları belirlenir ve bu yöntem, kontakt lazerler olarak da adlandırılır. Koordinat Ölçüm Makineleri (CMM) bunlara örnek olarak verilebilir. Fotogrametrik ölçümlerde ise, taranacak cismin, gönderilen ışın ile taranması veya yeniden modellenmesi esastır. Mikroskop, lazer/optik tarayıcı ve tomografi buna örnektir (Ireland ve ark., 2008). Ölçümler hem ölçü yüzeyinden hem de ölçüden elde edilen alçı modelden yapılabilir (Fong ve Walter, 1990 ve Giblin ve ark., 1990). Ölçüden yapılan ölçümler bilimsel olarak daha doğru olsa da alçıyla yapılan ölçümlerin klinik kullanıma daha yakın olması önemlidir. Buna göre araştırmacı boyutsal değişim tespitini; boyutlara (doğruluk, stabilite veya ikisini de değerlendirme) ve deney maddesine göre (sadece ölçü malzemesi veya alçıyla beraber) yapmaya karar verir (Kotsiomititi ve ark., 2008).

2.7.1. Koordinat Ölçüm Makinesi (CMM)

Endüstriyel üç boyutlu koordinat ölçüm cihazları x, y, z koordinat ekseninde çalışarak ölçüm yapmayı sağlamaktadır. Koordinat ölçüm makineleri ölçüm yapan probu hareket ettirerek cismin üzerindeki uzaysal koordinatları tespit etmeyi sağlar. Bu cihazlar temel bir gövde, kayıt ve kızak, kontrol ünitesi, motor, elektronik cetveller, prob ve yazılım gibi bileşenlerden oluşmaktadır. Bu cihaz belirli bir alan içinde x, y ve z koordinatlarında konumlandırılacak kırmızı renkli çok hassas bir ölçüm ucuna (prob) sahiptir (Bosch, 1995 ve Ireland ve ark., 2008).

Yüzeye temas ederek çalışabilen seçeneklerde farklı boyutlarda prob çapı (0,3 mm'den, 35 mm'lik disk şeklinde geniş ölçüm ucu) alternatifi mevcuttur (Mitutoyo, 2020). Temassız olan seçeneklerde lazer veya optik kamera sistemleriyle ölçümler yapılabilmektedir. Milin ucunda yer alan prob ölçülecek yüzeye değdiğinde, dokunma ile tetiklenen sensör, mil ucunda yer alan prob ve yüzey arasındaki temas noktasının x, y ve z koordinatlarını kaydeder. CMM'nin genel doğruluğu 1 µm'dir (Bosch, 1995).

Manuel kontrole izin vermenin yanı sıra, CMM otomatik olarak çeşitli yazılımlar tarafından da çalıştırılabilir. CMM cihazlarından alınan koordinat verilerinin bilgisayar ortamında değerlendirilmesi için farklı yazılımlar ve tasarım programları kullanabilmektedir. SolidWorks API (Application Programming Interface-Uygulama Programlama Ara yüzü) kütüphanesi yardımı ile nokta bulutları birleştirilerek koordinatları kaydedilen cismin son modeli bilgisayar ortamında görülebilmektedir. Bu yazılım paketi ayrıca prob hızını, konumlandırmanın tekrarlanabilirliğini, geometrik dönüşümünü, veri depolamayı ve yönetimi de kontrol eder (Bosch, 1995; Ireland ve ark., 2008 ve Mitutoyo, 2020).

2.8. Amaç

Bu tez çalışmasında amaç: implant destekli protez uygulamalarında, günümüzde yaygın olarak kullanılan ancak sınırlı sayıda çalışma bulunan, All-on-Four tedavi konseptine göre, 30° ve 45° gibi iki farklı implant yerleştirme açısının, farklı ölçü alma seviyelerinde, iki farklı ölçü tekniği ve iki farklı ölçü malzemesi kullanılarak elde edilen ölçülerin, laboratuvar ortamında ölçü doğruluğuna etkisinin araştırılmasıdır. Ayrıca elde edilen sonuçların, klinik uygulamalara ve benzer çalışmalara yol gösterici olması amaçlanmıştır.

2.9. Hipotez

Bu tez çalışmasının boş hipotezi (H_0): All-on-Four tedavi konseptine göre farklı açılarda yerleştirilmiş implantların, farklı ölçü alma seviyelerinin, farklı ölçü tekniklerinin ve farklı ölçü malzemelerinin, ölçü doğruluğuna etkisi yoktur.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Kırıkkale Makina ve Kimya Endüstrisi Kurumu Mühimmat Fabrikası'nda yürütülmüştür. Çalışmanın örnekleri Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda hazırlanmıştır. Bu tez çalışmasında örneklem büyüklüğü power analizi ile belirlenmiştir. Örneklem büyüklüğü; her bir ana model için toplam 8 alt grup, her grupta 10'ar adet model, toplamda 80 adet model elde edilecek şekilde belirlenmiştir (n=10). 1. ana model ve 2. ana modelden toplamda 160 adet ölçü alınmış ve alçı model elde edilmiştir.

Çalışmada kullanılan malzeme ve cihazların özellikleri, üretici firma ve adetleri Çizelge 3.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan malzeme ve cihazların özellikleri, üretici firma ve adetleri

Kullanılan Malzeme ve Cihaz	Üretici Firma	Malzeme Özellikleri	Adet
İmplant	Nobel Biocare, İsveç	4,3 mm × 13 mm Nobel Parallel Conical Connection	8 Adet
Multi-unit Dayanak	Nobel Biocare, İsveç	4,3 mm × 13 mm 2 mm dişeti yüksekliği	8 Adet
İmplant Ölçü Başlığı	Nobel Biocare, İsveç	4,3 mm × 13 mm Sarı renk ölçü başlıkları; İmplant seviyesi, Dayanak (multi-unit) seviyesi	İmplant seviyesi ölçü başlığı 24 adet; Dayanak (multi-unit) seviyesi ölçü başlığı 24 adet
İmplant Analogu	Nobel Biocare, İsveç	4,3 mm × 13 mm İmplant seviyesi, Dayanak(multi-unit) seviyesi	İmplant seviyesi 320 adet; Dayanak (multi-unit) seviyesi 320 adet
Referans Nokta İçin Silindir Parça (Dişi)	Yüksel Tasarım Ostim, Ankara Türkiye	Paslanmaz çelik, 1.referans Nokta (6 mm çap×13 mm uzunluk), 2.referans Nokta (10 mm çap×13 mm uzunluk), Dış kısmında 1 mm derinliğinde oluklar mevcut	1.referans Nokta 160 adet; 2.referans Nokta 60 adet
Referans Nokta İçin Parça (Erkek)	Yüksel Tasarım Ostim, Ankara Türkiye	Paslanmaz çelik, 26 mm uzunluk (13 mm dışarda kalan kısım 6 mm çap, 13 mm içerde kalan kısım 3 mm çap)	25 adet
Şeffaf Akrilik	Vertex Orthoplast, Hollanda	1 ml likit:2,1 gr toz	500 gr

Polivinil siloksan Ölçü malzemesi (Putty)	Express Penta Putty 3M ESPE	300 ml baz, 60 ml katalizör, ölçü karıştırma cihazında kullanılabilir	10 adet
Polivinil siloksan Ölçü malzemesi (Light Body)	Express XT Light Body Quick	100 ml, ölçü karıştırma tabancasında kullanılabilir	5 adet
Polieter Ölçü malzemesi (Putty)	Impregum Penta H Duosoft	600 ml baz, 120 ml katalizör, ölçü karıştırma cihazında kullanılabilir	10 adet
Polieter Ölçü malzemesi (Light Body)	Impregum Garant L Duosoft	200 ml, ölçü karıştırma tabancasında kullanılabilir	5 adet
Tip 4 Sert Alçı	Elite Master Zhermack, İtalya	3 kg'lık paketler	50 kg
Pattern Rezın	GC, Amerika	100 gr toz, 105 ml likit	5 kutu
Işıklı Sertleşen Kaide Plağı	Arcas Lc Berka, Türkiye	50'lik pembe renk ışıkla polimerizasyon	4 kutu
Plak Mum	Cerewax, Türkiye	500 gr	2 kutu
Ortodontik Ligatür Teli	DynaFlex, Amerika	Preformed Ligatür Teli (uzun 15,5 cm)	200 adet
Kaşık Adezivi	3M, Almanya	17 ml likit	4 kutu
Ölçü Karıştırma Cihazı	3M ESPE, Pentamix Lite, Almanya	1:5 baz/katalizör ml oranında karıştırma	1 adet
Ölçü Karıştırma Tabancası	3M ESPE, Almanya	1:1 oranında karıştırma	1 adet
Dijital Matkap Freze Makinası	Sunlike 4VA, Tayvan		1 adet
Cerrahi Rehber	Nobel Biocare, İsveç		1 adet
Koordinat Ölçüm Makinası (CMM)	Mitutoyo Crysta APEX S, Amerika	Köprü Tipi	1 adet

Çalışmada izlenen yöntem:

1. Örneklem büyüklüğünün belirlenmesi
2. Ana modeller için gerekli ekipmanların üretilmesi
3. Ana modellerin üretilmesi
4. Rehber oluklar açılan ana modele implantların yerleştirilmesi
5. İmplant seviyesi kapalı kaşık ölçü tekniği ile ölçü alma işlemi
6. İmplant seviyesi açık kaşık ölçü tekniği ile ölçü alma işlemi
7. Dayanak (multi-unit) seviyesi kapalı kaşık ölçü tekniği ile ölçü alma işlemi
8. Dayanak (multi-unit) seviyesi açık kaşık ölçü tekniği ile ölçü alınması işlemi
9. Alçı modellerin elde edilmesi
10. Ölçülerden elde edilen modellerin CMM (Koordinat Ölçüm Makinesi) ile ölçümünün yapılması
11. Verilerin değerlendirilmesi ve istatistiksel analiz

3.1. Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi

Lee ve Cho (2011) tarafından yapılan ve splint malzemesi ve splintleme tekniğinin implant ölçü doğruluğuna etkisinin incelendiği çalışmada; üzerine altı adet implantın yerleştirildiği bir ana model ve ana modelden beş adet alçı model elde edilmiştir. Toplamda 25 adet model elde edilmiş (n=5) ve ölçümler CMM cihazında yapılmıştır. Alikhasi ve ark. (2013) tarafından yapılan benzer çalışmada, All-on-Four tedavi konseptine göre tamamen dişsiz maksilla üzerine 4 adet implant yerleştirilerek, dört alt grup belirlenmiş ve toplamda 40 adet alçı model elde edilmiştir (n=10). Alikhasi ve ark. (2013) tarafından yapılan çalışmada, ölçümler CMM cihazında yapılmıştır. Tabesh ve ark. (2018) tarafından yapılan, farklı ölçü malzemeleri (polieter, polivinil siloksan, vinil siloksaneter) ve ölçü teknikleri (direkt ve indirekt) kullanılarak, implant ölçü hassasiyetlerinin karşılaştırıldığı çalışmada, tamamen dişsiz maksillada, All-on-Four tedavi konseptine uygun şekilde, posterior implantlar 45°

distale açılı yerleştirilmiştir. İmplant seviyesinde elde edilen ölçülerle, altı adet alt grup, toplam 72 adet model elde edilmiştir (n=12).

Bu tez çalışmasında, benzer çalışmalar referans alınarak, örneklem büyüklüğü; her bir ana model için toplam 8 alt grup, her grupta 10'ar model, toplam 80 adet model elde edilecek şekilde belirlenmiştir (n=10). 1. ve 2. ana modelden, toplamda 160 adet ölçü alınmış ve 160 adet alçı model elde edilmiştir (Çizelge 3.2).

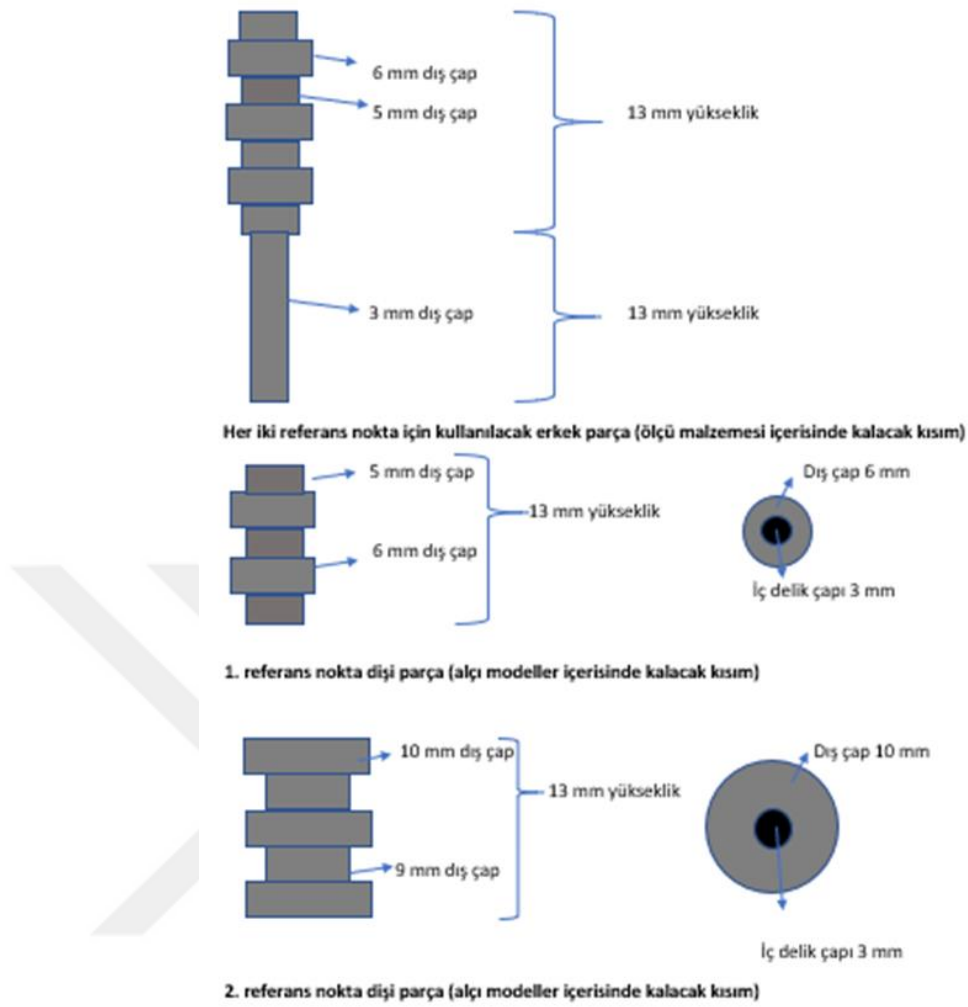
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan örneklerin gruplandırılması

1. Ana Model Anterior İmplantlar Düz, Posterior İmplantlar 30° Distale Açılı								2. Ana Model Anterior İmplantlar Düz, Posterior İmplantlar 45° Distale Açılı							
Açık Kaşık Ölçü Tekniği				Kapalı Kaşık Ölçü Tekniği				Açık Kaşık Ölçü Tekniği				Kapalı Kaşık Ölçü Tekniği			
İmplant Seviyesi	Dayanak Seviyesi	İmplant Seviyesi	Dayanak Seviyesi	İmplant Seviyesi	Dayanak Seviyesi	İmplant Seviyesi	Dayanak Seviyesi	İmplant Seviyesi	Dayanak Seviyesi	İmplant Seviyesi	Dayanak Seviyesi	İmplant Seviyesi	Dayanak Seviyesi	İmplant Seviyesi	Dayanak Seviyesi
PE	PVS	PE	PVS	PE	PVS	PE	PVS	PE	PVS	PE	PVS	PE	PVS	PE	PVS

PE: Polieter, PVS: Polivinil siloksan

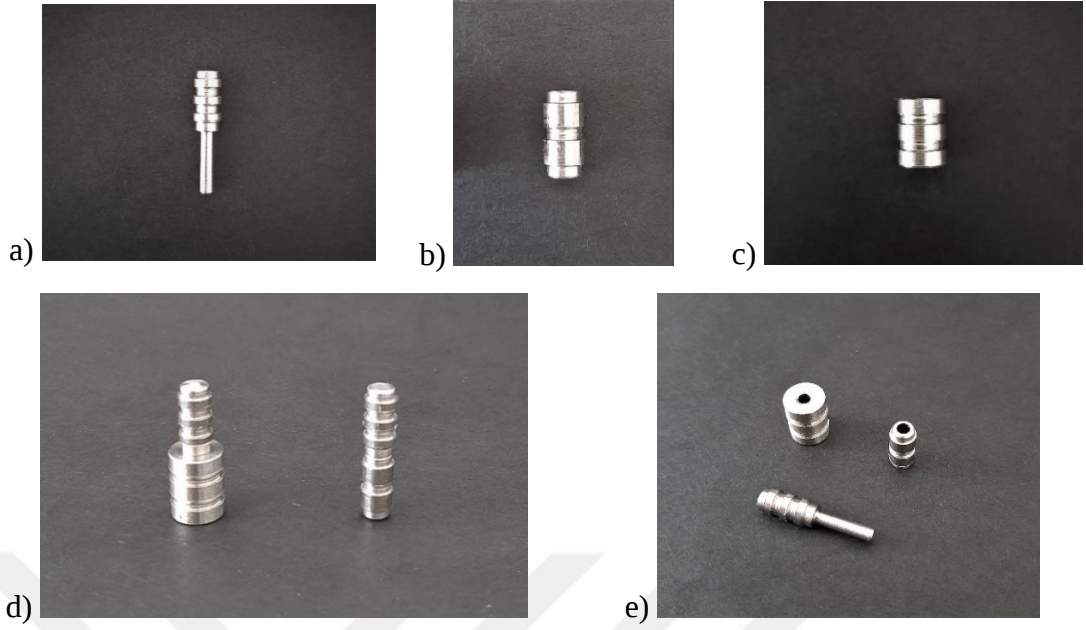
3.2. Ana Modeller İçin Gerekli Ekipmanların Üretilmesi

Projeye hazırlık döneminde yapılan pilot çalışma sırasında, CMM cihazı yardımıyla yapılan ölçümlerin doğru sonuçlar verebilmesi için modeller üzerinde en az iki adet referans noktaya ihtiyaç olduğu gözlenmiştir. Buna göre, referans nokta için her modelde ikişer adet, silindir şeklinde paslanmaz çelik parçaların tasarlanması ve üretimi yapılmıştır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Referans nokta olarak kullanılan paslanmaz çelik parçaların tasarımı

Parçaların dış kısmında ölçü malzemesinde ve alçı içerisinde tutuculuk sağlanması için oluklar bulunmaktadır. Referans parçaların boyutları, CMM ile ölçüm sırasındaki ihtiyacın karşılanması ve ölçü başlıkları/analog boyutları göz önünde bulundurularak tasarlanmıştır. Referans nokta olarak kullanılacak paslanmaz çelik parçaların görselleri (Şekil 3.2):



Şekil 3.2. a) Erkek parça, b) anterior dişi parça (1.referans nokta), c) posterior dişi parça (2.referans nokta), d) erkek ve dişi parçaların birbirleri içindeki pozisyonları, e) erkek ve dişi parçaların bir arada görünümü

- **1. Referans Noktayı Oluşturan Dişi Parça:** 13 mm yükseklik, 6 mm genişlikte dış çap, 3 mm genişlikte iç çap (ortadaki boşluk kısmı)
- **2. Referans Noktayı Oluşturan Dişi Parça:** 13 mm yükseklik, 10 mm genişlikte dış çap, 3 mm genişlikte iç çap (ortadaki boşluk kısmı); 2. Referans noktanın çapının daha geniş seçilmesindeki amaç, CMM ile ölçümler sırasında z yönünde orjin oluşturmak için silindirin taban düzlemine probun temas edeceği daha geniş düz bir alan oluşturmaktır.
- **Erkek Parça:** Toplam 26 mm uzunluk, 13 mm dişi parçalara yerleşen kısım ve 13 mm ölçü malzemesi içinde kalan kısım

Erkek parçalar, ölçü başlığı gibi görev yapan, ölçü malzemesi içinde kalan kısımdır ve her iki dişi parçayla da kullanılabilecek şekilde üretilmiştir.

Dişi parçalar ise, implant analoğu gibi görev yapan ve erkek parçayla birleştirilip model içerisinde kalan kısımdır. Dişi parçalar, ölçü sonrasđ erkek kısımdan içerisinden uzaklaştırılacak şekilde tasarlanmıştır. Ortada yer alan boşluk kısmđ CMM cihazđ ile ölçümler sırasında, içerisine Johnson l pinlerinin yerleştirilip kullanılması için tasarlanmıştır. Bu sayede ölçüm sırasında CMM cihazının ucunda yer alan probun daha düzgün ve standart bir yzeyeye temas etmesi sağlanmıştır.

3.3. Ana Modellerin retilmesi

Ana modellerin standardizasyonunu sağlamak için, standart silikon kalıptan, şeffaf akrilik rezin (Vertex Orthoplast, Hollanda) 1ml: 2,1 gr likit/toz oranında hazırlanarak, iki adet tam dişsiz maksilla modeli elde edilmiştir (şekil 3.3).



şekil 3.3. Tam dişsiz maksilla çene modeli

Posteriorda yer alan implantların; 1. ana modelde yaklaşık 30° distale ve 2. ana modelde 45° distale açılı olacak şekilde yerleştirilmesi planlanmıştır. Her iki ana modelde yer alan anterior implantların ise; düz (yer düzlemine dik) ve birbirlerine paralel olacak şekilde yerleştirilmesi planlanmıştır. 4,3 mm çap ve 13 mm uzunluğuındaki implantların (Nobel Biocare, İsveç), şeffaf akrilikten hazırlanan ana modellere yerleştirilmesi için, gerekli olan uygun çap ve boyda rehber oluklar, dijital matkap freze makinesi (Sunlike 4VA, Tayvan) ile hazırlanmıştır (şekil 3.4).



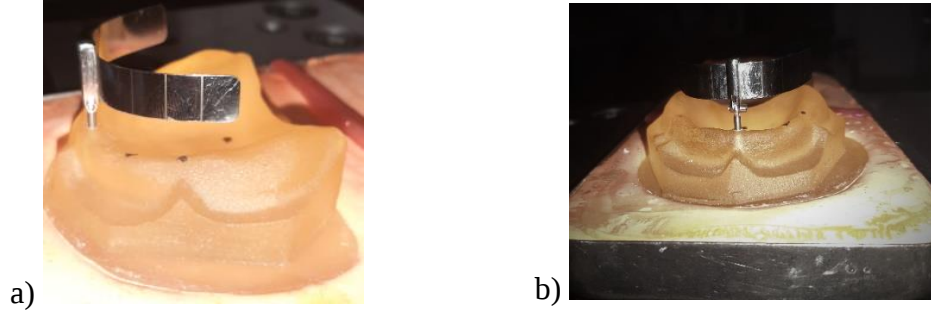
Şekil 3.4. Dijital matkap freze makinesi

Şeffaf akrilik modeller, dijital matkap freze makinesinin (Sunlike 4VA, Tayvan) tezgahında iki tabla arasına sabitlenebilmesi için, metal küvet ve sert alçıdan hazırlanan kaideye yerleştirilmiştir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Ana modellerin alçı kaideye yerleştirilmesi

İmplantların ve referans noktalarının yerleri; standardizasyonu sağlamak için, All-on-Four konseptinde açısal rehber olarak kullanılan, metal rehber yardımıyla oluşturulmuştur (Şekil 3.6).

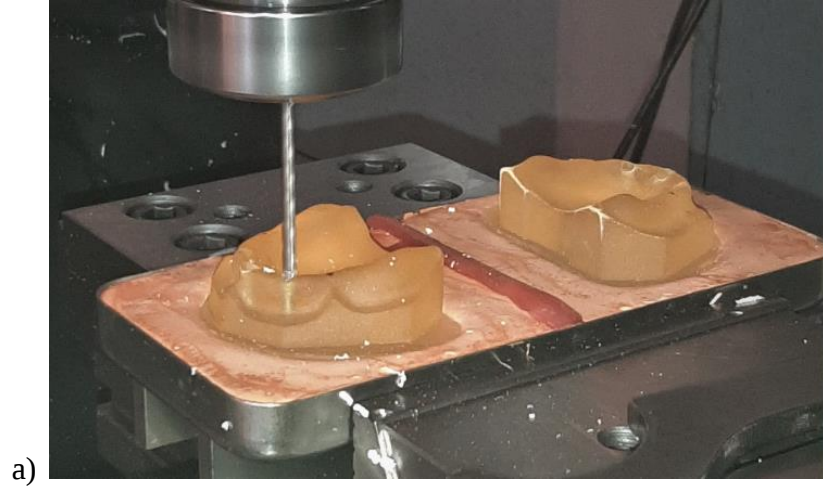


Şekil 3.6. Metal rehberin ana modele yerleştirilmesi; a) yandan, b) önden görünüşü

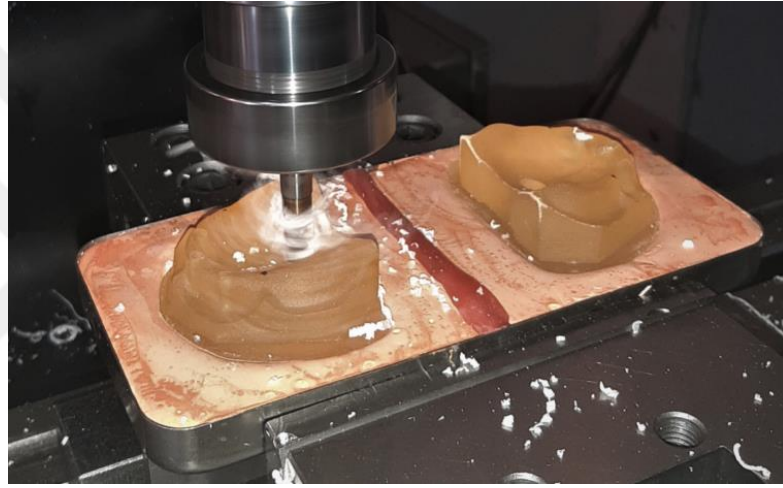
Şeffaf akrilik modeller, dijital matkap freze makinesinin (Sunlike 4VA, Tayvan) tezgahında iki tabla arasına sabitlenerek (Şekil 3.7), implantların yerleştirilebilmesi için 4,1 mm çapında frez ile, 14 mm uzunluğunda istenilen açılara uygun rehber oluklar açılmıştır. 1. referans nokta için, 6 mm genişliğinde ve 13 mm uzunluğunda; 2. referans nokta için, 10 mm genişliğinde ve 13 mm uzunluğunda rehber oluklar açılmıştır (Şekil 3.8).



Şekil 3.7. Ana modellerin dijital matkap freze makinesinde sabitlenmesi



a)



b)

Şekil 3.8. Dijital matkap freze makinesinde a) implantlar için ve b) referans noktaları için rehber olukların açılması

Posteriorda 30° ve 45° açı ile yerleştirilecek olan implantlar için, ana modeller dijital matkap freze makinesinin tablasına uygun açılar verilerek, sabitlenmiştir (Şekil 3.9) ve açılı implantların yerleştirileceği rehber oluklar açılmıştır (Şekil 3.10).

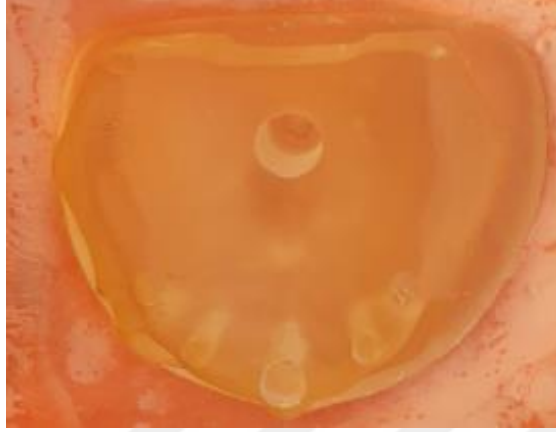


Şekil 3.9. Dijital matkap freze makinesinde, rehber oluklar için tablaya açı verilmesi



Şekil 3.10. Açılı implantların yerleştirileceği rehber olukların açılması

Toplamda her ana model üzerinde dört adet implant ve iki referans nokta yer almıştır (Şekil 3.11).

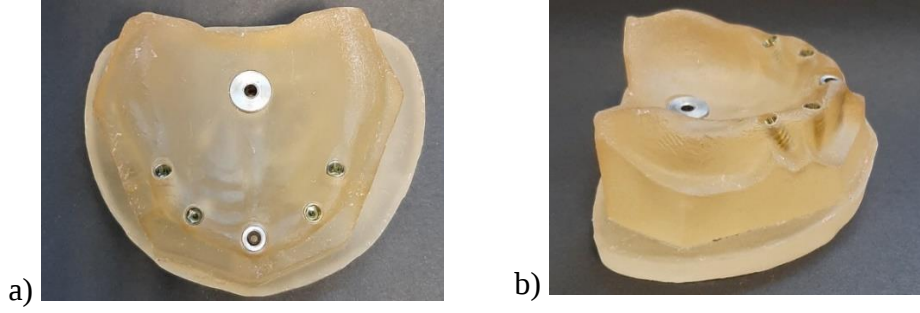


Şekil 3.11. Ana modelin rehber oluklar açıldıktan sonra görüntüsü

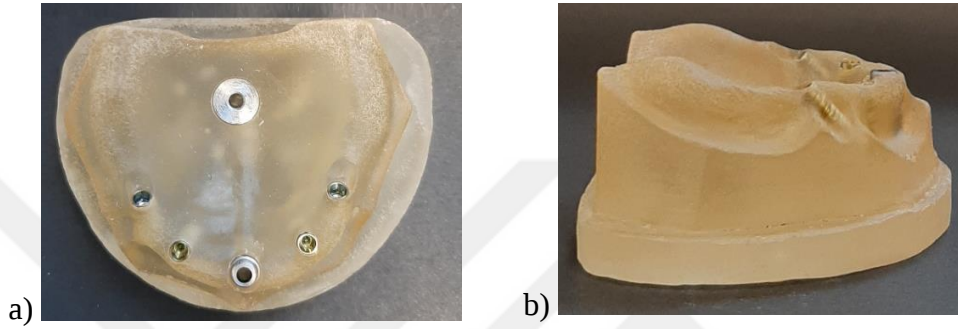
3.4. Rehber Oluklar Açılan Ana Modele İmplantların Yerleştirilmesi

Tam dişsiz maksillayı simüle eden ana modellere, All-on-Four® (Nobel Biocare) standart tedavi konseptine göre, toplam 4'er adet internal bağlantılı implant (4,3 mm×13 mm Nobel Parallel Conical Connection) yerleştirilmiştir. İmplantlar; anterior bölgede, yaklaşık maksiller kanin-lateral diş bölgesine posteriorda ikinci premolar bölgesine kemik seviyesi taklit edilerek yerleştirilmiştir (Krekmanov ve ark., 2000, Malo ve ark., 2003).

Birinci ve ikinci ana modelde anteriorda yer alan implantlar yer düzlemine dik ve birbirine paralel olarak yerleştirilirken, posteriorda yer alan implantlar; birinci ana modelde antero-posterior yönde 30° distale açıldırılmış şekilde (Şekil 3.12), ikinci ana modelde ise antero-posterior yönde 45° distale açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.13). İmplantlar açılan rehber oluklara şeffaf akrilik rezin yardımıyla vidalanarak sabitlenmiştir. Raşet yardımıyla 35 N.cm kuvvetinde tork elde edildiği teyit edilmiştir.



Şekil 3.12. a), b) Posterior implantların 30° distale açılı olduğu 1. ana model



Şekil 3.13. a), b) Posterior implantların 45° distale açılı olduğu 2. ana model

İmplantlar yerleştirildikten sonra, damak orta hattında ve insiziv papil bölgesinde referans noktalar için hazırlanan rehber oluklara, anterior implantlara paralel ve yer düzlemine dik; paslanmaz çelikten, içi boş silindir şekilli referans parçaları yerleştirilmiştir (Şekil 3.14). Referans noktalar, CMM (Koordinat Ölçüm Makinesi) ile ölçüm sırasında, birbirleriyle doğru oluşturacak şekilde ölçümlerin yapılıp, diğer implantların ölçümü için referans olarak görev yapması için kullanılmıştır.

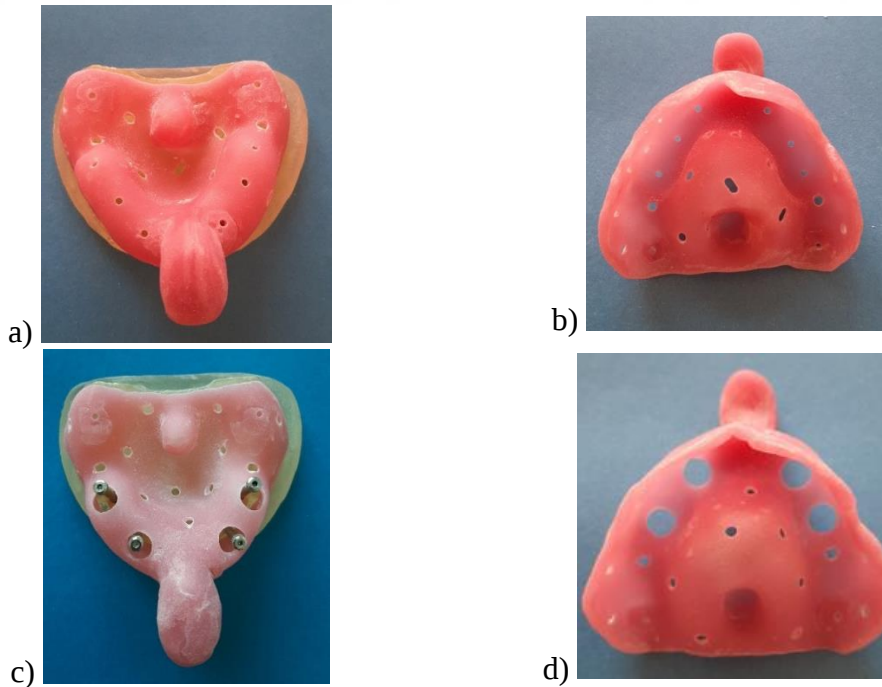


Şekil 3.14. Akrilik model üzerinde implant ve referans noktalarının konumu

Ana modellerden ölçü alma işleminden önce, açık ve kapalı kaşık ölçü tekniğine uygun, şahsi ölçü kaşıkları üretilmiştir. Şahsi kaşıklar için modellerin üzerine iki kat plak mum (Cerewax, Türkiye) yerleştirilmiştir. Şahsi kaşıkların ölçü sırasında doğru konumlandırılması için model üzerinde stop noktalar oluşturulmuştur (Şekil 3.15). Stop noktaları; her biri kare (2 mm × 2 mm) biçimli, 2 adet posteriorda tüber bölgesinde, diğerleri ana modelin sulkus bölgesi boyunca uzanan 2 mm genişliğinde stop noktalar oluşturulmuştur. İmplant seviyesindeki ölçüler için, kalınlığı 2 mm olan ışık ile polimerize olabilen rezin kaide malzemesinden (Arcas Lc Berka, Türkiye), toplam 80 adet açık ve 80 adet kapalı şahsi kaşık üretilmiştir (Şekil 3.16).



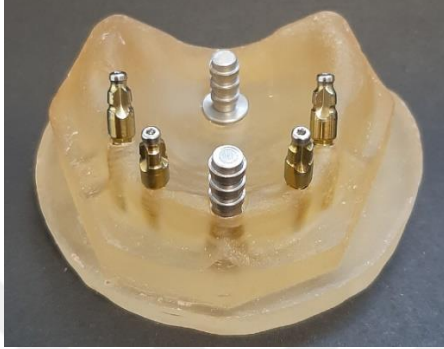
Şekil 3.15. Plak mum yerleştirilen ve stop noktaları oluşturulan ana model



Şekil 3.16. Şahsi kaşık görselleri; a) kapalı kaşık üstten, b) kapalı kaşık içten, c) açık kaşık üstten, d) açık kaşık içten görünümü

3.5. İmplant Seviyesi Kapalı Kaşık Ölçü Tekniği ile Ölçü Alma İşlemi

İmplant seviyesi kapalı kaşık tekniği ile ölçü alma işleminden önce, 1. ve 2. ana modele, implant seviyesi kapalı kaşık ölçü başlıkları yerleştirilmiştir (Şekil 3.17, Şekil 3.18).



Şekil 3.17. 1. ana modele kapalı kaşık ölçü başlıklarının yerleştirilmesi



Şekil 3.18. 2. ana modele kapalı kaşık ölçü başlıklarının yerleştirilmesi

Ölçü alma işleminden 5 dakika önce, kaşıkların tüm iç yüzeyine ve kaşık sınırlarının 5 mm dış kısmına kadar kaşık adezivi (3M, Almanya) uygulanmıştır (Şekil 3.19).



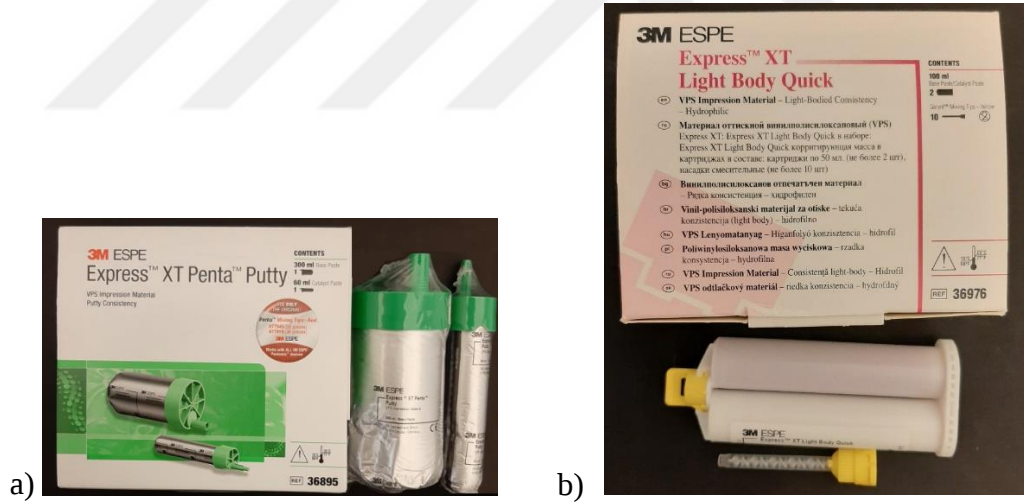
a)



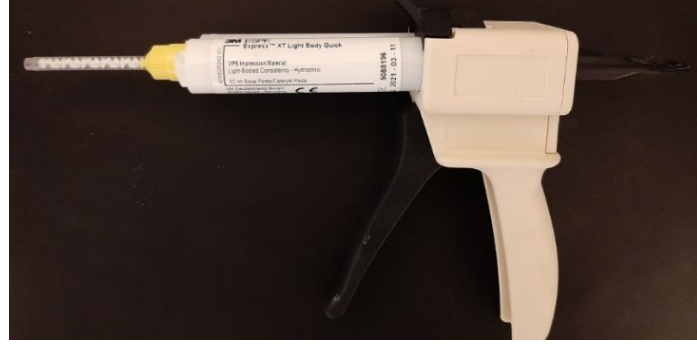
b)

Şekil 3.19. a) Fırça yardımı ile kaşık adezivi uygulanması ve b) kaşık adezivi uygulandıktan sonra kaşığın görüntüsü

Ölçü alma işlemi için hazırlanan ana modellerden önce polivinil siloksan ölçü malzemesi (Express Penta Putty 3M ESPE, Almanya) (Şekil 3.20) ile, implant seviyesi kapalı ölçü tekniği ile ölçü alınmıştır. Ölçü malzemeleri, üretici firmanın tavsiyelerine uygun şekilde, otomatik karıştırma cihazında (3M ESPE Pentamix Lite) (Şekil 3.22) hazırlanıp kaşığa yerleştirilmiştir (Şekil 3.23) ve akıcı kıvamlı ölçü malzemesi (Express XT Light Body Quick 3M ESPE, Almanya) (Şekil 3.20), karıştırma tabancası (Şekil 3.21) yardımıyla model üzerinde ölçü başlıklarının etrafına ve üzerine uygulanmıştır (Şekil 3.24). Ölçü kaşığı içerisine ölçü malzemesi yerleştirilip ana modele yerleştirildikten sonra, belli bir kuvvet altında polimerizasyonu beklenilmiştir (Şekil 3.25). Ölçü malzemesinin polimerizasyonu için üreticinin talimatlarından birkaç dakika daha fazla olacak şekilde 7-8 dakika beklendikten sonra, kaşık ana modelden ayrılmış ve kapalı ölçü başlıkları, implant analogları ile birleştirilerek ölçü başlıkları ölçü malzemesi içindeki çentik izlerine göre, ilgili yerlere hafif baskı uygulanarak yerleştirilmiştir (Şekil 3.26, Şekil 3.27).



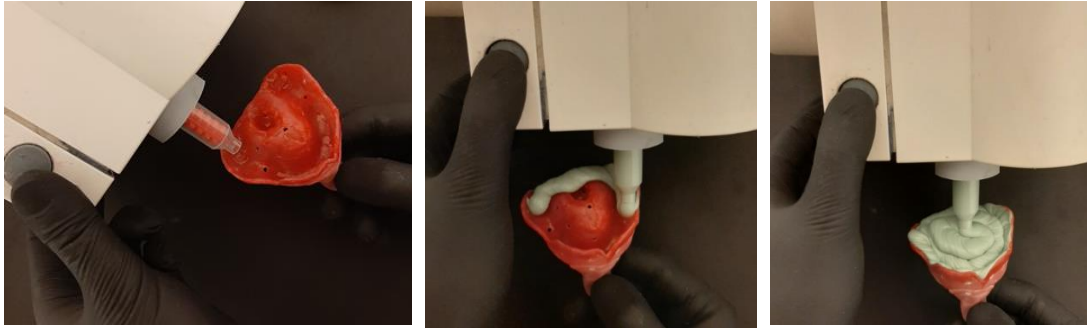
Şekil 3.20. a) Yoğun kıvamlı ve b) Akıcı kıvamlı polivinil siloksan ölçü malzemesi



Şekil 3.21. Akıcı kıvamlı PVS ölçü malzemesi karıştırma tabancası



Şekil 3.22. Otomatik ölçü karıştırma cihazı (putty/yoğun kıvamlı ölçü malzemesi için)



Şekil 3.23. PVS ölçü malzemesinin kaşığa yerleştirilmesi



Şekil 3.24. Akıcı kıvamlı PVS ölçü malzemesinin kaşığa yerleştirilmesi



Şekil 3.25. PVS ölçü malzemesi ile kapalı kaşık tekniği kullanılarak ölçü alma işlemi

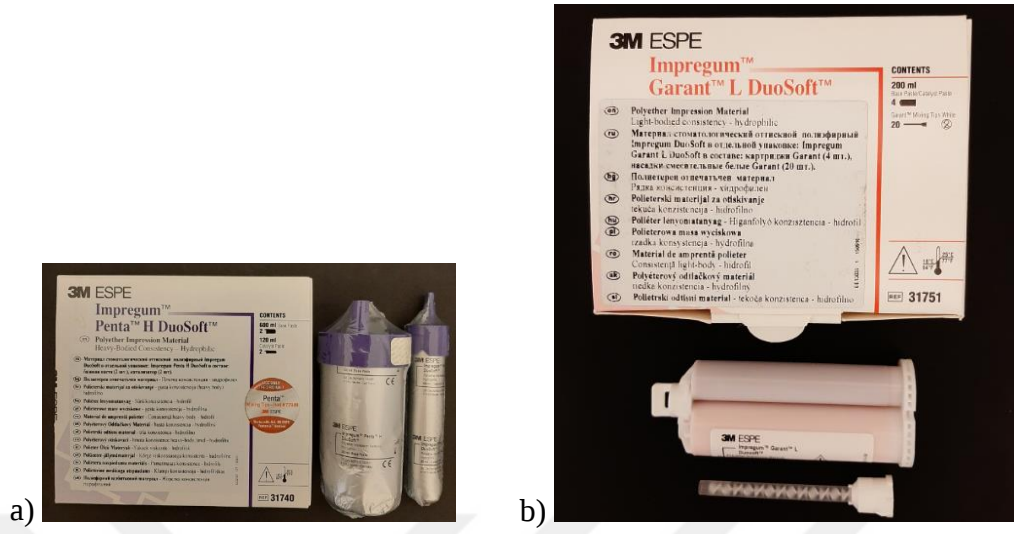


Şekil 3.26. 1. ana modelden PVS ölçü malzemesi ile kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilen ölçü

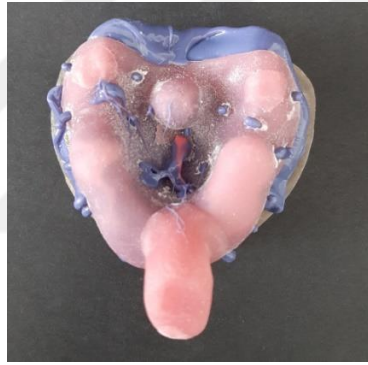


Şekil 3.27. 2. ana modelden PVS ölçü malzemesi ile kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilen ölçü

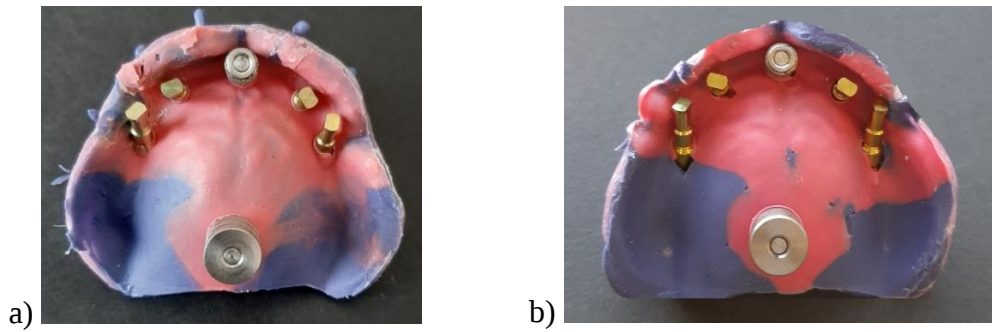
Polivinil siloksan ölçü malzemesi ile implant seviyesi kapalı ölçü tekniği ile 10 adet ölçü alındıktan sonra, ana modellerden polieter ölçü malzemesi (Impregum Penta H Duo Soft, 3M ESPE) (Şekil 3.28) ile kapalı ölçü kaşık tekniği ile ölçü alınmıştır. Polieter ölçü malzemesi, üretici firmanın tavsiyelerine uygun şekilde, otomatik karıştırma cihazında hazırlanıp kaşığa yerleştirilmiştir ve akıcı kıvamlı ölçü malzemesi (Şekil 3.28), karıştırma tabancası yardımıyla model üzerinde ölçü başlıklarının etrafına ve üzerine uygulanmış ve kaşık ana modele yerleştirilmiştir (Şekil 3.29). Ölçü malzemesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, kaşık ana modelden ayrılmış ve kapalı ölçü başlıkları, implant analogları ile birleştirilerek ölçüye yerleştirilmiştir (Şekil 3.30).



Şekil 3.28. a) PE ölçü malzemesi b) Akıcı kıvamlı PE ölçü malzemesi



Şekil 3.29. Ana modelden PE ölçü malzemesi ile kapalı kaşık tekniği kullanılarak ölçü alma işlemi



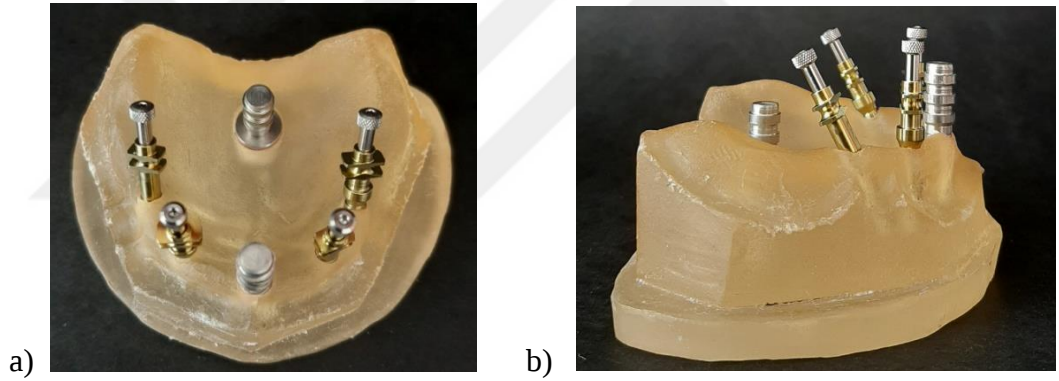
Şekil 3.30. a)1. ana modelden ve b) 2. ana modelden PE ölçü malzemesi ile kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilen ölçü

3.6. İmplant Seviyesi Açık Kaşık Ölçü Tekniği ile Ölçü Alma İşlemi

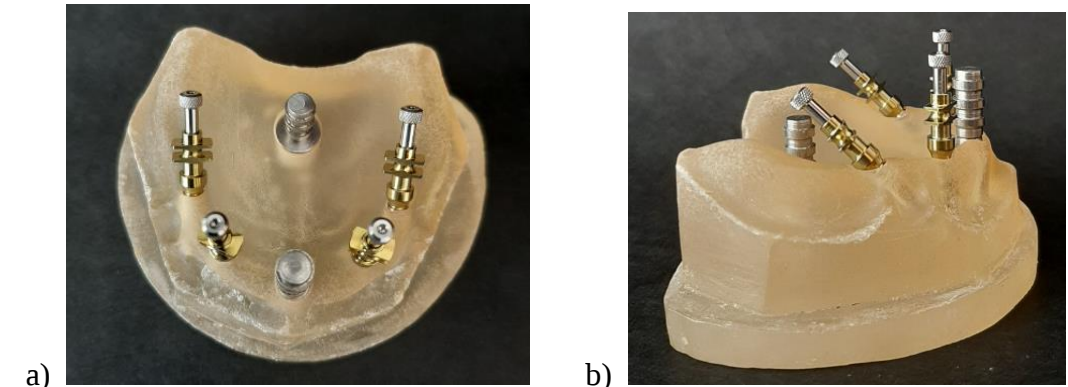
İmplant seviyesi kapalı kaşık ölçü tekniği ile ölçü alma işlemi tamamlandıktan sonra, implant seviyesi açık kaşık ölçü tekniği ile ölçü alınmıştır. İmplant seviyesi açık kaşık ölçü tekniğinde ise, ölçü alma işlemi öncesi, 1. ve 2. ana modele açık ölçü başlıkları (Şekil 3.31) (Nobel Biocare), 10 N.cm tork uygulanarak yerleştirilmiştir (Şekil 3.32, Şekil 3.33).



Şekil 3.31. İmplant seviyesi ölçü parçaları

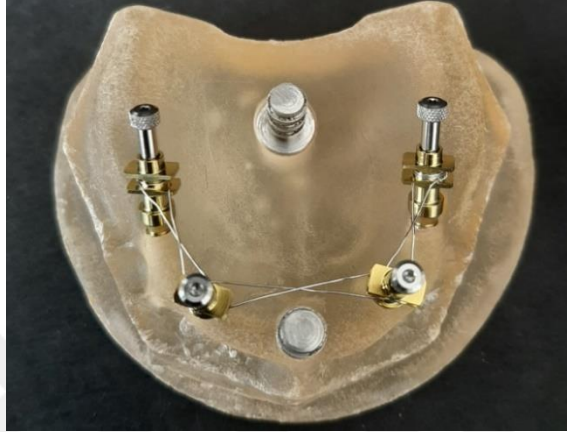


Şekil 3.32. 1. ana modele açık ölçü başlıkları yerleştirildikten sonra; a) üstten ve b) yandan görüntüsü

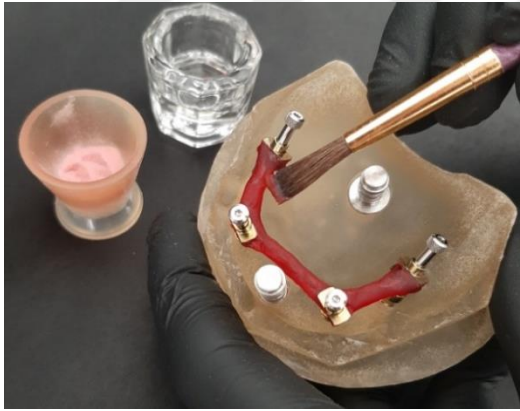


Şekil 3.33. 2. ana modele açık ölçü başlıkları yerleştirildikten sonra; a) üstten ve b) yandan görüntüsü

Açık ölçü tekniğinde, açık kaşık ölçü başlıklarının birbirine splintlenmesinde ortodontik ligatür teli (Şekil 3.34) ve otopolimerizan modelaj akriliği (GC, Amerika) kullanılmıştır. Otopolimerizan modelaj akriliği, sulu boya fırçası yardımıyla, ortodontik ligatür teli (DynaFlex, Amerika) üzerine uygulanarak, açık ölçü başlıkları birbirine splintlenmiştir (Şekil 3.35, Şekil 3.36).



Şekil 3.34. Açık ölçü başlıklarının ortodontik ligatür teli ile splintlenmesi

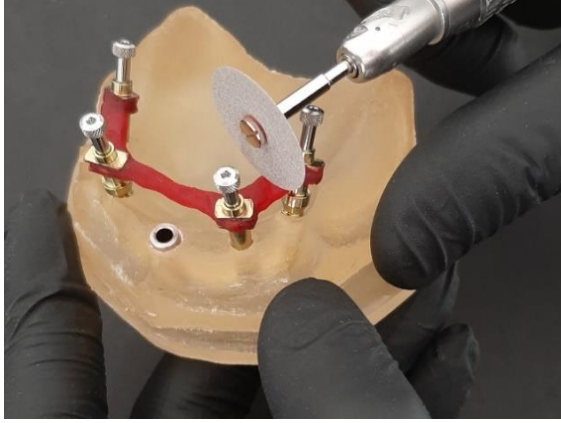


Şekil 3.35. Otopolimerizan modelaj akriliği uygulanması



Şekil 3.36. Splintlenen açık kaşık ölçü başlıkları

Splintleme işlemi sonrası ölçü başlıkları arasındaki splint kütlesi, elmas separe ile 0,5 mm çapında kesilip ayrılmıştır (Şekil 3.37, Şekil 3.38). Sonrasında polimerizasyon büzülmesinin etkisini en aza indirmek amacıyla, 17 dakika bekleyip pattern rezin ile tekrar birleştirme işlemi yapılmıştır.



Şekil 3.37. Splintlenen açık kaşık ölçü başlıklarının elmas separe ile birbirinden ayrılması



Şekil 3.38. Birbirinden ayrılan açık kaşık ölçü başlıkları

Ana modeller hazırlandıktan sonra, 1. ve 2. ana model için hazırlanan şahsi kaşıkların modeller ile uyumu kontrol edilmiş (Şekil 3.39) ve önce polivinil siloksan ölçü malzemesi ile ölçü alınmıştır (Şekil 3.40).



Şekil 3.39. Hazırlanan şahsi açık ölçü kaşıklarının ana modeller ile uyumunun kontrol edilmesi



Şekil 3.40. PVS ölçü malzemesi ile açık kaşık tekniği kullanarak ölçü alma işlemi

Polivinil siloksan ölçü malzemesi ile ölçü alma işlemi tamamlandıktan sonra, her iki ana modelden polieter ölçü malzemesi ile ölçü alınmıştır (Şekil 3.41). İmplant seviyesi açık kaşık ölçü başlıkları ile alınan açık kaşık ölçü tekniğinde, ölçü malzemesi (polivinil siloksan ve polieter) içerisinde sabitlenmiş ölçü başlıklarının vidaları, polimerizasyon tamamlandıktan sonra gevşetilmiştir (Şekil 3.42) ve kaşık, ölçü malzemesi, ölçü başlıkları, referans noktalar bir bütün olarak çıkartılmıştır. Sonrasında

ölçü başlıkları üzerine ölçü analogları vidalanmış, referans noktalar için olan erkek parça üzerine dişi parça yerleştirilip alçı model elde etmeye hazır hale getirilmiştir.



Şekil 3.41. PE ölçü malzemesi ile açık kaşık ölçü tekniği kullanarak ölçü alma işlemi



Şekil 3.42. PE ölçü malzemesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, açık kaşık ölçü başlıklarının vidalarının gevşetilmesi

3.7. Dayanak (Multi-unit) Seviyesi Kapalı Kaşık Ölçü Tekniği ile Ölçü Alma İşlemi

Dayanak (multi-unit) seviyesi kapalı kaşık tekniği ile ölçü alma işleminden önce, 1. ve 2. ana modele, uygun multi-unitler (Nobel Biocare) yerleştirilmiştir. Multi-unitler, firmanın önerisine göre uygun anahtar ve raşet kullanılarak torklanmıştır. Posterior implantlar üzerine yerleştirilen 30° açılı multi-unitler 15 N.cm, anterior implantlar üzerine yerleştirilen düz multi-unitler ise 35 N.cm ile torklanmıştır (Şekil 3.43, Şekil 3.44, Şekil 3.45).



Şekil 3.43. Multi-unit seviyesi ölçü parçaları ve multi-unitler



Şekil 3.44. Torklama işlemi için firmaya ait anahtar ve raşet



Şekil 3.45. Multi-unitlerin torklanması

Multi-unitler torklandıktan sonra, multi-unitler ile uyumlu kapalı ölçü başlıkları ana modellere yerleştirilmiştir (Şekil 3.46, Şekil 3.47). İmplant seviyesi ölçü alma işlemine benzer şekilde, uygun şahsi kaşıklar hazırlanmıştır.



Şekil 3.46. 1. ana modele kapalı kaşık ölçü başlıklarının yerleştirilmesi



Şekil 3.47. 2. ana modele kapalı kaşık ölçü başlıklarının yerleştirilmesi

Hazırlanan ana modellerden önce polivinil siloksan ölçü malzemesi ile, multi-unit seviyesi kapalı ölçü tekniği ile ölçü alınmıştır. Ölçü malzemeleri, üretici firmanın tavsiyelerine uygun şekilde, otomatik karıştırma cihazında hazırlanıp kaşığa yerleştirilmiş ve akıcı kıvamlı ölçü malzemesi karıştırma tabancası yardımıyla model üzerinde ölçü başlıklarının etrafına ve üzerine uygulanmıştır. Ölçü malzemesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, kaşık ana modelden ayrılmış ve kapalı ölçü başlıkları, implant analogları ile birleştirilerek ölçüye yerleştirilmiştir (Şekil 3.48, Şekil 3.49).

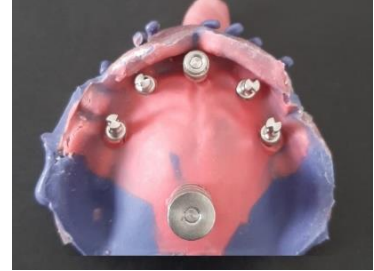
Polivinil siloksan ölçü malzemesi ve multi-unit seviyesi kapalı ölçü tekniği ile 10 adet ölçü alındıktan sonra, ana modellerden polieter ölçü malzemesi ile kapalı kaşık ölçü tekniği ile ölçü alınmıştır. Polieter ölçü malzemesi, üretici firmanın tavsiyelerine uygun şekilde, otomatik karıştırma cihazında hazırlanıp kaşığa yerleştirilmiş ve akıcı kıvamlı ölçü malzemesi karıştırma tabancası yardımıyla model üzerinde ölçü başlıklarının etrafına ve üzerine uygulanmıştır. Ölçü malzemesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, kaşık ana modelden ayrılmış ve kapalı ölçü başlıkları, implant analogları ile birleştirilerek ölçüye yerleştirilmiştir (Şekil 3.50).



Şekil 3.48. PVS ölçü malzemesi ile, multi-unit seviyesi kapalı ölçü tekniği kullanılarak elde edilen ölçü



Şekil 3.49. Kapalı kaşık ölçü başlıklarının, implant analogları ile birleştirilerek ölçüye yerleştirilmesi



Şekil 3.50. PE ölçü malzemesi ile, multi-unit seviyesi kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilen ölçüye, ölçü postu ve implant analoglarının yerleştirilmesi

3.8. Dayanak (Multi-unit) Seviyesi Açık Kaşık Ölçü Tekniği ile Ölçü Alınması İşlemi

Multi-unit seviyesi kapalı kaşık ölçü tekniği ile ölçü alma işlemi tamamlandıktan sonra, multi-unit seviyesi açık kaşık ölçü tekniği ile ölçü alınmıştır. Multi-unit seviyesi açık kaşık ölçü tekniğinde ise, ölçü alma işlemi öncesi, 1. ve 2. ana modele açık ölçü başlıkları, 10 N.cm tork uygulanarak yerleştirilmiştir (Şekil 3.51, Şekil 3.52). İmplant seviyesindeki açık kaşık ölçü tekniğine benzer olarak, multi-unit seviyesi açık kaşık ölçü tekniğinde, açık ölçü başlıkları birbirine splintlenmiştir (Şekil 3.53, Şekil 3.54).



Şekil 3.51. 1. ana modelde multi-unit seviyesi açık kaşık ölçü başlıklarının yerleştirilmesi



Şekil 3.52. 2. ana modelde multi-unit seviyesi açık kaşık ölçü başlıklarının yerleştirilmesi



Şekil 3.53. 1. ana modelde multi-unit seviyesi açık ölçü başlıklarının splintlenmesi

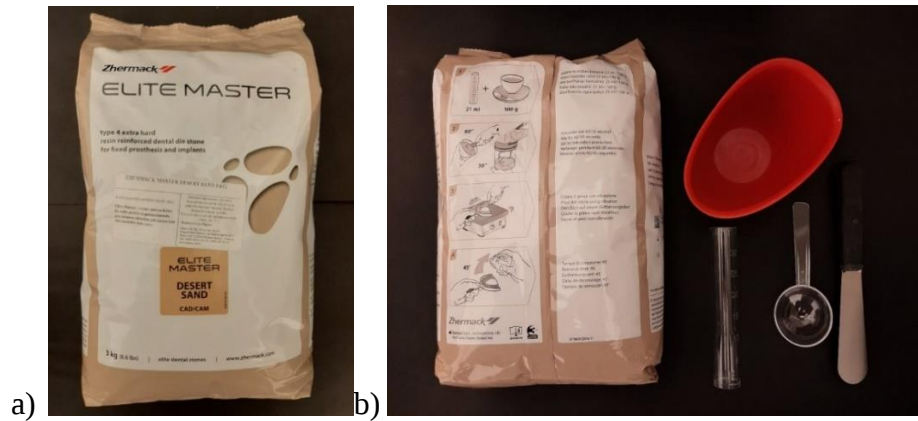


Şekil 3.54. 2. ana modelde multi-unit seviyesi açık ölçü başlıklarının splintlenmesi

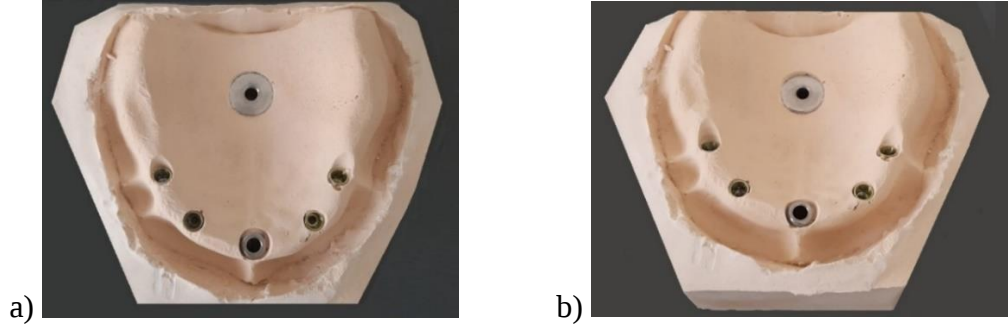
Ölçü alma işlemi için hazırlanan ana modellerden önce polivinil siloksan ölçü malzemesi ile ardından polieter ölçü malzemesi ile benzer şekilde multi-unit seviyesi açık ölçü tekniği ile ölçüler alınmıştır. Ölçü malzemeleri, üretici firmanın tavsiyelerine uygun şekilde, otomatik karıştırma cihazında hazırlanıp kaşığa yerleştirilmiş ve akıcı kıvamlı ölçü malzemesi karıştırma tabancası yardımıyla model üzerinde ölçü başlıklarının etrafına ve üzerine uygulanmıştır. Ölçü malzemesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, kaşık ana modelden ayrılmış ve açık kaşık ölçü başlıkları implant analogları ile birleştirilerek ölçüye yerleştirilmiştir. Tüm ölçü alma işlemleri aynı operatör tarafından uygulanmıştır.

3.9. Alçı Modellerin Elde Edilmesi

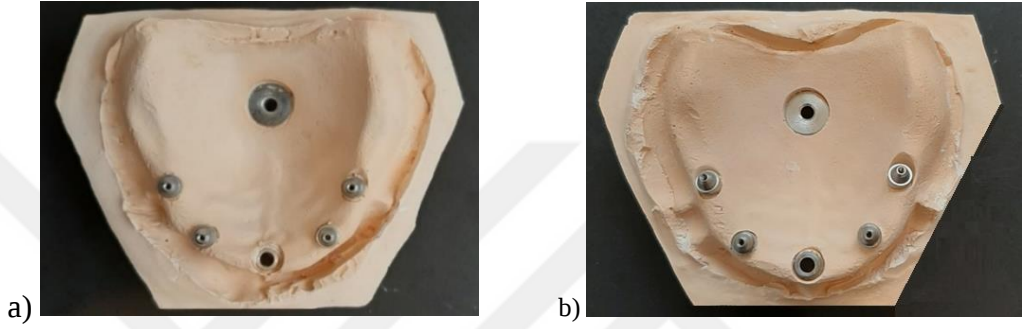
Ana modellerden ölçü alma işleminden hemen sonra, ölçüler bekletilmeden, tip 4 dental sert alçı (Elite Master, Zhermack) (Şekil 3.55), üretici firma talimatlarına uygun şekilde hazırlanarak vibratör yardımı ile ölçüler dökülmüş ve alçı dökülen ölçüler ters çevrilerek silikon kaide içerisine yerleştirilmiştir. Tip 4 sert alçı ölçülere dökülüp sertleştikten 1 saat sonra modeller ölçülerden ayrılmış ve ölçümler için her bir alçı model numaralandırılmıştır. Tüm laboratuvar prosedürleri aynı operatör tarafından yapılmıştır. Toplamda 160 adet alçı model elde edilmiştir (Şekil 3.56, Şekil 3.57, Şekil 3.58, Şekil 3.59).



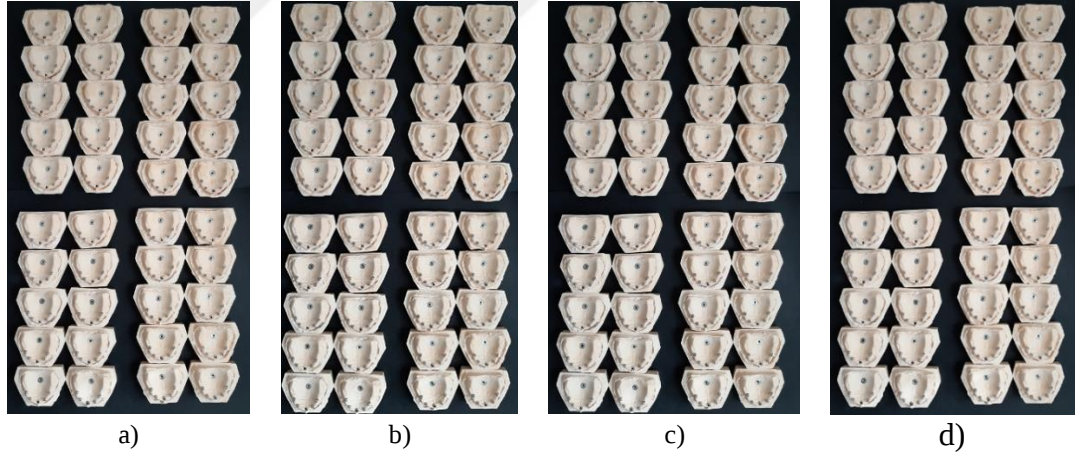
Şekil 3.55. a) Tip 4 sert alçı ve b) bol, bol kaşığı, silindirik su ölçeği, alçı için kaşık



Şekil 3.56. a) 1. ana modelden ve b) 2. ana modelden implant seviyesi ölçülerden elde edilen alçı model



Şekil 3.57. a) 1. ana modelden ve b) 2. ana modelden multi-unit seviyesi ölçülerden elde edilen alçı model



Şekil 3.58. İmplant seviyesi (a, b) ve dayanak seviyesi (c, d), kapalı ve açık kaşık ölçü tekniği kullanılarak, PVS ve PE ölçü malzemesi ile elde edilen 160 adet alçı model

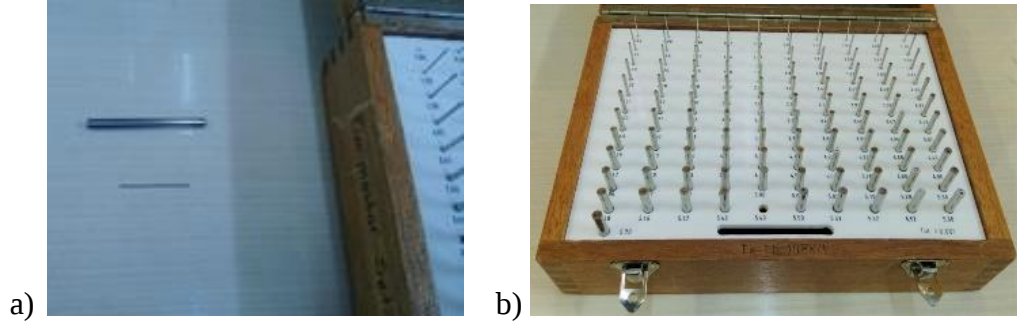
3.10. Ölçülerden Elde Edilen Modellerin CMM (Koordinat Ölçüm Makinesi) ile Ölçümlerinin Yapılması

Ölçü doğruluğunun tespit edilmesi için, akrilik rezinden hazırlanan iki ana model ve ana modellerden elde edilen 160 adet alçı modelin, üç boyutlu Koordinat Ölçüm Makinesi (CMM) kullanılarak x, y, z koordinat eksenine göre ölçümleri yapılmıştır (Şekil 3.59).



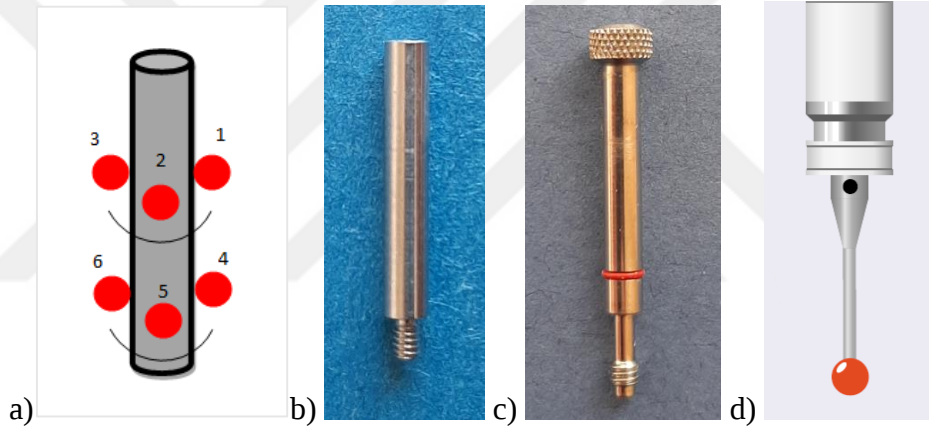
Şekil 3.59. CMM (Koordinat Ölçüm Makinesi) ve kontrol paneli

Ana modelde hazırlanan ve alçı modellere de aktarılan referans noktalarının amacı, elde edilen her alçı model tabanı ve yer düzlemi ile olan teması kusursuz düzlükte ve netlikte olamayacağından, referans noktalar arasında bir doğru oluşturmak ve ölçümü bu doğru üzerinden kalibre etmektir. CMM (Mitutoyo Crysta Apex, Amerika) ile ölçümler öncesinde referans nokta olarak görev yapacak parçalar içindeki boşluk kısma, uygun genişlikte Johnson çelik ölçü pini (Şekil 3.60) yerleştirilmiştir.



Şekil 3.60. a) Johnson çelik ölçü pini ve b) pin master seti

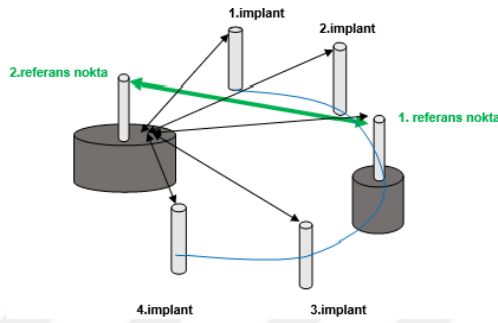
Her bir ölçü pini üzerinde, aynı yükseklikteki hayali bir çemberi takiben probun pin etrafında silindir oluşturmak üzere altı farklı noktaya teması ile her parçanın üç boyutlu konumu silindirik olarak belirlenmiştir (Şekil 3.61).



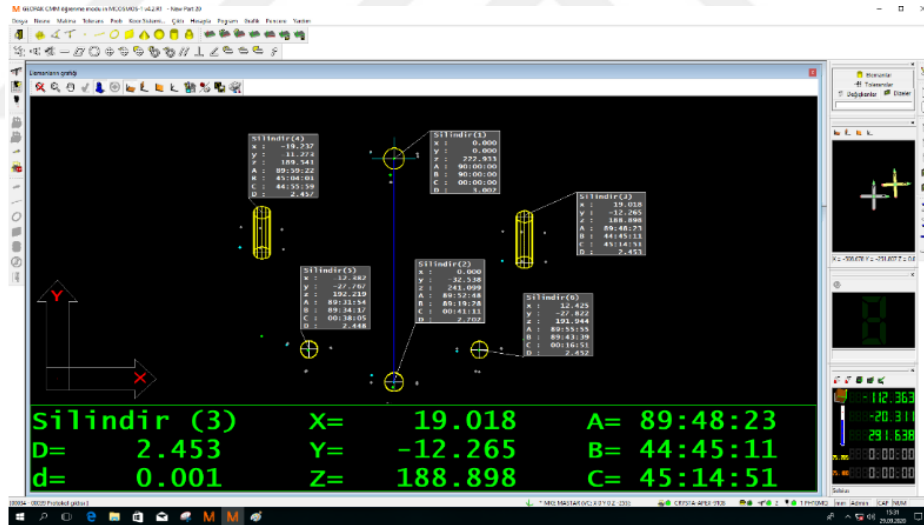
Şekil 3.61. a) Probun silindir yüzeye teması çizim görseli, b) multi-unit seviyesi açık kaşık ölçü başlığı vidası, c) implant seviyesi açık kaşık ölçü başlığı vidası, d) CMM'e ait mil ve ucundaki prob görseli

Aynı işlem her iki referans nokta üzerinde tekrar edilmiştir. Ölçümlerin yapıldığı alanın çevre şartları; ortam sıcaklığı 21 ± 3 °C, nem oranı 30 ± 10 % rH şeklinde sabit tutulmuştur. Ölçüm yapılacak modeller çevre şartlarına uyum sağlaması açısından ölçüm işleminden 24 saat önce CMM ile aynı ortamda bulundurulmuştur.

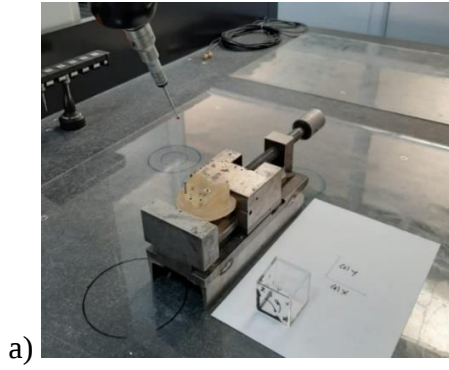
CMM programı kullanılarak 1. ve 2. referans noktaları arasında çizilen doğru yardımıyla iki referans nokta düz bir çizgi üzerinde konumlandırılmıştır. Sonra sırasıyla 1. implanttan başlayıp 4. implanta kadar, 2. referans noktada yer alan silindirin 10 mm çapa sahip taban düzlemine göre üç boyutlu konum analizi (x, y, z koordinatlarına göre) yapılmıştır (Şekil 3.62, Şekil 3.63, Şekil 3.64, Şekil 3.65, Şekil 3.66, Şekil 3.67, Şekil 3.68).



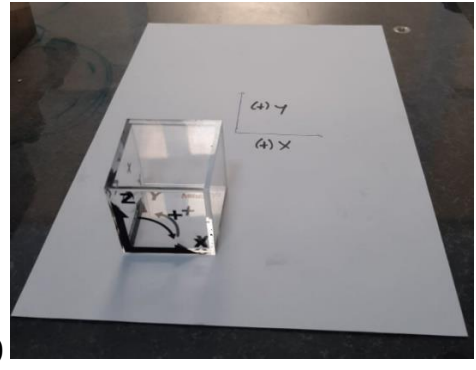
Şekil 3.62. CMM ile ölçümler sırasında implant ve referans noktalarının birbirlerine göre konumları



Şekil 3.63. CMM ile yapılan ölçüm verilerinin programdaki ekran görüntüsü

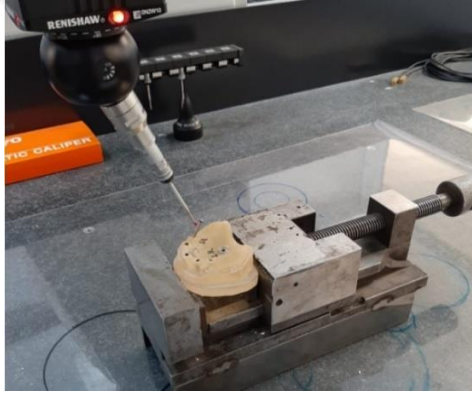


a)

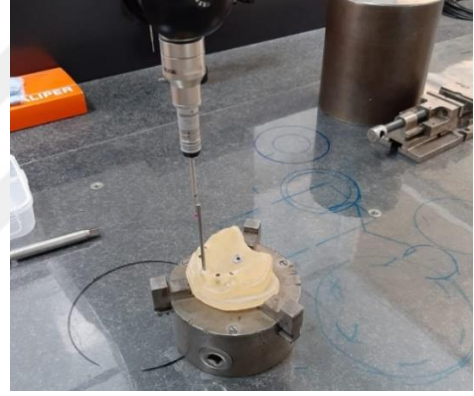


b)

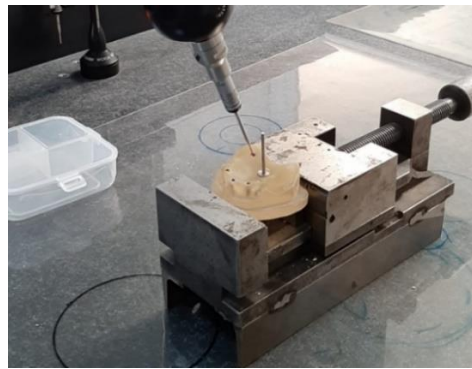
Şekil 3.64. a) Ölçüm tablasında sabitlenen ana model ve b) x, y, z yönlerinin katı modelde gösterilmesi



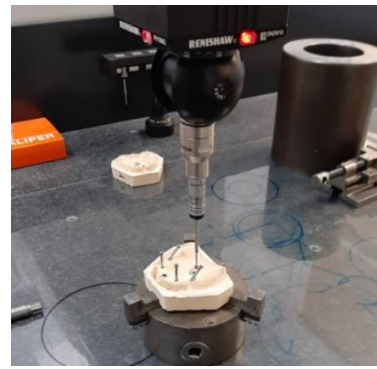
Şekil 3.65. Ana modelin CMM'de implant seviyesi ölçümü



Şekil 3.66. Ana modelin CMM'de 1. referans noktası ölçümü



Şekil 3.67. Ana modelin CMM'de 2. referans noktası ölçümü



Şekil 3.68. Alçı modelin CMM'de ölçümü

3.11. Verilerin Değerlendirilmesi ve İstatistiksel Analiz

Yapılan ölçümlerden sonra, x, y ve z eksenlerinde ana modeller ile alçı modeller arasındaki doğrusal ve açısal farklar; $\Delta \mathbf{x} = \mathbf{x}_1 - \mathbf{x}_2$, $\Delta \mathbf{y} = \mathbf{y}_1 - \mathbf{y}_2$, $\Delta \mathbf{z} = \mathbf{z}_1 - \mathbf{z}_2$, $\Delta \mathbf{A} = \mathbf{A}_1 - \mathbf{A}_2$, $\Delta \mathbf{B} = \mathbf{B}_1 - \mathbf{B}_2$, $\Delta \mathbf{C} = \mathbf{C}_1 - \mathbf{C}_2$, şeklinde belirlenmiştir. Eksenlerde doğrusal sapmaların ortalamaları için: $\Delta \mathbf{r}^2 = \Delta \mathbf{x}^2 + \Delta \mathbf{y}^2 + \Delta \mathbf{z}^2$ formülü, aynı eksenlerde açılarda meydana gelen sapmaların ortalamaları için $\Delta \mathbf{R}^2 = \Delta \mathbf{A}^2 + \Delta \mathbf{B}^2 + \Delta \mathbf{C}^2$ formülü kullanılarak hesaplamalar yapılmıştır (eksenlerde harflerin altında yer alan 1. değerler ana modeli 2. değerler alçı modeldeki sonuçları ifade etmektedir, x, y, z eksenlerine karşılık gelen açısal değerler A, B, C'dir).

Tüm özellikler için, parametrik testlerin ön şartlarından olan varyansların homojenliği ön şartı Levene testi ile, normallik ön şartı ise Shapiro-Wilk testi ile kontrol edilmiştir. Ön şartlar sağlanamadığından dolayı her bir faktörün seviye ortalamaları arasındaki farklılık geriye kalan diğer faktörlerin kombinasyonlarında ayrı ayrı parametrik olmayan istatistik yöntemlerle karşılaştırılmıştır. Faktörlerin seviye sayısı iki ise parametrik olmayan istatistik yöntemlerden Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Seviye sayısı ikiden fazla olan faktörlerin Rank ortalamaları arasındaki farklılığın belirlenmesinde ise parametrik olmayan tek yönlü varyans analizi yöntemlerinden Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır. Kruskal-Wallis testi sonrasında faktörlerin seviyelerinin Rank ortalamaları arasındaki farklılıkların belirlenmesinde parametrik olmayan çoklu karşılaştırma yöntemlerinden Bonferroni-Dunn testi kullanılmıştır. Bonferroni-Dunn testi sonuçları Rank ortalamaları üzerinde latin harfleriyle gösterilmiştir. Aynı harf taşıyan Rank ortalamaları arasındaki farklılıklar istatistik olarak önemli değilken, aynı harf taşımayan Rank ortalamaları yani faktör seviyeleri istatistiksel olarak önemlidir (Tip I hata oranı 0,05 olarak alınmıştır).

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında, ana modellere göre meydana gelen x, y, z, yönündeki açısal ve doğrusal sapmalar CMM ile ölçülmüştür. Çıkan sonuçlar doğrusal sapma miktarları Δx , Δy , Δz ve Δr olarak μm cinsinden ifade edilmiş, aynı eksenlerde açılarda meydana gelen sapma miktarları ise ΔA , ΔB , ΔC ve ΔR olarak **derece (°)** cinsinden tablo ve grafiklerde ifade edilmiştir. Genel değerlendirmeler Δr (**ortalama doğrusal sapma**) ve ΔR (**ortalama açısal sapma**) değerleri üzerinden yapılmıştır. Çalışmada her bir özelliğe ait test parametreleri (Çizelge 4.1) ve tanıttıcı istatistikler (Çizelge 4.2) tablolar halinde sunulmuştur. Tablolarda yer alan değişkenler ve kısaltmalar şunlardır:

- **Açılanma:** 1; 30° Açılı posterior implantlar, 2; 45° Açılı posterior implantlar, 3; Anterior düz implantlar
- **Ölçü Seviyesi (Ö.S.):** 1; İmplant seviyesi ölçü (İ.S.), 2; Multi-unit seviyesi ölçü (M.S.)
- **Ölçü Tekniği (Ö.T.):** 1; Açık kaşık ölçü tekniği (A.K.), 2; Kapalı kaşık ölçü tekniği (K.K.)
- **Ölçü Malzemesi (Ö.M.):** 1; Polieter (PE), 2; Polivinil siloksan (PVS)
- Δr : Ortalama doğrusal sapma değeri, ΔR : Ortalama açısal sapma değeri

Çizelge 4.1. Testte değerlendirilen parametreler

		N
Açılanma (Açı.)	1 (Pos.30° açı.)	160
	2 (Pos.45° açı.)	160
	3 (Ant. Düz)	320
Ölçü Seviyesi (Ö.S.)	1 (İmplant seviyesi)	320
	2 (Multi-unit seviyesi)	320
Ölçü Tekniği (Ö.T.)	1 (Açık kaşık)	320
	2 (Kapalı kaşık)	320
Ölçü Malzemesi (Ö.M.)	1 (Polieter)	320
	2 (Polivinil Siloksan)	320

Çizelge 4.2.Tanıtıcı istatistikler

Açılanma					Ortalama	Std. Sapma
Δr	Pos.30° aç.	i.S.	A.K.	PE	6912,48	2356,61
				PVS	11221,46	3640,23
			K.K.	PE	9732,51	2501,80
				PVS	12683,01	2852,19
		M.S.	A.K.	PE	3716,70	3208,05
				PVS	6147,94	3149,81
			K.K.	PE	3571,33	2434,59
				PVS	3794,65	2467,68
	Pos.45° aç.	i.S.	A.K.	PE	4988,49	3632,89
				PVS	7294,77	2952,79
			K.K.	PE	4633,18	3025,37
				PVS	7886,11	2880,62
		M.S.	A.K.	PE	3686,86	1929,95
				PVS	4025,76	2902,98
			K.K.	PE	3421,78	2956,44
				PVS	4368,81	1656,59
	Ant. Düz	i.S.	A.K.	PE	3610,21	1285,25
				PVS	4259,01	2267,86
			K.K.	PE	3686,30	1672,60
				PVS	4100,51	1815,37
		M.S.	A.K.	PE	3975,57	4147,50
				PVS	3141,09	2481,01
			K.K.	PE	4173,04	2635,54
				PVS	3280,54	2613,31
ΔR	Pos.30° aç.	i.S.	A.K.	PE	1,13	0,46
				PVS	1,31	0,38
			K.K.	PE	1,21	0,39
				PVS	1,67	0,23
		M.S.	A.K.	PE	0,80	0,13
				PVS	0,86	0,18
			K.K.	PE	0,88	0,39
				PVS	1,13	0,34
	Pos.45° aç.	i.S.	A.K.	PE	1,57	0,30
				PVS	1,61	0,53
			K.K.	PE	1,38	0,50
				PVS	1,65	0,56
		M.S.	A.K.	PE	0,88	0,33
				PVS	0,92	0,28
			K.K.	PE	1,29	0,46
				PVS	1,32	0,46
	Ant. Düz	i.S.	A.K.	PE	0,72	0,29
				PVS	0,64	0,25
			K.K.	PE	0,79	0,34
				PVS	0,86	0,35
		M.S.	A.K.	PE	0,60	0,23
				PVS	0,61	0,22
			K.K.	PE	0,64	0,32
				PVS	0,82	0,39

Kovaryans matrisinin homojenliği Box testi ile test edilmiştir (Çizelge 4.3). Sonuç istatistiksel olarak anlamlı çıktığı için verilerin homojen dağılım göstermediği tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Çizelge 4.3. Box testi

Box's M	6421,62
F	6,70
df1	828,00
df2	92344,02
Sig.	0,00

Her bir bağımlı değişken için, gruplar arası varyansların homojenliğini belirlemede Levene testi uygulanmıştır ve varyansların homojen dağılım sergilemediği tespit edilmiştir ($p<0,05$) (Çizelge 4.4).

Çizelge 4.4. Levene Testi

	F	df1	df2	Sig.
Δx	7,15	23	616	,000
Δy	6,02	23	616	,000
Δz	4,46	23	616	,000
Δr	4,34	23	616	,000
ΔA	6,10	23	616	,000
ΔB	13,13	23	616	,000
ΔC	6,95	23	616	,000
ΔR	5,31	23	616	,000

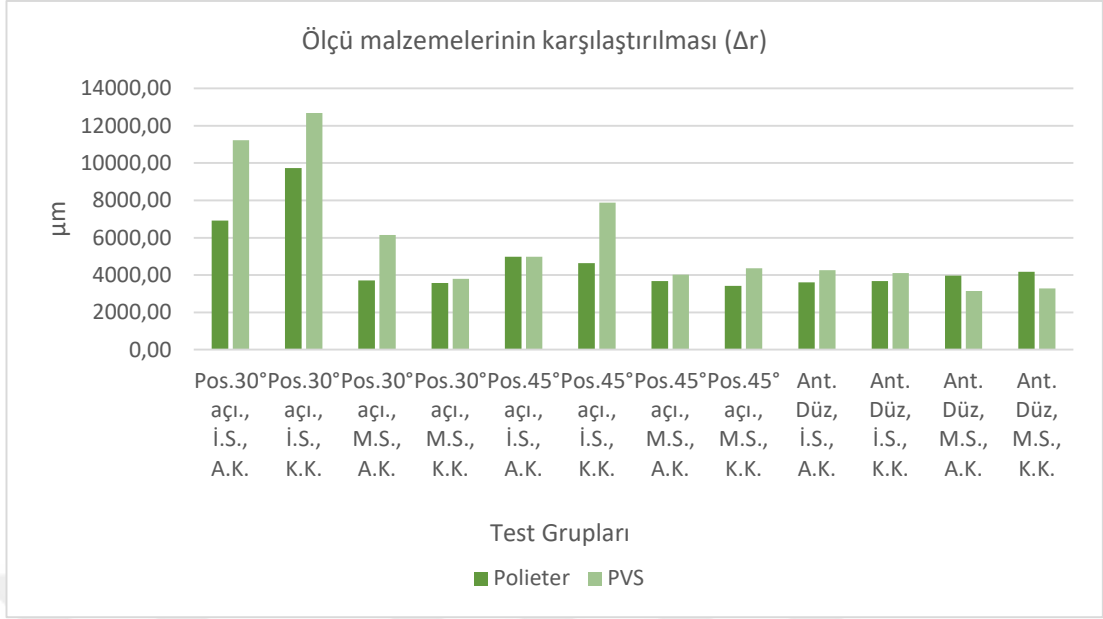
Verilerin normal dağılıma uygun olup olmadığını ortaya koymak amacıyla, Shapiro–Wilk normallik testleri uygulanmıştır (Çizelge 4.5). Sonuçların çoğunlukla normal olmayan bir dağılım gösterdiği tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Çizelge 4.5. Shapiro-Wilk normallik testi

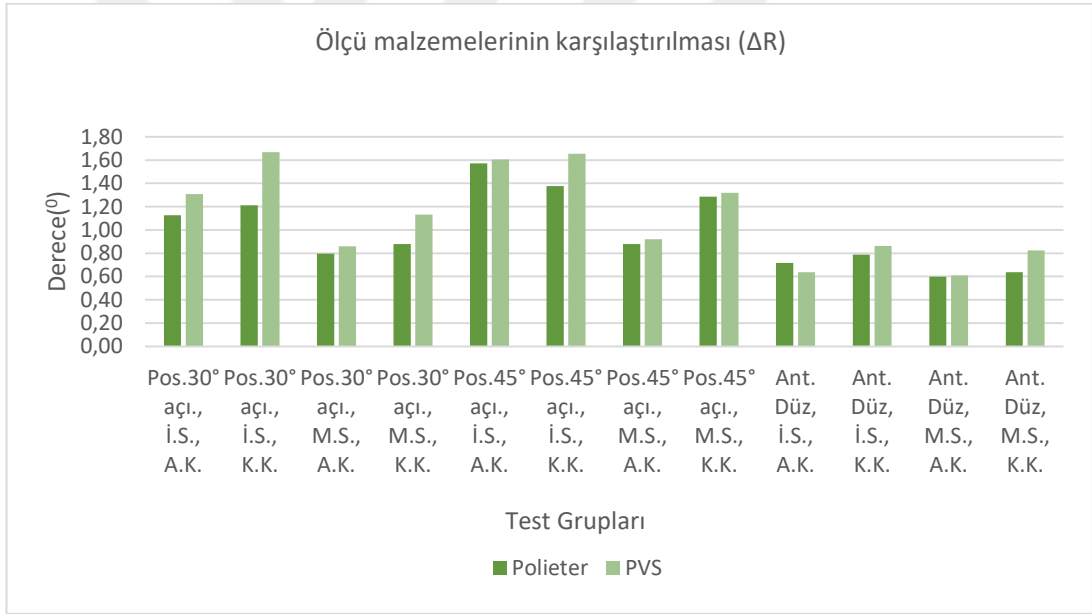
Açılanma		Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.
Δx	Pos.30° açıl.	0,93	160	,000
	Pos.45° açıl.	0,34	160	,000
	Ant. Düz	0,65	320	,000
Δy	Pos.30° açıl.	0,91	160	,000
	Pos.45° açıl.	0,97	160	,005
	Ant. Düz	0,39	320	,000
Δz	Pos.30° açıl.	0,92	160	,000
	Pos.45° açıl.	0,97	160	,001
	Ant. Düz	0,98	320	,000
Δr	Pos.30° açıl.	0,95	160	,000
	Pos.45° açıl.	0,92	160	,000
	Ant. Düz	0,89	320	,000
ΔA	Pos.30° açıl.	0,98	160	,007
	Pos.45° açıl.	0,99	160	,273
	Ant. Düz	0,99	320	,065
ΔB	Pos.30° açıl.	0,97	160	,001
	Pos.45° açıl.	0,96	160	,000
	Ant. Düz	0,97	320	,000
ΔC	Pos.30° açıl.	0,95	160	,000
	Pos.45° açıl.	0,98	160	,016
	Ant. Düz	0,99	320	,041
ΔR	Pos.30° açıl.	0,98	160	,006
	Pos.45° açıl.	0,97	160	,001
	Ant. Düz	0,98	320	,000

3.1. Ölçü Malzemesi Özelliği ile İlgili Bulgular

Bu tez çalışmasında, polieter ve polivinil siloksan olmak üzere iki farklı ölçü malzemesi kullanılmıştır. Veriler üzerinde Mann-Whitney U testi kullanılarak, ölçülerde x, y ve z eksenlerinde meydana gelen doğrusal ve açısal sapma miktarlarına göre, ölçü malzemeleri karşılaştırıldığında elde edilen sonuçlar Şekil 4.1 ve Çizelge 4.6'daki gibidir. Tabloda istatistiksel olarak anlamlı çıkan gruplar, * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$ işaretlenmiş ve ayrı renkte gösterilmiştir.



a)



b)

Şekil 4. 1. Ölçü malzemelerinin karşılaştırılmasını gösteren grafikler (a, Δr ; b, ΔR)

Çizelge 4.6. Mann-Whitney U testi: Ölçü malzemelerinin karşılaştırılması

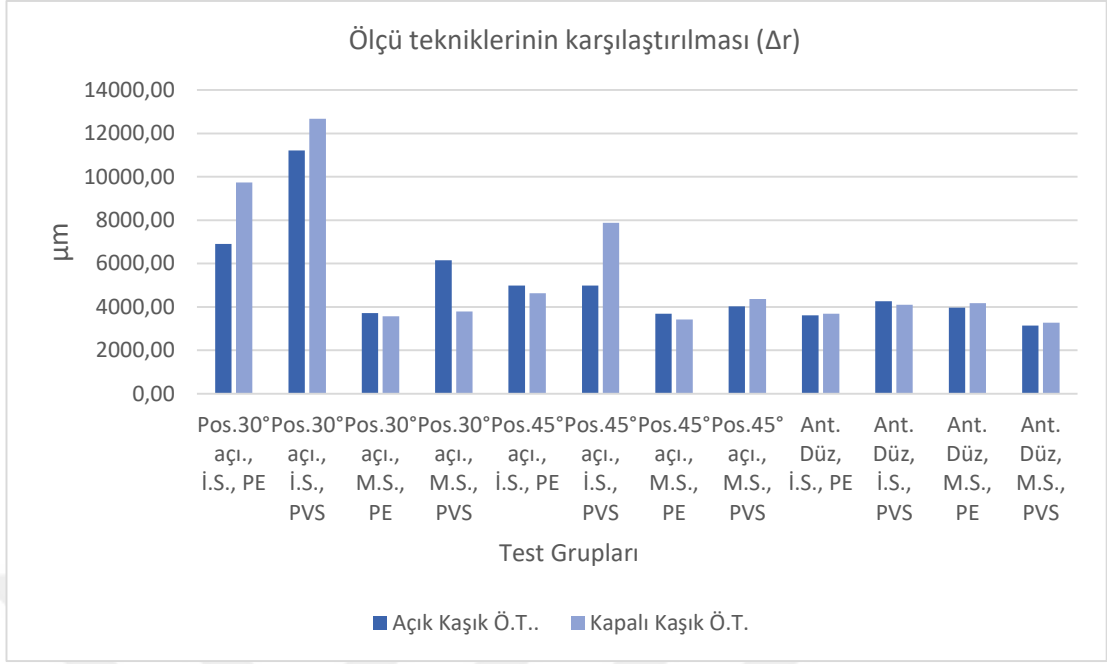
Açı.	Ö.S.	Ö.T.		Δx	Δy	Δz	Δr	ΔA	ΔB	ΔC	ΔR
Pos.30° açı.	İ.S.	A.K.	u	159,00	165,00	99,00	100,00	104,00	83,00	102,00	149,00
			z	-1,11	-0,95	-2,73	-2,71	-2,60	-3,16	-2,65	-1,38
			p	,277	,355	,006*	,006*	,009*	,001*	,007*	,174
Pos.30° açı.	İ.S.	K.K.	u	173,50	166,00	71,00	72,00	166,00	145,00	154,00	66,00
			z	-0,72	-0,92	-3,49	-3,46	-0,92	-1,49	-1,24	-3,62
			p	,478	,369	,000**	,000**	,369	,142	,221	,000**
Pos.30° açı.	M.S.	A.K.	u	187,00	171,00	112,00	110,00	112,00	89,00	149,00	157,00
			z	-0,35	-0,78	-2,38	-2,43	-2,38	-3,00	-1,38	-1,16
			p	,738	,445	,017	,014	,017	,002*	,174	,253
Pos.30° açı.	M.S.	K.K.	u	179,50	104,00	173,00	177,00	174,00	141,00	128,00	129,00
			z	-0,55	-2,60	-0,73	-0,62	-0,70	-1,60	-1,95	-1,92
			p	,583	,009*	,478	,547	,495	,114	,052	,056
Pos.45° açı.	İ.S.	A.K.	u	182,00	165,50	117,00	137,00	59,00	120,00	102,00	163,00
			z	-0,49	-0,93	-2,25	-1,70	-3,82	-2,17	-2,65	-1,00
			p	,640	,355	,024*	,091	,000**	,030*	,007*	,327
Pos.45° açı.	İ.S.	K.K.	u	121,50	146,00	80,00	80,00	155,00	179,50	199,00	143,00
			z	-2,12	-1,46	-3,25	-3,25	-1,22	-0,55	-0,03	-1,54
			p	,033*	,149	,001*	,001*	,231	,583	,989	,127
Pos.45° açı.	M.S.	A.K.	u	192,50	152,00	193,00	198,00	118,00	166,00	179,00	170,00
			z	-0,20	-1,30	-0,19	-0,05	-2,22	-0,92	-0,57	-0,81
			p	,841	,201	,862	,968	,026*	,369	,583	,429
Pos.45° açı.	M.S.	K.K.	u	160,00	101,50	133,00	125,00	167,00	134,00	170,00	186,00
			z	-1,08	-2,66	-1,81	-2,03	-0,89	-1,79	-0,81	-0,38
			p	,289	,007*	,072	,043*	,383	,076	,429	,718
Ant. Düz	İ.S.	A.K.	u	658,50	513,00	513,50	650,00	730,00	798,00	725,00	638,00
			z	-1,36	-2,76	-2,76	-1,44	-0,67	-0,02	-0,72	-1,56
			p	0,17	0,01*	0,01*	0,15	0,50	0,98	0,47	0,12
Ant. Düz	İ.S.	K.K.	u	731,00	555,50	726,00	740,00	780,50	738,50	754,00	720,00
			z	-0,66	-2,35	-0,71	-0,58	-0,19	-0,59	-0,44	-0,77
			p	0,51	0,02*	0,48	0,56	0,85	0,55	0,66	0,44
Ant. Düz	M.S.	A.K.	u	721,00	628,00	768,00	726,00	625,00	727,50	659,50	787,00
			z	-0,76	-1,66	-0,31	-0,71	-1,68	-0,70	-1,35	-0,13
			p	0,45	0,10	0,76	0,48	0,09	0,49	0,18	0,90
Ant. Düz	M.S.	K.K.	u	782,50	763,50	664,00	613,00	758,50	637,00	777,00	565,00
			z	-0,17	-0,35	-1,31	-1,80	-0,40	-1,57	-0,22	-2,26
			p	0,87	0,73	0,19	0,07	0,69	0,12	0,82	0,02*

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$ ise istatistiksel olarak anlamlıdır.

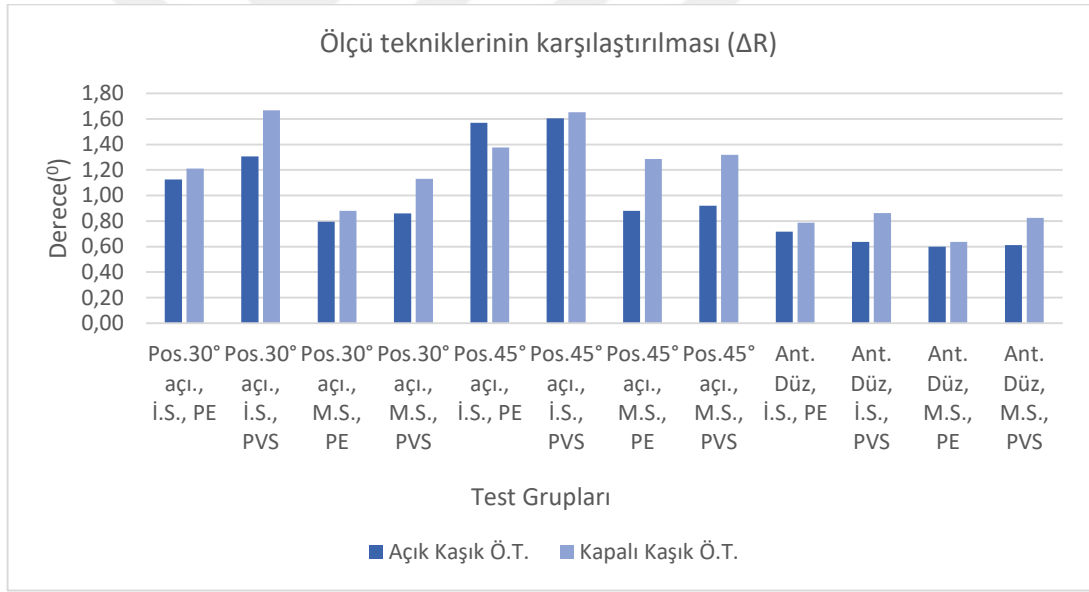
Ölçü malzemelerine göre Mann-Whitney U testi sonucunda, Δr ve ΔR değerleri açısından çalışmada elde edilen Rank ortalamaları arasındaki farklar değerlendirildiğinde şu sonuçlar ortaya çıkmıştır. Çalışmanın geneli değerlendirildiğinde Δr ve ΔR değerleri açısından, PE ölçü malzemesi PVS ölçü malzemesine göre daha az sapma oranı göstermiştir (Şekil 4.1). Bu durumun istisnası olarak, anteriorda yer alan düz implantlardan multi-unit seviyesinde açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü teknikleri kullanılarak elde edilen ölçülerde Δr değeri istatistiksel olarak anlamlı değildir. Ayrıca anteriorda yer alan düz implantlardan implant seviyesinde açık kaşık ölçü teknikleri kullanılarak elde edilen ölçülerde Δr ve ΔR değerleri istatistiksel olarak anlamlı değildir. ΔR değerine göre genel olarak PE ve PVS ölçü malzemelerinin her ikisi de açık kaşık ölçü tekniği ile kullanıldığında ölçülerde daha doğru sonuçlar elde edilmiştir. Bu duruma ΔR değerlerine göre istisna gösteren grup, posteriora 45° açılanma gösteren implantlardan PE ölçü malzemesi kullanılarak implant seviyesinde açık kaşık ölçü tekniği ile ölçü elde edilen grup olmuştur, bu grupta Δr ve ΔR değerleri istatistiksel olarak anlamlı sonuç göstermemiştir (Δz , ΔA , ΔB ve ΔC değerleri istatistiksel olarak anlamlıdır) (Çizelge 4.6).

3.2. Ölçü Tekniği Özelliği ile İlgili Bulgular

Bu tez çalışmasında, açık kaşık ölçü tekniği ve kapalı kaşık ölçü tekniği olmak üzere iki farklı ölçü tekniği kullanılmıştır. Veriler üzerinde Mann-Whitney U testi kullanılarak, ölçülerde x, y ve z eksenlerinde meydana gelen doğrusal ve açısal sapma miktarlarına göre, ölçü teknikleri karşılaştırıldığında elde edilen sonuçlar Şekil 4.2 ve Çizelge 4.7 'deki gibidir. Tabloda istatistiksel olarak anlamlı çıkan gruplar, * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$ işaretlenmiş ve ayrı renkte gösterilmiştir.



a)



b)

Şekil 4.2. Ölçü tekniklerinin karşılaştırılmasını gösteren grafikler (a, Δr ; b, ΔR)

Çizelge 4.7. Mann-Whitney U testi: Ölçü tekniklerinin karşılaştırılması

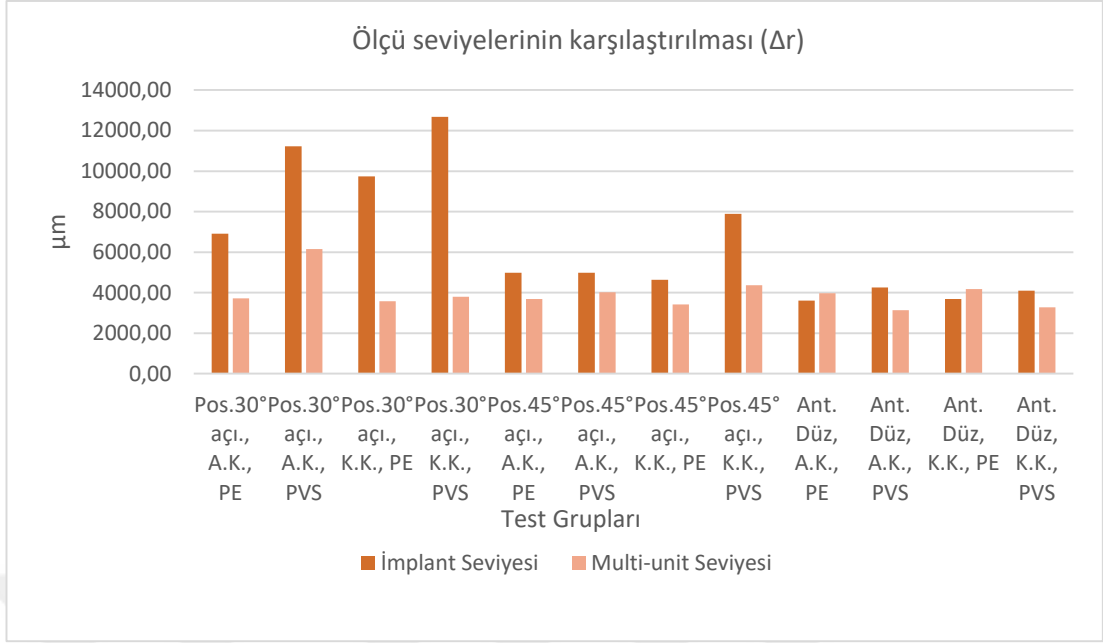
Açı.	Ö.S.	Ö.M.		Δx	Δy	Δz	Δr	ΔA	ΔB	ΔC	ΔR
Pos.30°açı.	İ.S.	PE	u	198,50	59,00	106,00	105,00	196,00	74,00	84,00	180,00
			z	-0,04	-3,81	-2,54	-2,57	-0,11	-3,41	-3,14	-0,54
			p	,968	,000**	,010*	,009*	,925	,000**	,001*	,602
Pos.30°açı.	İ.S.	PVS	u	193,00	92,00	139,00	141,00	187,50	113,00	145,00	81,00
			z	-0,19	-2,92	-1,65	-1,60	-0,34	-2,35	-1,49	-3,22
			p	,862	,003*	,102	,114	,738	,018	,142	,001*
Pos.30°açı.	M.S.	PE	u	188,00	18,00	186,00	190,00	173,00	80,00	163,00	191,00
			z	-0,32	-4,92	-0,38	-0,27	-0,73	-3,25	-1,00	-0,24
			p	,758	,000**	,718	,799	,478	,001*	,327	,820
Pos.30°açı.	M.S.	PVS	u	199,00	84,00	106,00	106,00	105,00	93,00	110,00	77,00
			z	-0,03	-3,14	-2,54	-2,54	-2,57	-2,89	-2,43	-3,33
			p	,989	,001*	,010*	,010*	,009*	,003*	,014*	,001*
Pos.45°açı.	İ.S.	PE	u	154,00	141,50	194,00	184,00	29,50	130,00	198,00	148,00
			z	-1,25	-1,58	-0,16	-0,43	-4,61	-1,90	-0,05	-1,41
			p	,221	,114	,883	,678	,000**	,060	,968	,165
Pos.45°açı.	İ.S.	PVS	u	150,00	113,00	168,00	163,00	113,00	84,00	110,00	191,00
			z	-1,35	-2,35	-0,87	-1,00	-2,35	-3,14	-2,44	-0,24
			p	,183	,018*	,398	,327	,018*	,001*	,014*	,820
Pos.45°açı.	M.S.	PE	u	145,50	32,00	132,00	167,00	127,00	111,50	132,00	100,00
			z	-1,47	-4,54	-1,84	-0,89	-1,97	-2,39	-1,84	-2,71
			p	,142	,000**	,068	,383	,049*	,015*	,068	,006*
Pos.45°açı.	M.S.	PVS	u	119,50	24,00	170,00	174,00	166,00	46,00	81,00	94,00
			z	-2,18	-4,76	-0,81	-0,70	-0,92	-4,17	-3,22	-2,87
			p	,028*	,000**	,429	,495	,369	,000**	,001*	,004*
Ant. Düz	İ.S.	PE	u	680,00	661,00	632,00	778,00	757,00	627,50	797,00	717,00
			z	-1,15	-1,34	-1,62	-0,21	-0,41	-1,66	-0,03	-0,80
			p	0,25	0,18	0,11	0,83	0,68	0,10	0,98	0,42
Ant. Düz	İ.S.	PVS	u	686,00	749,00	732,50	728,00	702,00	601,50	766,50	468,00
			z	-1,10	-0,49	-0,65	-0,69	-0,94	-1,91	-0,32	-3,19
			p	0,27	0,62	0,52	0,49	0,35	0,06	0,75	0,00**
Ant. Düz	M.S.	PE	u	668,00	262,50	654,00	656,00	796,50	755,00	590,00	786,00
			z	-1,27	-5,17	-1,40	-1,39	-0,03	-0,43	-2,02	-0,13
			p	0,20	0,00**	0,16	0,17	0,97	0,66	0,04*	0,89
Ant. Düz	M.S.	PVS	u	749,00	475,00	752,00	775,00	589,00	587,50	759,00	524,00
			z	-0,49	-3,13	-0,46	-0,24	-2,03	-2,04	-0,39	-2,66
			p	0,62	0,00**	0,64	0,81	0,04*	0,04*	0,69	0,01*

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$ ise istatistiksel olarak anlamlıdır.

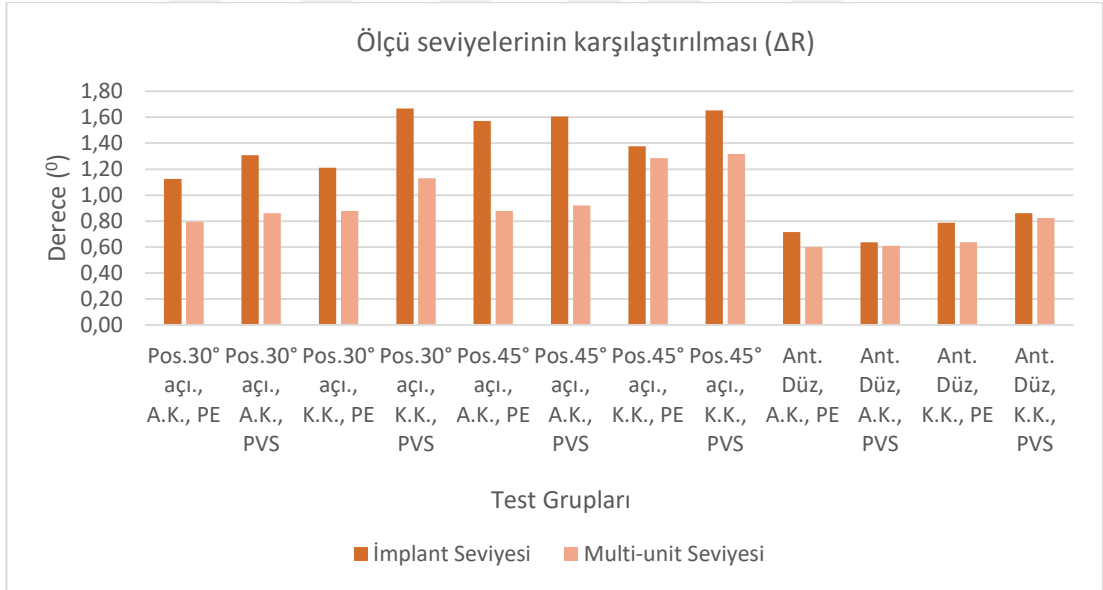
Ölçü tekniklerine göre Mann-Whitney U testi sonucunda, Δr ve ΔR değerleri açısından çalışmada elde edilen Rank ortalamaları arasındaki farklar değerlendirildiğinde şu sonuçlar ortaya çıkmıştır. Çalışmanın geneli değerlendirildiğinde özellikle ΔR değerleri açısından, açık kaşık ölçü tekniği kapalı kaşık ölçü tekniğine göre daha az sapma oranı göstermiştir (Şekil 4.2). Bu durumun istisnası olarak, posteriorda yer alan 45° açılanma gösteren implantlarda implant seviyesinde PE ölçü malzemesi kullanılarak elde edilen ölçülerde Δr ve ΔR değerleri istatistiksel olarak anlamlı değildir (Çizelge 4.7) Ayrıca çalışmanın geneli değerlendirildiğinde her implant açılanma grubu için, multi-unit seviyesinde açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü teknikleri kullanılarak alınan ölçülerde implant seviyesindeki ölçülere göre sapma oranı azalma göstermiştir.

3.3. Ölçü Seviyesi Özelliği ile İlgili Bulgular

Bu tez çalışmasında, implant seviyesi ve multi-unit seviyesi olmak üzere iki farklı ölçü alma seviyesi kullanılmıştır. Veriler üzerinde Mann-Whitney U testi kullanılarak, ölçülerde x, y ve z eksenlerinde meydana gelen doğrusal ve açısal sapma miktarlarına göre, ölçü seviyeleri karşılaştırıldığında elde edilen sonuçlar Şekil 4.3 ve Çizelge 4.8'deki gibidir. Tabloda istatistiksel olarak anlamlı çıkan gruplar, * $p<0,05$, ** $p<0,01$ işaretlenmiş ve ayrı renkte gösterilmiştir.



a)



b)

Şekil 4.3. Ölçü seviyelerinin karşılaştırılmasını gösteren grafikler (a, Δr ; b, ΔR)

Çizelge 4.8. Mann-Whitney U testi: Ölçü seviyelerinin karşılaştırılması

Açı.	Ö.T.	Ö.M.		Δx	Δy	Δz	Δr	ΔA	ΔB	ΔC	ΔR
Pos.30° açı.	A.K.	PE	u	150,50	19,00	0,00	119,00	107,00	123,00	143,00	124,00
			z	-1,34	-4,90	-5,41	-2,19	-2,52	-2,08	-1,54	-2,06
			p	,183	,000**	,000**	,028*	,011*	,038*	,127	,040*
Pos.30°açı.	A.K.	PVS	u	172,00	47,00	0,00	60,00	7,00	50,00	166,00	60,00
			z	-0,76	-4,14	-5,41	-3,79	-5,22	-4,06	-0,92	-3,79
			p	,461	,000**	,000**	,000**	,000**	,000**	,369	,000**
Pos.30°açı.	K.K.	PE	u	136,50	91,00	0,00	24,00	25,00	55,00	95,00	115,00
			z	-1,72	-2,95	-5,41	-4,76	-4,73	-3,92	-2,84	-2,30
			p	,086	,003*	,000**	,000**	,000**	,000**	,004*	,021*
Pos.30° açı.	K.K.	PVS	u	184,00	179,00	0,00	4,00	136,00	0,00	36,00	19,00
			z	-0,43	-0,57	-5,41	-5,30	-1,73	-5,41	-4,44	-4,90
			p	,678	,583	,000**	,000**	,086	,000*	,000**	,000**
Pos.45° açı.	A.K.	PE	u	162,00	137,00	100,00	199,00	39,00	81,00	139,00	34,00
			z	-1,03	-1,70	-2,71	-0,03	-4,36	-3,22	-1,65	-4,49
			p	,314	,091	,006*	,989	,000**	,001*	,102	,000**
Pos.45° açı.	A.K.	PVS	u	152,00	126,00	35,00	84,00	186,00	13,00	55,00	68,00
			z	-1,30	-2,00	-4,46	-3,14	-0,38	-5,06	-3,92	-3,57
			p	,201	,046*	,000**	,001*	,718	,000**	,000**	,000**
Pos.45° açı.	K.K.	PE	u	175,50	86,00	20,00	130,00	94,00	130,00	86,00	186,00
			z	-0,66	-3,08	-4,87	-1,89	-2,87	-1,89	-3,08	-0,38
			p	,512	,002*	,000**	,060	,004*	,060	,002*	,718
Pos.45° açı.	K.K.	PVS	u	58,00	85,00	43,00	66,00	165,00	126,00	94,00	144,00
			z	-3,84	-3,11	-4,25	-3,62	-0,95	-2,00	-2,87	-1,51
			p	,000**	,001*	,000**	,000**	,355	,046*	,004*	,134
Ant. Düz	A.K.	PE	u	637,50	439,50	467,00	638,00	781,00	705,00	687,00	576,00
			z	-1,56	-3,47	-3,20	-1,56	-0,18	-0,91	-1,09	-2,16
			p	0,12	0,00**	0,00**	0,12	0,85	0,36	0,28	0,03*
Ant. Düz	A.K.	PVS	u	776,00	752,50	318,00	613,00	548,00	770,00	768,00	785,00
			z	-0,23	-0,46	-4,64	-1,80	-2,43	-0,29	-0,31	-0,14
			p	0,82	0,65	0,00**	0,07*	0,02*	0,77	0,76	0,89
Ant. Düz	K.K.	PE	u	671,00	419,00	314,00	784,00	730,00	730,00	686,00	584,00
			z	-1,24	-3,67	-4,68	-0,15	-0,67	-0,67	-1,10	-2,08
			p	0,21	0,00**	0,00**	0,88	0,50	0,50	0,27	0,04*
Ant. Düz	K.K.	PVS	u	788,00	404,00	367,50	569,00	727,00	792,00	754,00	769,00
			z	-0,12	-3,81	-4,16	-2,22	-0,70	-0,08	-0,44	-0,30
			p	0,91	0,00**	0,00**	0,03*	0,48	0,94	0,66	0,77

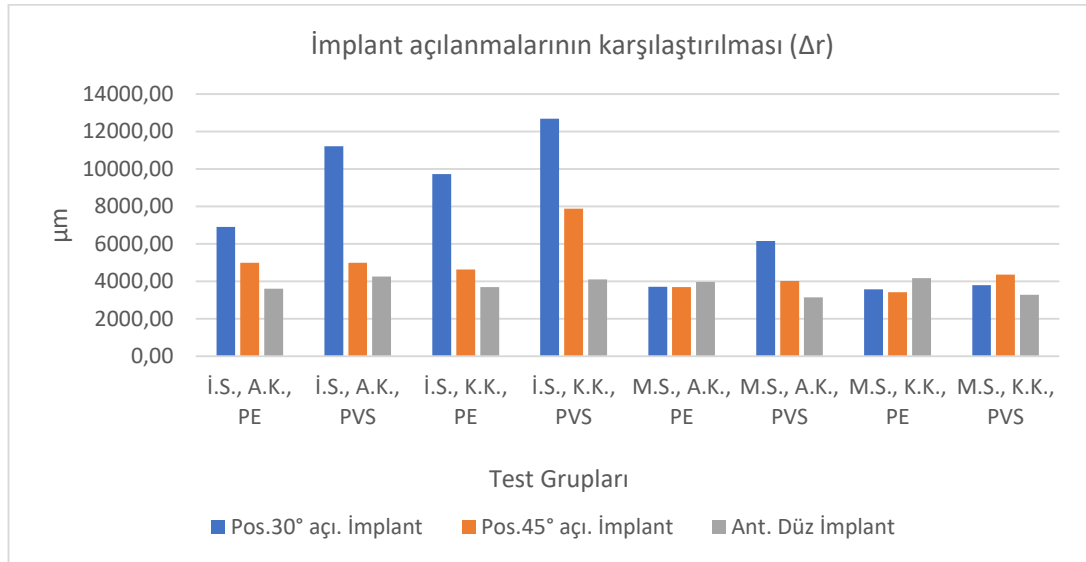
* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$ ise istatistiksel olarak anlamlıdır.

Ölçü seviyelerine göre Mann-Whitney U testi sonucunda, Δr ve ΔR değerleri açısından çalışmada elde edilen Rank ortalamaları arasındaki farklar değerlendirildiğinde şu sonuçlar ortaya çıkmıştır. Çalışmanın geneli değerlendirildiğinde özellikle Δr ve ΔR değerleri açısından, implant seviyesinde elde

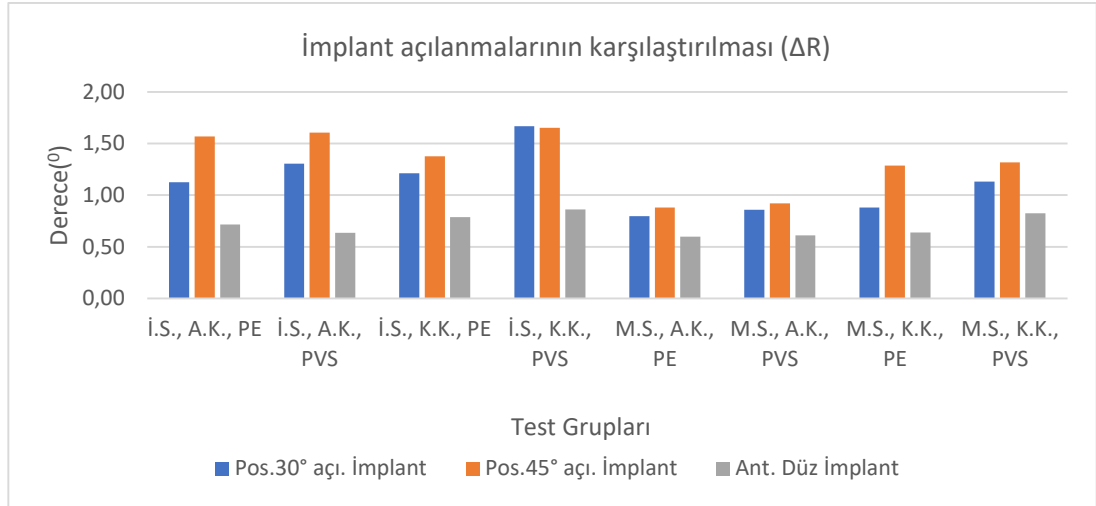
edilen ölçüler, multi-unit seviyesinde elde edilen ölçülere göre daha fazla sapma oranı göstermiştir (Şekil 4.3). Bu durumun istisnası olarak, anteriorda yer alan düz implantlardan, multi-unit seviyesinde açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü teknikleri ile PE ölçü malzemesi kullanılarak elde edilen ölçülerde, Δr değerleri istatistiksel olarak anlamlı değilken, ΔR değerleri istatistiksel olarak anlamlıdır (Şekil 4.8).

3.4. İmplant Açılanmaları ile İlgili Bulgular

Bu tez çalışmasında, 30° ve 45° açılı posterior implantlar ile anterior düz implantlar olmak üzere üç farklı grup değerlendirilmiştir. Veriler üzerinde Kruskal-Wallis testi kullanılarak, ölçülerde x, y ve z eksenlerinde meydana gelen doğrusal ve açısal sapma miktarlarına göre, açılanma özellikleri karşılaştırıldığında elde edilen sonuçlar Şekil 4.4 ve Çizelge 4.9'daki gibidir. Tabloda istatistiksel olarak anlamlı çıkan gruplar, * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$ işaretlenmiş ve ayrı renkte gösterilmiştir. Sonrasında Bonferroni-Dunn testine göre Δr ve ΔR değerleri için Rank ortalamalarının karşılaştırılması yapılmıştır sonuçlar Çizelge 4.10 'daki gibidir.



a)



b)

Şekil 4. 4. İmplant açılanmalarının karşılaştırılmasını gösteren grafikler (a, Δr ; b, ΔR)

Çizelge 4.9. Kruskal-Wallis testi, açılanma özelliklerinin karşılaştırılması

Ölçü seviyesi	Ölçü tekniği	Ölçü malzemesi		Δx	Δy	Δz	Δr	ΔA	ΔB	ΔC	ΔR
İmplant seviyesi	Açık kaşık	Polieter	χ²	1,03	16,25	31,32	27,50	16,54	24,12	13,63	39,94
			p	0,60	0,00**	0,00**	0,00**	0,00**	0,00**	0,00**	
İmplant seviyesi	Açık kaşık	Polivinil siloksan	χ²	3,02	2,30	38,68	38,29	9,46	36,69	16,81	44,49
			p	0,22	0,32	0,00**	0,00**	0,01*	0,00**	0,00**	0,00**
İmplant seviyesi	Kapalı kaşık	Polieter	χ²	0,58	17,55	37,90	38,06	14,55	4,34	8,43	22,21
			p	0,75	0,00**	0,00**	0,00**	0,00**	0,11	0,01*	0,00**
İmplant seviyesi	Kapalı kaşık	Polivinil siloksan	χ²	9,77	8,96	49,05	48,97	2,25	13,83	11,94	41,86
			p	0,01*	0,01*	0,00**	0,00**	0,33	0,00**	0,00**	0,00**
Multi-unit seviyesi	Açık kaşık	Polieter	χ²	0,06	32,80	9,17	0,81	17,71	0,29	20,00	15,72
			p	0,97	0,00**	0,01*	0,67	0,00**	0,87	0,00**	0,00**
Multi-unit seviyesi	Açık kaşık	Polivinil siloksan	χ²	0,10	29,37	26,19	12,94	30,53	22,34	3,32	22,85
			p	0,95	0,00**	0,00**	0,00**	0,00**	0,00**	0,19	0,00**
Multi-unit seviyesi	Kapalı kaşık	Polieter	χ²	2,37	14,43	3,17	2,11	21,49	25,61	10,34	23,78
			p	0,31	0,00**	0,21	0,35	0,00**	0,00**	0,01*	0,00**
Multi-unit seviyesi	Kapalı kaşık	Polivinil siloksan	χ²	0,46	33,70	13,05	4,42	17,43	50,52	29,11	17,64
			p	0,80	0,00**	0,00**	0,11	0,00**	0,00**	0,00**	0,00**

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$ ise istatistiksel olarak anlamlıdır.

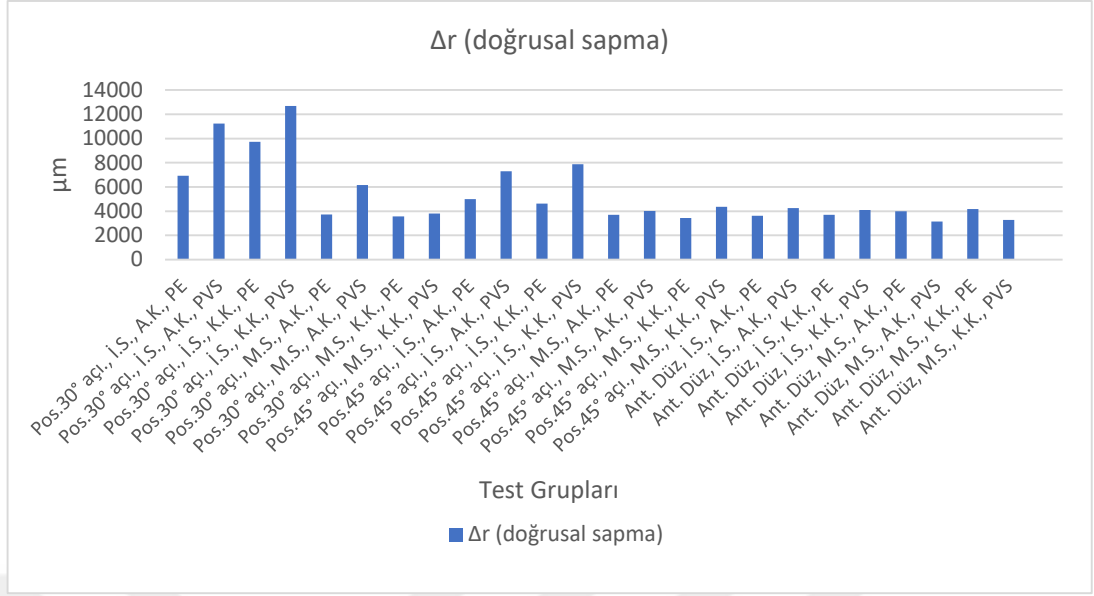
Kruskal-Wallis testi sonucunda Rank ortalamalarının post-hoc karşılaştırılması Bonferroni- Dunn testi ile yapılmıştır (Çizelge 4.10).

Çizelge 4.10. Bonferroni-Dunn testine göre Δr ve ΔR değerleri için rank ortalamaları

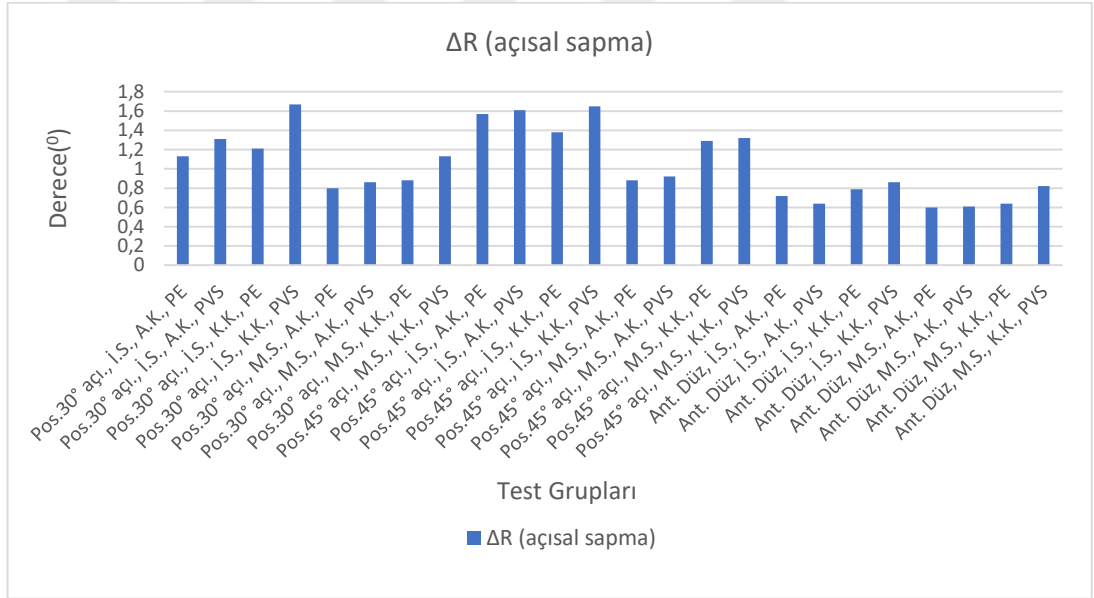
Ö.S.	Ö.T.	Ö.M.	Δr			ΔR		
			Pos.30° der. açıl.	Pos.45° der. açıl.	Ant. Düz	Pos.30° der. açıl.	Pos.45° der. açıl.	Ant. Düz
İ.S.	A.K.	PE	63,65A	37,1B	30,625B	45,15B	65,4A	25,725C
İ.S.	A.K.	PVS	64A	46,75B	25,625C	53,4A	61,75A	23,425B
İ.S.	K.K.	PE	68,1A	34,1B	29,9B	49,95A	55,25A	28,4B
İ.S.	K.K.	PVS	67,85A	46,1B	24,025C	59,25A	55,25A	23,75B
M.S.	A.K.	PE	39,10	44,55	39,18	50,8A	50,8A	30,2B
M.S.	A.K.	PVS	55,95A	39,9B	33,075B	51,9A	53,9A	28,1B
M.S.	K.K.	PE	38,20	35,50	44,15	42,7B	60,35A	29,475C
M.S.	K.K.	PVS	40,55	49,40	36,03	46,8A	55,2A	30B

İmplant açılanmasına göre Δr ve ΔR değerleri açısından çalışmada elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde; multi-unit seviyesi açık ve kapalı kaşık ölçü tekniği ile polieter ölçü malzemesinin kullanıldığı ve multi-unit seviyesi kapalı kaşık ölçü tekniği ile polivinil siloksan ölçü malzemesinin kullanıldığı grupların Δr değerleri haricinde, diğer tüm gruplarda Δr ve ΔR değerleri istatistiksel olarak anlamlı sonuç göstermiştir (Çizelge 4.9). ΔR değerlerine göre çalışmanın genelinde, implant seviyesinde açılanmanın 30°-45°'ye kadar çıktığı durumlarda daha fazla açısal sapma meydana gelmiştir (Şekil 4.4). Bonferroni-Dunn testine göre çalışmanın genelinde, istatistiksel olarak anlamlı çıkan gruplar içinde en düşük değerleri düz implantlar göstermiştir. Ayrıca ΔR değerine göre tüm gruplarda en yüksek sonuçları posteriorda 45° açılı yerleştirilmiş implantlar göstermiştir (Çizelge 4.10).

Çalışmada elde edilen bulgulara göre, tüm implant açılanmalarının ölçü doğruluğunda etkili olduğu ifade edilebilmektedir. İmplant açılanmasının arttığı durumlarda sapma oranının arttığı söylenebilir.



a)



b)

Şekil 4.5. Tanıtıcı istatistiklere göre a) Δr (doğrusal sapma) ve b) ΔR (açısal sapma) değerlerini gösteren grafikler

Çalışmadan elde edilen sonuçların geneli değerlendirildiğinde Δr (doğrusal sapma) ve ΔR (açısal sapma) değerleri açısından, düz yerleştirilmiş implantlarda ve implantlarda açılanmanın azaldığı (0° - 15°) multi-unit seviyesinde elde edilen ölçülerde meydana gelen sapma oranının, implant açılanmasının 30° ve 45° 'ye kadar çıktığı, implant seviyesinde elde edilen ölçülerdeki sapma oranına göre daha az olduğu ifade edilebilir.



5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasının boş hipotezi (H_0): “All-on-Four tedavi konseptine göre farklı açılarda yerleştirilmiş implantların, farklı ölçü alma seviyelerinin, farklı ölçü tekniklerinin ve farklı ölçü malzemelerinin, ölçü doğruluğuna etkisi yoktur.” şeklindedir. Bu tez çalışmasından elde edilen bulgulara göre açılanma, ölçü alma seviyesi, ölçü tekniği ve ölçü malzemesi faktörlerinin tümünde istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde edildiği için çalışmanın boş hipotezi reddedilmiştir.

Tam dişsiz çenelerin rehabilitasyonunda kullanılan implant destekli protezler; implant sayısı, lokalizasyonu gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak, implant destekli sabit veya hareketli protezler şeklinde sınıflandırılabilir. İmplant destekli hibrit protezler ise, implant destekli sabit protez sınıflamasına dahildir (Misch, 2008). İmplant destekli hibrit protez uygulamaları, eksik dişlerle beraber, bir miktar yumuşak doku kaybının olduğu durumlarda endikedir. Kemik kaybının fazla olduğu durumlarda, daha doğal bir sabit protez görünümü için, dişetini taklit eden akrilik ya da porselen kullanılır (Misch ve Kutay, 2009). Vidalar ile ağza yerleştirilen hibrit protezler, hastalar için sabit protez konforu sunarken, hekimler için herhangi bir nedenle çıkarılması gerektiği zaman, vida tutuculu olması sayesinde, yerinden rahatlıkla çıkarılabilir (Patras ve Martin, 2016).

5.1. Açılı İmplantlar ve All-on-Four Tedavi Konseptinin Değerlendirilmesi

Dental implantların oklüzal düzleme dik olarak yerleştirilmesi önerilir. Ancak, çekim sonrası tam dişsiz çenelerde kemik hacminin azalması, zayıf kemik kalitesi ve greftleme ihtiyacı gibi nedenler, implant yerleştirme işlemi öncesinde daha zor ve uzun bir süreç oluşmasına neden olur. Bu durumların önüne geçmek için, distale eğimli implantların avantaj sağlayabileceği kanıtlanmıştır (Krekmanov ve ark., 2000). İmplantların eğimli yerleştirilmesi, anatomik yapıları korur ve protetik yapı için güçlü

kortikal ankraj ile uygun pozisyonlarda, daha uzun implantların yerleştirilmesine izin verir (Aparicio ve ark., 2001 ve Malo ve ark., 2005). Açıklandırma aynı zamanda, implantlar arası boşluğu ve kantilever uzunluğunu ve kemik ogmentasyon ihtiyacını azaltır (Del Fabbro ve ark., 2012; Krekmanov ve ark., 2000 ve Malo ve ark., 2003). Açılı implantların kullanıldığı çeşitli çalışmalarda iyi klinik sonuçlar rapor edilmiştir (Aparicio ve ark., 2001; Calandriello ve Tomatis 2005; Malo ve ark., 2003; Malo ve ark., 2005 ve Weinstein ve ark., 2012). Maksillada tam ark protezler için uygun yük dağılımının, "köşe taşları" olacak şekilde iki anterior ve iki posteriora uygun şekilde dağılmış olarak yerleştirilmeleri şartıyla, dört implant ile elde edilebileceği ifade edilmiştir (Duyck ve ark., 2000). Biyomekanik analizler, protetik yapıyı destekleyen implantlardan kantileverin oluşturduğu kuvvetin büyük bir kısmını ara implantların sayısına bakılmaksızın en ön ve en arka implantların karşıladığını göstermektedir (Malo ve ark., 2012 ve Rangert ve ark., 1989). Bu teorik bulgular, in-vivo ölçümlerle desteklenmektedir (Malo ve ark., 2012). Avantajları göz önünde bulundurulduğunda eğimli implantların kullanımı ilk olarak Krekmanov ve ark. (2000) tarafından tanıtılmış daha sonra Malo ve arkadaşları tarafından, 2003 yılında geliştirilmiş ve “All-on-Four” tedavi konsepti olarak adlandırılmıştır.

Genel olarak literatür incelendiğinde, Sorrentino ve ark. (2010), Alikhasi ve ark. (2011), Kwon ve ark. (2011), Al Quran ve ark. (2012), Martinez-Rus ve ark. (2013), Alikhasi ve ark. (2013), Siadat ve ark. (2016), Tsagkalidis ve ark. (2015), Tabesh ve ark. (2018) tarafından yapılan ölçü doğruluğu ile ilgili çalışmalarda maksillayı taklit eden ana modeller kullanırken; Phillips ve ark. (1994), Akça ve Çehreli, (2004), Kim ve ark. (2006), Del’Acqua ve ark. (2008), Mostafa ve ark. (2010), Buzayan ve ark. (2013) gibi araştırmacılar mandibulayı taklit eden modeller kullanmışlardır. Günümüzde sıklıkla uygulanan hibrit protetik tedavi seçeneği olan All-on-Four tedavi konsepti (Patzelt ve ark., 2014); Alikhasi ve ark., (2013), Siadat ve ark., (2016), Tabesh ve ark., (2018), Ozan ve Hamis (2019) gibi araştırmacılar tarafından in-vitro çalışmalarda ölçü doğruluğunun değerlendirilmesi için maksiller tam dişsiz çeneyi taklit eden modeller üzerinde kullanılmıştır.

Yapılan benzer çalışmalar referans alınarak, bu tez çalışmasında in-vitro şartlarda şeffaf otopolimerizan akrilik ve silikon kalıp yardımıyla maksiller tam dişsiz çeneyi taklit eden model oluşturulmuştur. All-on-Four tedavi konseptine göre, model üzerine dört adet implant yerleştirilmiştir. All-on-Four tedavi konseptinin posteriora yer alan implantlar için 30° ile 45° arasında farklı açılanma seçenekleri bulunduğundan (Chan ve Holmes 2015 ve Malo ve ark., 2005), akrilik rezinden elde edilen birinci ve ikinci ana modelde anteriora yer alan implantlar oklüzal kret düzlemine dik ve birbirine paralel, lateral-kanin diş bölgesine yerleştirilirken; posteriora yer alan implantlar ikinci küçük azı diş bölgesine; birinci ana modelde antero-posterior yönde 30° distale, ikinci ana modelde ise antero-posterior yönde 45° distale açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir. Multi-unit seviyesinde ölçü alma işlemi öncesinde, implant sisteminde en fazla 30° açığa sahip multi-unit dayanaklar olduğu için, posterioradaki implantlar 1. ana modelde düz ve 2. ana modelde 15° açılı konuma getirilerek multi-unit (dayanak) seviyesinde ölçüler alınmıştır.

5.2. İmplant Destekli Protezlerde Pasif Uyumun ve Ölçü Doğruluğunu Etkileyen Faktörlerin Değerlendirilmesi

İmplant destekli protezler, diş destekli sabit protezlerle karşılaştırıldığında, implant bileşenlerinin birbirlerine tam olarak kenetlenmesi, implant çevresinde periodonsiyum bulunmaması, implantların yerleştirildikleri kemiğe rijit şekilde bağlanması ve ortodontik hareket gösterememesi nedeniyle ölçüde meydana gelebilecek uyum hatalarını tolere edemezler. Geleneksel diş destekli sabit protezler ile karşılaştırıldığında implant destekli protezlerde, oluşturulacak ana modelin doğruluğu ve ölçü işlemi, daha fazla teknik hassasiyet gerektirmektedir (Chee ve Jivraj, 2006a; Kallus ve Bessing, 1994 ve Şahin ve Çehrelî, 2001).

İmplantın üç boyutlu pozisyonunun çalışma modeline doğru olarak aktarılamaması ve buna bağlı olarak pasif uyum sağlanamaması sonucu oluşan protez uyumsuzluğunun, implant dayanağı, implant vidası, protetik restorasyon ya da implant

yapısında oluşabilecek mekanik komplikasyonları artırdığı kabul edilmektedir (Branemark, 1983; Del'Acqua ve ark., 2008 ve Jo ve ark., 2010). Ayrıca, implant dayanağı ve protetik restorasyon arasındaki uyumsuzluğun sonucunda meydana gelen marjinal aralık oluşan mikrobiyal plak birikimi, implant çevresindeki yumuşak ve sert dokuda istenmeyen reaksiyonlara neden olur (Del'Acqua ve ark., 2008). Bir ölçünün ve buna bağlı olarak ana modelin doğruluğu, kullanılan ölçü malzemesinin tipi ve doğru kullanımı, ölçü tekniği, model oluşturulması sırasındaki alçının boyutsal değişimi, ölçü başlıklarının modifikasyonu, implant açısı, implant sayısı, implant derinliği gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (Wee, 1999, Lee ve ark., 2008b). Klinik olarak implant destekli protezlerin implant-dayanak bağlantısında pasif uyum göstererek oturması, doğrudan ölçü tekniğinin ve çalışma modelinin doğruluğuna bağlıdır (Papaspzyidakos ve ark., 2014).

Bu tez çalışmasında pasif uyumu etkileyen faktörlerden biri olan, ölçü doğruluğu in-vitro şartlarda değerlendirilmiştir. Buna göre hazırlanan ana modellerde anteriorda düz ve posteriorda farklı açılara sahip (30° ve 45°) implantlar yerleştirilmiş ve ölçüler, 2 farklı ölçü seviyesinde (implant ve multi-unit seviyesi), 2 farklı ölçü malzemesi (PE ve PVS) ve 2 farklı ölçü tekniği (açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü tekniği) kullanılarak alınmıştır.

İmplantların bulunduğu yerlerdeki üç boyutlu pozisyonlarını, en doğru şekilde çalışma modeline aktarmak için gerçekleştirilen ölçü işleminde önemli olan faktörlerin başında ölçü malzemesi ve onun uygun şekilde kullanımı gelmektedir (Papaspzyidakos ve ark., 2014). Elastomerik ölçü malzemelerinin başarısını etkileyen en önemli faktörler; ıslanabilirlik, hidrofiliklik, rijidite, boyutsal stabilite ve elastik geri dönüş şeklinde sıralanabilir (Rubel, 2007). İmplant destekli protez ölçüleri için kullanılan ölçü malzemeleri değerlendirildiğinde, PE ve PVS ölçü malzemeleri oldukça iyi boyutsal stabilite ve yüksek netlik ortaya koysalar da ıslanabilirlikleri, sıcaklık ve pH'dan etkilenmeleri ve alçı model elde edilene kadar geçen süre içerisinde uğradıkları hacimsel değişim göz önünde bulundurulduğunda, implant ölçülerinde çeşitli boyutsal değişimlere neden olabilecekleri bilinmektedir (Gorman ve ark.,

2000). Yüksek boyutsal stabilite, bekleme sırasındaki düşük büzülme yüzdesi, yüksek rijidite ve ölçü başlıklarının ölçü malzemesi içinde rotasyona uğramaması gibi özelliklerinden dolayı, en çok tercih edilen ölçü malzemeleri PE ve PVS'dır (Baig, 2014 ve Lee ve ark., 2008b).

İmplant destekli protezlerde, geleneksel yolla elde edilen ölçülerin doğruluğu ile ilgili çok sayıda çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaların bir kısmında sadece PVS ölçü malzemesi (Alikhasi ve ark., 2013; Geramipannah ve ark., 2015; Lorenzoni ve ark., 2000; Moreira ve ark., 2015; Ozan ve Hamis 2019, Siadat ve ark., 2016 ve Richi ve ark., 2020) kullanılırken; bir kısmında sadece PE ölçü malzemesi (Al-Quran ve ark., 2012; Baig ve ark., 2018; Del'Acqua ve ark., 2008, Martinez-Rus ve ark., 2013 ve Tsagkalidis ve ark., 2015) kullanılmıştır. Her iki ölçü malzemesinin de birlikte kullanılıp karşılaştırıldığı (Akça ve Çehrelı 2004; Assif ve ark., 1992; Assuncao ve ark., 2008; Baig, 2014; Barrett ve ark., 1993; Buzayan ve ark., 2013; Lee ve Cho, 2011; Mostafa ve ark., 2010; Sorrentino ve ark., 2010 ve Tabesh ve ark., 2018) çalışmalar da mevcuttur. Bunların yanında PE ve PVS ölçü malzemelerinin özelliklerini birleştiren yeni bir elastomerik ölçü malzemesi vinil siloksaneter veya vinil polietter siloksan, 2009 yılında kullanıma sunulmuştur (Enkling ve ark., 2012). Daha az sayıda olsa da bu ölçü malzemesi ile ilgili de çalışmalar yapılmıştır (Baig ve ark., 2018 ve Tabesh ve ark., 2018).

Bu tez çalışmasında benzer çalışmalar referans alınarak sıklıkla tercih edilen PE ve PVS ölçü malzemeleri kullanılmıştır. Akıcı kıvamlı ve yoğun kıvamlı ölçü malzemeleri, çift faz tek aşama ölçü yöntemi kullanılarak tercih edilmiştir.

Birçok çalışma, implant seviyesi ölçü tekniğinin doğruluğunun daha fazla olduğunu bildirirse de literatürde en doğru ölçü alma seviyesi ile ilgili henüz bir fikir birliği yoktur (Alikhasi ve ark., 2011). Yapılan bir çalışmada, implant seviyesi polieter ölçü malzemesi ile alınan ölçülerde, dayanak seviyesi ölçüye göre implantların üç boyutlu konumlarının daha doğru aktarıldığı bildirilmiştir (Alikhasi ve ark., 2011). Yapılan bir başka çalışmada, implant seviyesi vidalı metal ölçü başlıklarıyla kapalı

kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilen modeller, dayanak seviyesi snap-on kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilen modellere göre daha doğru sonuçlar vermiştir. Aynı çalışmada ölçü malzemesinin viskozitesinin, ölçü doğruluğunu etkilemediği sonucuna varılmıştır (Walker ve ark., 2008). Siadat ve ark. (2016) tarafından yapılan çalışmada, dişsiz maksillada All-on-Four tedavi konseptine göre yerleştirilmiş (posterior implantlar 45° distale açılı) implantlar için PVS ölçü malzemesi kullanılmıştır. İmplant ve dayanak seviyesinde ölçüler açık kaşık ve kapalı kaşık tekniği kullanılarak splintleme yapılmadan elde edilmiştir. Genel olarak çalışmanın sonuçlarına bakıldığında, doğrusal ve rotasyonel sapma açısından implant dayanağı seviyesinde açık kaşık tekniği ile elde edilen ölçüler daha doğru sonuçlar göstermiştir.

Bu tez çalışmasında hem implant seviyesi hem de multi-unit seviyesinde ölçü alınmıştır. Bu tez çalışmasında genel olarak multi-unit seviyesinde alınan ölçülerin, implant seviyesinde alınan ölçülere göre daha daha az sapma gösterdiği ifade edilebilir. Sonuçlar, Siadat ve ark. (2016)'nın yaptıkları çalışma ile benzerlik gösterirken; Alikhasi ve ark. (2011)'nin yaptığı çalışmanın sonuçlarına göre farklılık göstermektedir.

İmplant ölçülerinde, implanta yerleştirilen ölçü başlıkları, ölçü malzemesi ve ölçü kaşıkları kullanılır. Genel olarak iki farklı ölçü tekniği bulunmaktadır. Bunlardan birincisi, pick-up tekniği/direkt teknik/açık kaşık ölçü tekniği olarak isimlendirilir ve ölçü başlıkları, polimerizasyonu tamamlanan ölçü malzemesi içerisinde kalır (Di Fiore ve ark., 2015; Papaspyridakos ve ark., 2012b ve Pera ve ark., 2016). İkincisi, transfer tekniği/indirekt teknik/kapalı kaşık ölçü tekniği olarak isimlendirilir ve ölçü başlıkları implantlar üzerinde kalır, kaşık ağızdan çıkarıldıktan sonra ölçü başlıkları ilgili bölgelere yeniden yerleştirilir (Calesini ve ark., 2014 ve İbrahim ve Ghuneim, 2013).

Açık kaşık ölçü tekniğinde, ölçü başlıklarının birbirlerine splintlenerek açık kaşık tekniği ile ölçü alınması, tam ark implant destekli sabit protezlerin yapımı ile gündeme gelmiştir. Özellikle vida-tutuculu implant destekli sabit protetik

restorasyonlarda, implant pozisyonlarının doğru bir şekilde modele aktarılması pasif uyum açısından çok daha önemlidir (Karl ve ark., 2004). Literatürde ölçü başlıklarının splintlenmesinde tek başına veya kombine şekilde birçok malzeme kullanıldığı görülür (Baig 2014; Moreira ve ark., 2015 ve Papaspyridakos ve ark., 2014). Akrilik rezin ile splintleme tekniği, ölçü başlıklarının akrilik rezin ile (ilk aşama) splintlenmesini, malzeme polimerizasyonunun ardından büzülmenin etkilerini azaltmak için bir separe yardımıyla kesilip ayrılmasını ve az miktarda akrilik ile (ikinci aşama) yeniden birleştirilmesini içerir (Assif ve ark., 1992; Di Fiore ve ark., 2015 ve Inturregui ve ark., 1993). Akrilik rezinin toplam büzülmesinin ilk 24 saatte, % 6,5 ile % 7,9 arasında olduğu ve bu büzülmenin de % 80'nin ilk 17 dakikada gerçekleştiği bildirilir (Mojon ve ark., 1990). Amin ve ark. (2017), Papaspyridakos ve ark. (2016) ve Riberio ve ark. (2018) tarafından yapılan çalışmalarda, polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek için 24 saat kadar bekledikleri görülür. Splintleme yaparken akrilik rezin ile diş ipi veya ligatür telinin kombine şekilde kullanımı ise en yaygın yöntemdir (Di Fiore ve ark., 2015).

Bu tez çalışmasında, açık kaşık ölçü tekniğinde ölçü başlıklarını splintlemek için ortodontik ligatür teli ile pattern rezin birlikte kullanılmıştır. Pattern rezin, sulu boya fırçası ile ligatür teli üzerine ve ölçü başlıklarına uygulanmıştır. Separe yardımıyla 0,5 mm kalınlıkta kesilip ayrılan splint kütlesi, 17 dakika beklendikten sonra tekrar pattern rezin ile birleştirilmiş ve ölçü aşamasına geçilmiştir.

Richi ve ark. (2020)'nın yaptığı çalışmada, özellikle açılı implantların olduğu durumlarda splintli açık kaşık ölçü tekniğinin, eksternal bağlantılı hegzagonal yapıda olmayan ölçü başlıkları ile kullanılmasının daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Stimmelmayer ve ark. (2013)'nin yaptığı çalışmada ise splintli açık kaşık ölçü tekniğinin kapalı kaşık tekniğinden daha doğru sonuçlar verdiği, açık kaşık tekniğinde splintli ve splintli olmayan yöntemler arasında ölçü doğruluğu arasında fark bulunmadığı bildirilmiştir. Carr (1991), Assif ve ark. (1992), Barrett ve ark. (1993), Phillips ve ark. (1994), Del'Acqua ve ark. (2008) ve Mostafa ve ark. (2010) tarafından yapılan çalışmalarda, ölçü doğruluğu açısından açık kaşık ölçü tekniğinin kapalı kaşık

ölçü tekniğinden daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Humphries ve ark. (1990)'nın PVS ölçü malzemesi ve akrilik rezin ile splintleme işlemi yaptığı çalışmada, kapalı kaşık ölçü tekniğinin açık kaşık ölçü tekniğine göre daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Herbst ve ark. (2000), Conrad ve ark. (2007), Wenz ve ark. (2008), Rashidan ve ark. (2012) ve Chang ve ark. (2012) tarafından yapılan ölçü doğruluğu ile ilgili çalışmalarda, açık kaşık ölçü tekniği ile kapalı kaşık ölçü tekniği arasında fark bulunmadığı bildirilmiştir. Ölçü tekniği ile ilgili tam olarak fikir birliğine varılamamış olması göz önünde bulundurularak, bu tez çalışmasında hem implant seviyesinde hem de muti-unit seviyesinde, splintli açık kaşık ölçü tekniği ve kapalı kaşık ölçü tekniği birlikte değerlendirilip karşılaştırılmıştır.

Kullanılan ölçü malzemelerinde, belli miktarlarda polimerizasyon büzülmesi gerçekleşir. Şahsi kaşık ile ölçüsü alınmak istenen çeneye anatomik olarak daha uyumlu bir kaşık elde edilmiş olur. Ayrıca, ölçü malzemesinin eşit hacimde ve kalınlıkta kullanılmasına, ölçü malzemesinin eşit büzülme göstermesine imkan sağlanmış olur ve bu sayede ölçüye bağlı hataların oranı en aza indirgenmiş olur (Burns ve ark., 2003). Şahsi akrilik kaşıklar ile, ölçüye mukavemet sağlanarak ve homojen kalınlıkta bir ölçü malzemesi oluşturularak plastik ve metal hazır kaşıklardan daha doğru ölçülerin elde edildiği bildirilmiştir (Cox ve ark., 2002; Millstein ve ark., 1998 ve Thongthammachat ve ark., 2002). Bununla birlikte, Gökçen-Rohlig ve ark. (2014) tarafından yapılan çalışmada, tam ark implant ölçüleri için implant konumu, ölçü malzemesi ve kaşık tipinin ölçü doğruluğuna etkisi incelenmiş ve şahsi kaşık, hazır plastik ve metal kaşıklar arasında ölçü doğruluğu bakımından fark bulunamamıştır.

Bu tez çalışmasında, elde edilen ölçülerin standardizasyonunun sağlanması için, implant seviyesi ve multi-unit seviyesi açık ve kapalı kaşık ölçü teknikleri için, ışıkla polimerize olabilen akrilik kaideden 160 adet şahsi kaşık hazırlanmıştır.

Boyutsal doğruluk ve boyutsal stabilite ölçümleri için topometrik ve fotogrametrik ölçümler esastır (Rignon-Bret ve ark., 2002). Topometrik ölçümlerde,

bir uç yardımıyla yüzeye temas edilerek tarama yapılır, elde edilen noktaların koordinatları belirlenir ve bu yöntem, kontakt lazerler olarak da adlandırılır. Koordinat Ölçüm Makineleri (CMM) bunlara örnek olarak verilebilir. Fotogrametrik ölçümlerde ise, taranacak cismin, gönderilen ışın ile taranması veya yeniden modellenmesi esastır. Mikroskop, lazer tarayıcı ve tomografi bu gruba örnektir (Ireland ve ark., 2008). Akça ve Çehreli (2004), Lee ve Cho (2011), Kwon ve ark. (2011), Alikhasi ve ark. (2011), Alikhasi ve ark. (2013), Buzayan ve ark. (2013), Tsagkalidis ve ark. (2015), Geramipناه ve ark. (2015), Tabesh ve ark. (2018), Schmidt ve ark. (2020) ve Papazoglou ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmalarda, ölçü doğruluğunu değerlendirmek için, Koordinat Ölçüm Makinesi (CMM) kullanılmıştır.

Bu tez çalışmasında ölçü doğruluğunun değerlendirilmesi için, yapılan çalışmalar referans alınarak, modellerin üç boyutlu analizinde Koordinat Ölçüm Makinesi (CMM) tercih edilmiştir.

Kim ve ark., (2015) tarafından yapılan sistematik derlemede (1990-2013 yılları arasındaki toplam 56 çalışma), implant ölçü tekniklerinin doğruluğunun değerlendirilmesinin yanı sıra kullanılan değerlendirme yöntemlerine göre çalışmalar sınıflandırılmıştır. Doğrusal sapma miktarı, implant ölçülerinin doğruluğunu değerlendirmede en sık kullanılan yöntemdir. Bu sistematik derlemeye dahil edilen çalışmalar, doğrusal sapma miktarını ölçmek için, dört farklı değerlendirme yönteminden birini kullanmıştır. Bunlar; implant veya dayanak baş kısımlarının merkezlerinin (Δx , Δy , Δz) 3 boyutlu yer değiştirme miktarı, implant veya dayanak başlarının merkezleri arasında doğrusal mesafedeki değişim (Δr , $\Delta r^2 = \Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2$), belirlenen iki referans noktası arasındaki mesafe (implantın baş kısımlarının dış yüzeyleri arasındaki) ve implantların uzun eksenleri arasındaki en yakın mesafedir.

İmplant veya dayanak baş pozisyonunun yer değiştirmesi, implant ölçüsünün doğruluğunu değerlendirmek için en önemli faktördür, bu nedenle x, y ve z eksenlerinde her bir implant veya dayanak merkezinin yer değiştirme miktarını değerlendirmek doğrusal sapma miktarını ölçmek için en mantıklı değerlendirme

yöntemi gibi görünmektedir. Bununla birlikte, bu yöntemin kendine özgü bir sınırlaması vardır. Bir ölçü tekniği; x eksen yönünde (Δx) daha fazla yer değiştirme göstermekte, ancak aynı incelemede kullanılan diğer ölçü tekniğine göre başka bir eksen (Δy veya Δz) daha az yer değiştirme gösterdiğinde, hangi ölçü tekniğinin daha doğru olduğunu belirlemek zor bir hale gelmektedir. Bu nedenle, birçok çalışma, hangi ölçü tekniğinin daha doğru olduğunu belirlemek için toplam 3 boyutlu yer değiştirme (Δr) miktarını da değerlendirmiştir. İkinci yöntem, implant veya dayanak başları arasındaki iki merkez arasındaki doğrusal mesafeyi (tek bir düzlemde) ölçerek doğruluk derecesini belirler. Bu yöntem, implant gövdesinin veya uzun eksenin translasyonel rotasyonunu tespit edemese de farklı ölçü tekniklerinin doğruluğunu değerlendirmenin basit ve sezgisel bir yolu olarak kabul edilir. Üçüncü yöntem, ikincinin değiştirilmiş bir versiyonudur ve implantlar arası mesafeyi belirlemenin çok basit bir yöntemidir; ancak pratik olarak ölçüm için kullanılan kumpasları aynı implant pozisyonlarına yerleştirmek zordur. Bu yöntem önceki sistematik incelemeden bu yana bildirilmemiştir (Lee ve ark., 2008). Dördüncü yöntem, ölçü tekniklerini karşılaştırmak için uzun eksenler arasındaki en yakın mesafeyi ölçmüş ancak yalnızca bir araştırma grubu tarafından kullanılmıştır (Simeone ve ark., 2011). Bu yöntem implantların translasyonel veya eksenel rotasyonunu tespit edemez ve implant pozisyonu (özellikle baş pozisyonu), implantların uzun eksenleri arasındaki en yakın mesafe değiştirilmeden belirlenebilir. Bu nedenle araştırmacılar, implant eksenleri arasındaki açılarda meydana gelen değişiklikleri de ölçmüşler ve sonuçları aralarındaki en yakın mesafe ile birleştirmişlerdir (Kim ve ark., 2015).

Bu tez çalışmasında, referans alınan çalışmalara benzer şekilde, ana modellere göre meydana gelen x, y, z, yönündeki açısal ve doğrusal sapmaları tespit etmek için model üzerine iki adet referans nokta tasarlanıp yerleştirilmiş ve ölçümler CMM ile yapılmıştır. Yapılan ölçümlerden sonra, ortalama doğrusal sapma miktarı Δr ve aynı eksenlerde açılarda meydana gelen ortalama açısal sapma miktarı ΔR değerleri kullanılarak hesaplamalar yapılmıştır.

Kim ve ark. (2015)'nın yapmış olduğu sistematik derlemenin sonuçlarına göre; incelenen çalışmalarda belirli referans noktalar arası doğrusal sapmanın ölçülmesi, implant ölçü tekniklerinin doğruluğunu ölçmek için en sık kullanılan yöntem olmuştur. Yapılan çalışmaların çoğunda, indirekt tekniğe karşı direkt ölçü tekniği; splintlenmeyen tekniğe karşı splintlenen ölçü tekniği tercih edilmiştir. Son zamanlarda internal bağlantılı implantlar ile ilgili çalışmaların, eksternal bağlantılı implantlar ile ilgili yapılan çalışmalara göre artış göstermesine karşı, internal bağlantılı implantlar ile ilgili sonuçlarda tutarsızlık görünmektedir.

Sorrentino ve ark. (2010) tarafından yapılan in-vitro çalışmada, farklı ölçü malzemeleri, ölçü başlıklarının bağlantı derinliği ve implant açılanmalarının ölçü doğruluğuna etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre; kısa bağlantıya sahip ölçü başlıklarının ve paralel olmayan implantların kullanıldığı durumda, PVS ölçü malzemesinin daha doğru sonuçlar verdiği; paralel implantların olduğu veya standart uzunlukta bağlantıya sahip ölçü başlıkları varlığında ise PE ölçü malzemesinin daha doğru sonuçlar verdiği gösterilmiştir. Buzayan ve ark. (2013) tarafından yapılan farklı ölçü malzemeleri ve splint malzemelerinin değerlendirildiği çalışmada, PVS ölçü malzemesi ile elde edilen ölçülerin PE ölçü malzemesinden elde edilen ölçülere göre daha doğru sonuçlar verdiği belirtilmiştir.

Papaspyridakos ve ark. (2014) tarafından, 1980-2013 yılları arası 76 çalışma dahil edilerek yapılan sistematik derlemede, kısmi ve tam dişsiz hastalarda implant ölçü doğruluğu değerlendirilmiş, splintlenen ölçü tekniğinin, hem kısmi hem de tam dişsiz hastalar için splintlenmeyen geleneksel ölçü tekniklerinden daha başarılı sonuç gösterdiği, açık kaşık ölçü tekniğinin tam dişsiz hastalarda kapalı kaşık ölçü tekniğinden daha başarılı sonuç gösterdiği ancak, kısmi dişsiz hastalar için belirgin farklılığın bulunmadığı bildirilmiştir. Ayrıca, implant ölçü doğruluğunun hem kısmi hem de tam dişsiz hastalar için, ölçü malzemesinden (PE ve PVS ölçü malzemesi) etkilenmediği, implant ölçülerinin doğruluğunun kısmi ve tam dişsiz hastalar için, implant açılanmasının 20°'den daha büyük olduğu durumlarda etkilendiği

bildirilmiştir. İmplant bağlantı tipinin, implant ölçülerinin doğruluğu üzerindeki etkisi konusunda verilerin yetersiz olduğu bildirilmiştir.

Baig (2014) tarafından yapılan, 1990-2012 yıllarını kapsayan 34 adet çalışmanın dahil edildiği sistematik derlemede, tam dişsiz çenelerde çoklu implantların bulunduğu durumlar için ölçü doğruluğu değerlendirilmiştir. Buna göre, PVS ve PE ölçü malzemelerinin tam dişsiz çenelerde çoklu implant durumlarında, tavsiye edilen ölçü malzemeleri olduğu ancak, ölçü doğruluğu açısından aralarında belirgin bir üstünlük olmadığı bildirilmiştir. Tam dişsiz çenelerde çoklu implant ölçüleri için, direkt veya indirekt ölçü tekniğini destekleyen net bir kanıt yoktur. Ölçü başlıklarının splintlenmesi veya splintlenmemesinin, tam dişsiz çenelerde implant ölçülerinin doğruluğunu etkilemediği görülmüştür. İmplant açılanmasının, sınırlı sayıda bulunan kanıtlara dayanarak, dişsiz çenelerde ölçü doğruluğunu etkilediği görülmektedir. Genel olarak, en doğru ölçü tekniği ile ilgili olarak çelişkili kanıtlar bulunmaktadır (direkt tekniğe karşı indirekt teknik ve splintlenen tekniğe karşı splintlenmeyen teknik). Çalışmanın sonuçlarına göre en az hata ile model üretilmesi için en iyi ölçü malzemesi konusunda henüz fikir birliğine varılamamıştır. Ayrıca, çalışmada ölçü doğruluğu ile ilgili klinik araştırmaların yetersiz olduğu ve in-vitro çalışmalarda elde edilen istatistiksel verilerin her zaman aynı klinik öneme sahip olmadığı bildirilmiştir.

Moreira ve ark. (2015) tarafından yapılan, 2009-2013 yılları arasındaki çalışmaları kapsayan sistematik derlemede, implant ölçü tekniklerinin doğruluğu değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, direkt ve indirekt ölçü tekniğinin kullanıldığı 14 çalışmada açık kaşık ölçü tekniğinin (direkt teknik) doğruluğunun daha fazla olduğu bildirilmiştir. Splintlenen ve splintlenmeyen tekniklerin kullanıldığı çalışmalarda, yazarların tümü splintlenen tekniğin daha doğru sonuç verdiğini bildirmişlerdir. Splintleme işleminde akrilik rezinin kullanıldığı, splintin kesilerek ayrıldığı ve tekrar birleştirildiği yöntem önerilmiştir. Derleme kapsamında ele alınan çalışmalarda genel olarak kullanılan teknik ne olursa olsun, ölçü malzemesi olarak PE ölçü malzemesi kullanımı daha doğru sonuçlar verirken bunu PVS ölçü malzemesi takip etmiştir.

Bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlara göre, multi-unit kullanılarak açılanmanın 15°'ye kadar düştüğü durumlarda, açısal ve doğrusal sapma oranının azalması, Papaspyridakos ve ark. (2014) tarafından yapılan derlemenin sonuçlarında yer alan “ölçü doğruluğunun implant açılanmasının 20°'den daha büyük olduğu durumlarda etkilendiği” sonucuyla benzerlik göstermiştir.

Bu tez çalışmasında göre, verilerin büyük bir kısmında PE ölçü malzemesi ile elde edilen ölçüler, PVS ölçü malzemesi ile elde edilen ölçülere göre daha az sapma göstermiştir. Sorrentino ve ark. (2010) tarafından paralel implantlarda standart bağlantı tipinde PE ölçü malzemesinin daha doğru sonuçlar verdiği bilgisiyle benzerlik göstermiştir. Ayrıca, Moreira ve ark. (2015) tarafından yapılan derlemede “PE ölçü malzemesinin üstünlük gösterdiği” sonucuyla benzerlik gösterirken; Papaspyridakos ve ark. (2014) ve Baig (2014) tarafından yapılan derlemelerin sonuçlarında bildirilen “ölçü doğruluğunda PE ve PVS ölçü malzemelerinin benzer olduğu” bilgisiyle farklılık göstermiştir. Bu tez çalışmasından elde edilen bulgular, Buzayan ve ark. (2013)'nın, PVS ölçü malzemesinin daha üstün olduğunu belirttikleri çalışmanın bulguları ile ters düşmektedir. Sonuçlardaki bu farklılığın, kullanılan test parametrelerinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülebilir.

Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre açısal sapma değerleri göz önünde bulundurulduğunda, sonuçların büyük bir kısmında açık kaşık ölçü tekniği kapalı kaşık ölçü tekniğine göre daha az sapma göstermiştir. Bu durum Moreira ve ark. (2015), Kim ve ark. (2015) ve Papaspyridakos ve ark. (2014) tarafından yapılan derlemelerin sonuçlarında yer alan, açık kaşık ölçü tekniğinin daha doğru sonuçlar verdiği bilgisiyle benzerlik göstermektedir.

Akça ve Çehreli (2004) tarafından yapılan çalışmada, dişsiz mandibula modeli kullanılmış ve tek taraflı olarak dört adet implant birbirlerine paralel yerleştirilmiştir (41,43,44,46 nolu bölgeler). Ölçü tekniği olarak, direkt ve indirekt ölçü teknikleri, ölçü malzemesi olarak, polieter ve polivinil siloksan ölçü malzemeleri kullanılmıştır. Ölçümler, CMM kullanılarak değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre; direkt

ve indirekt ölçü teknikleriyle elde edilen sonuçlar, PE ve PVS ölçü malzemeleri için benzerlik göstermiştir. PVS ölçü malzemesi ve hazır kaşık kullanılan snap-on ölçü tekniğinin, çoklu implant transferi için uygun olduğu görülmüştür.

Mostafa ve ark. (2010) tarafından yapılan çalışmada, tamamen dişsiz bir mandibulayı taklit eden poliüretan reçineden bir ana model üretilmiş ve anterior interforaminal alana dört adet implant yerleştirilmiştir. Ölçüler, altı teknik-malzeme kombinasyonu (splintlenen-splintlenmeyen direkt teknik, indirekt teknik; PE, PVS ölçü malzemeleri) kullanılarak elde edilmiştir (n=10). İmplantlar arasındaki doğrusal mesafeler, taşınabilir mikroskop kullanılarak ölçülmüştür. Çoklu implant ölçülerinde, direkt teknik indirekt teknikten daha doğru sonuçlar vermiştir. Direkt ölçü tekniğinde, splintlenen ve splintlenmeyen ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır. PE ve PVS ölçü malzemelerinin arasında farkın istatistiksel anlamlı olmadığı ancak, PVS ölçü malzemesinin indirekt teknikte daha doğru sonuçlar verdiği belirtilmiştir.

Akalın ve ark. (2013) tarafından yapılan çalışmada, üç adet tam dişsiz maksilla model epoksi rezinden üretilmiştir. Her modele, 6 adet internal bağlantılı implant analogu (kanin, ikinci premolar ve birinci molar bölgesine) yerleştirilmiştir. 1. model üzerindeki tüm implantlar, dişsiz krete dik ve birbirine paralel şekilde yerleştirilmiştir. 2. model üzerindeki analoglardan üç tanesi, 10° bukkale açılı olacak şekilde yerleştirilmiştir. Daha geniş kavisli arka sahip 3. model üzerine, analoglar lateral, kanin ve ikinci molar bölgesine yerleştirilmiştir. Ölçüler alınırken, kondenzasyon silikonu, polivinil siloksan ve polieter ölçü malzemesi kullanılmıştır. Doğrusal ve açısal değişimlerin ölçümleri, mikroskop altında yapılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, tüm ölçü malzemeleri deformasyon göstermiştir. PE açısal modelde daha az deformasyon göstermiştir. İmplant açılanması ne kadar az ise, ölçüdeki bozulmanın da o oranda azaldığı belirtilmiştir.

Tabesh ve ark. (2018) tarafından yapılan çalışmada, farklı ölçü malzemeleri ve ölçü teknikleri kullanılarak implant ölçü doğruluğu karşılaştırılmış ve tamamen dişsiz maksillada posteriora yer alan implantların 45° distale açılı olduğu, All-on-Four tedavi konsepti kullanılmıştır. Çalışmada, polieter, PVS ve vinil siloksaneter ölçü malzemeleri ile, implant seviyesi splintlenmeyen açık kaşık ölçü tekniği ve kapalı kaşık ölçü teknikleri kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, kullanılan 3 ölçü malzemesinin de dezavantajlı yönleri vardır. Direkt ölçü tekniğinde, PE ölçü malzemesi daha iyi sonuçlar verirken, indirekt teknik için PE ve vinil siloksan eter ölçü malzemesi alternatif seçenek olarak kullanılabileceği ifade edilmiştir. Vinil siloksaneterin hem direkt hem de indirekt teknikler için uygun olduğu ancak, PVS veya PE ölçü malzemelerinin, direkt teknik ile kullanıldığında implantların daha az yer değiştirme gösterdiği tespit edilmiştir.

Bu tez çalışmasında, genel olarak ölçü malzemeleri değerlendirildiğinde PE ölçü malzemesi PVS ölçü malzemesine göre daha az sapma göstermiştir. Bu sonuç, Akça ve Çehreli (2004) ve Mostafa ve ark. (2010) tarafından yapılan çalışmalarda “PE ve PVS ölçü malzemelerinin ölçü doğruluğu açısından benzer olduğu” sonucuyla farklılık göstermiştir. Akalın ve ark. (2013) ve Tabesh ve ark. (2018) tarafından yapılan çalışmalarda “PE ölçü malzemesinin PVS ölçü malzemesinden daha doğru sonuçlar verdiği” bilgisiyle benzerlik göstermiştir. Ayrıca bu çalışmada açık kaşık ölçü tekniği ile daha doğru ölçüler elde edilebildiği sonucu, Mostafa ve ark. (2010) ve Tabesh ve ark. (2018) tarafından yapılan çalışmalarda çoklu implant ölçülerinde açık kaşık ölçü tekniğinin kullanılması daha doğru sonuçlar verdiği bilgisiyle benzerlik göstermiştir.

PE ölçü malzemesi PVS ölçü malzemesine göre daha fazla üstünlük göstermiş olsa da açılanmanın 30°-45°'lere kadar çıktığı durumlarda her iki ölçü malzemesi için de sapma miktarları artış göstermiştir. Bu durum, açık kaşık ölçü tekniği kullanılsa bile 45°'ye kadar açılanmanın görüldüğü durumlarda özellikle internal bağlantılı implantlardan, ölçü uzaklaştırılırken üretilen referans parçalarının ve ölçü başlıklarının çıkarılması sırasında, daha fazla kuvvet uygulanması ve daha fazla deformasyon görülmesi ile açıklanabilir.

Ozan ve Hamis (2019) tarafından yapılan çalışmada, akrilikten elde edilmiş dört adet tam dişsiz maksiller model kullanılmış ve implantlar All-on-Four tedavi konseptine göre yerleştirilmiştir. Anteriordaki implantlar paralel ve posteriordaki implantlar her model için farklı açılarda (0° , 10° , 20° , 30° açılı) olacak şekilde yerleştirilmiştir. Kapalı kaşık ölçü tekniği (plastik başlık/kep olan ve olmayan) ve açık kaşık ölçü tekniği (splintlenen ve splintin ayrılıp tekrar birleştirildiği splintlenen teknik) olmak üzere dört farklı ölçü tekniği kullanılmıştır. Ana modellerden toplam 160 adet model elde edilmiş ve ölçü malzemesi olarak PVS kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre; implantlar paralel yerleştirildiğinde tüm ölçü teknikleri benzer doğruluk göstermiştir. Kapalı kaşık ölçü tekniğinde plastik başlık kullanılmasının, ölçü doğruluğunu artırmadığı görülmüştür. Ölçü kopingleri arasında 20° veya daha büyük açılar bulunduğu tüm açık kaşık ölçü teknikleri, kapalı kaşık ölçü tekniklerinden daha doğru sonuçlar göstermiştir. İmplantlar arasında fazla açılma (30°) mevcutsa, daha doğru ölçü ve alçı modeller elde edebilmek için bölümlere ayrılıp tekrar birleştirilen splintlenen açık kaşık ölçü tekniği önerilmiştir.

Richi ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmada, 6 implantın anterior, premolar ve molar bölgelerde iki taraflı olarak konumlandırıldığı üç maksiller ana model akrilik rezinden üretilmiştir. 1. modelde tüm implantlar paralel olarak yerleştirilmiş; 2. ve 3. modellerde, anterior implantlar bukkal olarak açılı ve arka implantlar sırasıyla 10° ve 20° distale açılı olacak şekilde yerleştirilmiştir. Üç farklı ölçü kopingi (hekzagonal, hekzagonal olmayan, multi-unit) ve iki farklı ölçü tekniği (splintlenen ve splintlenmeyen) test edilmiştir. Tek fazlı PVS kullanılarak toplam 180 ölçü ($n=10$) elde edilmiştir. Ana modeller ve alçı modeller, beş eksenli bir laboratuvar tarayıcısı ile taranmış, elde edilen veriler, ana modellerin ve üretilen alçı modellerin karşılaştırılması için bir yazılım programına aktarılmıştır. Kronal ve açısal sapmalar hesaplanmış ve veriler istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre; implant açılanması, ölçü başlığı tipi ve ölçü başlıklarının splintlenmesi, ölçülerin doğruluğunu etkilemiştir. Paralel implantlarda, implant seviyesindeki ölçülerde daha düşük kronal sapmalar, splintli gruplarda ise daha düşük açısal sapmalar olmuştur. Açılı modeller için, en doğru ölçüler splintlenen hekzagonal olmayan ölçü başlığı grubundan elde

edilmiştir. Hekzagonal yapıdaki başlıklar, açılı modellerde önemli ölçüde daha yüksek sapmalar göstermiştir.

İsmail ve Alhajj (2020) tarafından yapılan çalışmada, tam dişsiz mandibulayı taklit eden akrilik model üzerine, 4 adet paralel implant yerleştirmiştir. Ölçü tekniği olarak, kapalı kaşık snap-on ölçü tekniği, açık kaşık splintlenmeyen ölçü tekniği ve foto-polimerize rezin ile splintlenen açık kaşık ölçü tekniği kullanmıştır. Ölçü malzemesi olarak, iki fazlı PVS tercih edilmiştir. Ölçü tekniğine göre, her bir gruptan 15 adet olmak üzere, toplamda 45 adet ölçü alınmış ve alçı model elde edilmiştir. CAD/CAM ile model üzerindeki implantlara, pasif uyuma sahip titanyum bar üretilmiştir. Titanyum barın uyumuna göre, ölçü doğruluğu kıyaslanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre; ölçü başlıklarının splintlenmediği açık kaşık ölçü tekniği en hatalı sonuçları vermiştir. Kapalı kaşık snap-on ölçü tekniği, diğer açık kaşık ölçü tekniklerine göre çoklu implant ölçü transferinde daha doğru sonuçlar vermiştir.

Papazoglou ve ark. (2020) tarafından yapılan, oklüzal kayıt malzemesi ile alınan ölçülerde ölçü doğruluğunun değerlendirildiği çalışmada, mandibulayı taklit eden tip 4 sert alçıdan ana model üretilmiş ve üzerine 4 adet implant analoğu kanin ve birinci molar bölgelerine, çift taraflı paralel şekilde yerleştirilmiştir. Altı farklı teknik kullanılarak, toplamda 60 adet model elde edilmiştir. Ölçü alma işlemlerinde, silikon oklüzal kayıt malzemesi, PE ölçü malzemesi ve PVS ölçü malzemesi; ölçü tekniği olarak, açık kaşık (splintlenen ve splintlenmeyen) ve kapalı kaşık ölçü teknikleri, şahsi kaşık (açık ve kapalı) ve hazır ölçü kaşıkları (plastik, metal), 6 grup olacak şekilde kombine edilmiştir. x, y, z, eksenlerindeki sapmalar, CMM kullanılarak ölçülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre, tam dişsiz çenelerde, silikon oklüzal kayıt malzemesinin ve splintlenmeyen açık kaşık ölçü tekniğinin (şahsi kaşık) birlikte kullanıldığı ölçülerin, PE ölçü malzemesinin ve splintlenen açık kaşık (şahsi kaşık) ölçü tekniğinin birlikte kullanıldığı ölçüler kadar doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Bu iki grup, diğer dört gruba göre daha iyi sonuçlar vermiştir. Ayrıca, oklüzal kayıt malzemesinin bir ölçü malzemesi olarak kullanılmasının, hemen yükleme durumlarında ölçü prosedürleri için optimum hız gerektiğinde endike olduğu bildirilmiştir.

Bu tez çalışmasında, açısal sapmalar multi-unit seviyesi alınan ölçülerde implant seviyesi alınan ölçülere göre bariz bir şekilde azalmıştır. Multi-unit seviyesinde bağlantı tipinin hekzagonal yapıda olmaması ve diğer bir faktör olarak açılanmanın azalması (açılanmanın 15°'ye düşmesi), multi-unit seviyesi ölçülerin daha doğru sonuçlar vermesini açıklayabilir. Bu sonuçlar, Akalın ve ark. (2013), Ozan ve Hamis (2019) ve Richi ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmaların sonuçlarıyla benzerlik göstermiştir. Referans alınan çalışmalar da göz önünde bulundurulduğunda implant bağlantı tipi ölçü doğruluğu üzerinde etkili olmaktadır, ayrıca implantlar paralel yerleştirildiği veya açılanmanın az olduğu durumlarda ölçüde meydana gelen hata oranı azalmaktadır.

Bu tez çalışmasında, kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak düz implantlarda ve açılanmanın azaldığı multi-unit ölçü seviyesinde alınan ölçülerde sapma miktarı azalmasına rağmen, açık kaşık ölçü tekniği ile alınan ölçüler kapalı kaşık ölçü tekniğine göre daha az sapma göstermiştir. Ozan ve Hamis (2019) tarafından yapılan çalışmada “implantlar paralel yerleştirildiğinde tüm ölçü teknikleri benzer doğruluk göstermiştir” sonucuyla ve İsmail ve Alhadj (2020) tarafından yapılan çalışmanın “kapalı kaşık snap-on ölçü tekniği diğer açık kaşık ölçü tekniklerine göre çoklu implant ölçü transferinde daha doğru sonuçlar vermiştir” sonuçlarıyla benzerlik göstermemektedir. Ozan ve Hamis (2019) tarafından yapılan çalışmanın “kapalı kaşık ölçü tekniğinde plastik başlık (kep) kullanılmasının, ölçü doğruluğunu artırmadığı” sonucu ile, İsmail ve Alhadj (2020) tarafından yapılan çalışmanın “kapalı kaşık ölçü tekniğinde snap-on tekniği, ölçü doğruluğu açısından üstünlük gösterir” sonucu ile farklılık göstermesi de dikkat çekicidir.

Literatürdeki çalışmalar arasında görülen farklılıkların gerekçesinin, kullanılan test parametrelerinin yani; ölçü alma seviyelerinin, implant bağlantı tipinin, implant sayısı ve açılanmalarının, kullanılan ölçü malzemelerinin, kullanılan ölçü tekniklerinin ve değerlendirme yapılırken kullanılan ölçüm yöntemlerinin farklılık göstermesi olduğu düşünülmektedir.

6. SONUÇLAR

İn-vitro şartlarda yapılan bu tez çalışmasının sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

- Tam dişsiz çenelerde çoklu implant ölçüsünün transferinde ölçü doğruluğu; implant açılanması, ölçü alma seviyesi, ölçü tekniği ve ölçü malzemesi faktörlerinden etkilenmektedir.
- Çalışmanın geneli göz önünde bulundurulduğunda, tam dişsiz çenelerden yapılan implant ölçü transferinde, polieter ölçü malzemesi polivinil siloksan ölçü malzemesine göre, daha doğru ölçüler elde edilmesini sağlamıştır.
- Polieter ve polivinil siloksan ölçü malzemelerinin her ikisi için de implant seviyesinde açılanmanın 30°'nin üzerine çıktığı durumlarda alınan ölçülerde daha fazla sapma meydana gelmiştir.
- Çalışmanın geneli değerlendirildiğinde multi-unit seviyesinde alınan ölçüler, özellikle açılanmanın 15°'nin üzerine çıktığı durumlarda implant seviyesinde alınan ölçülere göre daha az değişiklik göstermiştir.
- Çalışmanın geneli değerlendirildiğinde açısal sapma oranlarına göre, açık kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilen ölçüler, kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak elde edilen ölçülere göre daha az sapma göstermiştir.
- Açık ve kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak multi-unit seviyesinde elde edilen ölçülerdeki sapma miktarı, implant seviyesinde elde edilen ölçülere göre azalma göstermiştir.

İmplant açılanmasının çok fazla arttığı durumlarda her malzeme ve teknikte ölçüde meydana gelen hata oranında artış tespit edilmiş olsa da böyle bir durumda splintli açık kaşık tekniğinin kullanımı hata oranının azaltılmasında etkili olacaktır. İmplant açılanmasının 15°'nin üzerine çıktığı durumlarda multi-unit dayanaklar kullanılarak açılanmanın azaltılmasının ölçüde meydana gelebilecek hataların azaltılmasında yararlı olabileceği düşünülmektedir. Ölçü malzemeleri arasında klinik olarak net bir üstünlükten bahsedilemese de tam ark implant ölçülerinde polieter ölçü malzemesinin kullanımı önerilebilir.



7. KAYNAKÇA

- ACAR A, INAN O (2001) İmplant destekli protezlerde oklüzyon. *Cumhuriyet Uni Dis Hek Fak Derg*, Cilt 4, Sayı 1.
- AGLIARDI E, CLERICOI M, CIANCIO P, MASSIRONI D (2010) Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles, *Quintessence Int*, 41, 285-293.
- AGNINI AM, ROMEO D, CHIESI M, PARIENTE L, STAPPERT CF (2014) Clinical investigation on axial versus tilted implants for immediate fixed rehabilitation of edentulous arches: Preliminary results of a single cohort study, *Clin Implant Dent Relat Res*, 16, 527-539.
- AGUILAR M, ELIAS A, VIZCARRONDO C, PSOTER W (2010) Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *J Prosth Dent*, 103, 202-209.
- AHLHOLM P, SIPILA K, VALLITTU P, JAKONEN M, KOTIRANTA U (2018) Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont*, 27, 35-41.
- AKALIN ZF, OZKAN YK, EKERIM A (2013) Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28, 149-157.
- AKCA K, CEHRELI MC (2004) Accuracy of two impression techniques for ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19, 517-523.
- ALBREKTSSON T, WENNERBERG A (2005) The impact of oral implants-past and future 1966- 2042. *J Can Dent Assoc*, 71, 327.
- ALIKHASI M, SIADAT H, MONZAVI A, MOMEN-HERAVI F (2011) Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: Effect on marginal discrepancy. *J Oral Implantol*, 37, 649-657.
- ALIKHASI M, SIADAT H, NASIRPOUR A, HASANZADE M (2018) Three-dimensional accuracy of digital impression versus conventional method: Effect of implant angulation and connection type. *Int J Dent*. eCollection, 1-9.
- AL-QURAN FA, RASHDAN BA, ABU ZOMAR AA, WEINER S (2012) Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int*, 43, 119-125.
- AMIN S, WEBER HP, FINKELMAN M, EL RAFIE K, KUDARA Y, PAPASPYRIDAKOS P (2017) Digital vs. conventional full-arch implant impressions: A comparative study. *Clin Oral Implants Res*, 28, 1360-1367.
- ANUSAVICE KJ, SHEN C, RAWLS HR (2013) Phillips' science of dental materials. (Twelfth edition) St. Louis: Elsevier Saunders, 48-68, 499-518.

- ASSIF D, FENTON A, ZARB G, SCHMITT A (1992) Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 12, 112-121.
- ASSIF D, NISSAN J, VARSANO I, SINGER A (1999) Accuracy of implant impression splinted techniques: Effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14, 885-888.
- ASSUNCAO WG, TABATA LF, CARDOSO A, ROCHA EP, GOMES ÉA (2008) Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant Dent*, 17, 248-256.
- AYDIN C, OZEN J, YILMAZ C, KORKMAZ T (2006) Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21, 36-44.
- BAIG MR (2014) Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29, 869-880.
- BAUM L, PHILIPS RW, LUND MR (1981) Textbook of operative dentistry. WB Saunders Company-Philadelphia, London, Toronto, Sydney, p 432.
- BHARDWAJ S, SRIVASTAVA R, PALEKAR U, CHOUKSE V (2014) The “All-on-four” immediate function concept: A review. *Nat J Dent Sci Res*, 2, 78-81.
- BOSCH JA (1995) Coordinate measuring machines and systems. New York, Marcel Dekker.
- BRANEMARK PI (1983) Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, 50, 399-410.
- BURNS J, PALMER R, HOWE L, WILSON R (2003) Accuracy of open tray implant impressions: An in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent*, 89, 250-255.
- BUZAYAN M, BAIG MR, YUNUS N (2013) Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28, 1512-1520.
- CALESINI G, ZARONE F, SORRENTINO R, MICARELLI C., FABIANELLI A, PAPACCHINI F, GHERLONE E (2014) Effect of 2 impression techniques on the dimensional accuracy of working implant prosthesis models: An in vitro study. *Journal of Craniofacial Surgery*, 25, 822-827.
- CARR AB (1991) Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6, 448-455.
- CHAN MH, HOLMES C (2015) Contemporary "All-on-4" concept. *Dent Clin North Am*, 59, 421-470.
- CHARBENEAU GT (1988) Principles and practice of operative dentistry. Philadelphia, Lea and Febiger, 376.

- CHEE W, JIVRAJ S (2006a) Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J*, 201, 429-432.
- CHEE W, JIVRAJ S (2006b) Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J*, 201, 501-507.
- CHEE WW, DONOVAN TE, KAHN RL (1991) Indirect inhibition of polymerization of a poly vinyl siloxane impression material: A case report. *Quintessence Int*, 22, 133-135.
- CHEE WW, DONOVAN TE (1992) Polyvinylsiloxane impression materials: A review of properties and techniques. *J Prosthet Dent*, 68, 728-732.
- CHEE WW, DONOVAN TE (1989) Fine detail reproduction of very high viscosity polyvinylsiloxane impression materials. *Int J Prosthodont*, 2, 368-370.
- CHEN SY, LIANG WM., CHEN FN (2004) Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent*, 32, 603-609.
- CHENG CW, CHIEN CH, CHEN CJ, PAPASPYRIDAKOS P (2013) Complete-mouth implant rehabilitation with modified monolithic zirconia implant-supported fixed dental prostheses and an immediate-loading protocol: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 109, 347-352.
- CHESHIRE PD, HOBKIRK JA (1996) An in-vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil*, 23, 782-789.
- CHIA VA, ESGUERRA RJ, TEOH KH, TEO JW, WONG KM, TAN KB (2017) In vitro three- dimensional accuracy of digital implant impressions: The effect of implant angulation. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 32, 313-321.
- CHOI JH, LIM YJ, YIM SH, KIM CW (2007) Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in paralel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22, 761-768.
- CONRAD HJ, PESUN IJ, DELONG R, HODGES JS (2007) Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent*, 97, 349-356.
- COOK WD, THOMASZ F (1986) Current Note No.64 Rubber gloves and addition silicone materials. *Aust Dent J*, 31, 140.
- COX JR, BRANDT RL, HUGHES HJ (2002) A clinical pilot study of the dimensional accuracy of double-arch and complete arch impressions. *J Prosthet Dent*, 87, 510-515.
- CRAIG RG (1988) Review of dental impression materials. *Adv Dent Res*, 2, 51-64.
- CRAIG RG, HARE PH (1990) Properties of a new polyether urethane dimethacrylate photo initiated elastomeric impression material, *J Prosthet Dent*, 63, 16-20.
- CRAIG RG, POWERS JM (2001) Restorative Dental Materials (ed 11). St Louis, Mosby, pp. 348-367.

- CRAIG RG, URQUIOLA NJ, LIU CC (1990) Comparison of commercial elastomeric impression materials. *Oper Dent*, 15, 94-104.
- CULLEN DR, SANDRIK JL (1989) Tensile strength of elastomeric impression materials, adhesive and cohesive bonding. *J Prosthet Dent*, 62, 142-145.
- DAOUDI MF, SETCHELL DJ, SEARSON LJ (2001) A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont*, 14, 152-158.
- DEL'ACQUA MA, ARIOLI-FILHO JN, COMPAGNONI MA, MOLLO FDE A (2008) Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23, 226-236.
- DI FIORE A, MENEGHELLO R, SAVIO G, SIVOLELLA S, KATSOULIS J, STELLINI E (2015) In vitro implant impression accuracy using a new photopolymerizing splinting material, *Clin Implant Dent Relat Res*, 17, 721-729.
- DONOVAN TE, CHEE WW (2004) A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am*, 48, 445-470.
- DRISCOLL CF FM, GUCKES AD, KNOERNSCHILD KL, MCGARRY TJ, GOLDSTEIN G (2017) The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent*, 117, 1-105.
- DUMBRIGUE HB, GURUN DC, JAVID NS (2000) Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*, 84, 108-110.
- DURKAN R, OYAR P, DESTE G (2019). Maxillary and mandibular All-on-Four implant designs: A review. *Niger J Clin Pract*, 22, 1033-1040.
- DUYCK J, VAN OOSTERWYCK H, VANDER SLOTEN J, DE COOMAN M, PUERS R, NAERT I (2000) Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: An in vivo study. *Clin Oral Implants Res*, 11, 465-475.
- EAMES WB, SIEWEKE JC, WALLACE GW, ROGERS LB (1979) Elastomeric impression materials: Effect of bulk on accuracy. *J Prosthet Dent*, 41, 304.
- EHSANI S, SIADAT H, ALIKHASI M (2013) The effect of implant connection length on the dimensional impression accuracy of inclined implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28, 315-320.
- ENDER A, MEHL A (2013) Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*, 109, 121-128.
- ENKLING N, BAYER S, JOHREN P, MERICSKE-STERN R (2012) Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14, 144-151.
- FONG PG, WALTER JD (1990) Effects of an immersion disinfection regime on rigid impression materials. *Int J Prosthodont*, 3, 522-527.

- GIBLIN J, PODESTA R, WHITE J (1990) Dimensional stability of impression materials immersed in an iodophor disinfectant. *Int J Prosthodont*, 3, 72-77.
- GORMAN CM, MCDEVITT WE, HILL RG (2000) Comparison of two heat-pressed allceramic dental materials. *Dent Mater*, 16, 389-395.
- GRAIG R, POWERS J (2002) Restorative dental materials 11th edition, Mosby. St Louis, 668-761.
- GUEHENNEC L, SOUEIDAN A, LAYROLLE P, AMOURIQ Y (2007) Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*, 2, 844-854.
- HAMALIAN TA, NASR E, CHIDIAC JJ (2011) Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont*, 20, 153-160.
- HAMED MT, ABDULLAH MOUSLY H, KHALID ALAMOUDI S, HOSSAM HASHEM AB, HUSSEIN NAGUIB G (2020) A systematic review of screw versus cement-retained fixed implant supported reconstructions. *Clin Cosmet Investig Dent*, 12, 9-16.
- HARIHARAN R, SHANKAR C, RAJAN M, BAIG MR, AZHAGARASAN NS (2010) Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implant*, 25, 38-44.
- HEIDARI B, FALLAHI S, IZADI A (2016) Effect of dental implant placement angulation and splinted and non- splinted impression techniques on the accuracy of impressions in two 3i and dio implant systems. *Int J Pharma Bio Sci*, 5, 3296-3319.
- HOLMGREN EP, SECKINGER RJ, KILGREN LM, MANTE F (1998) Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*, 24, 80-88.
- HOWELL KJ, MCGLUMPHY EA, DRAGO C, KNAPIK G (2013) Comparison of the accuracy of biomet 3i encode robocast technology and conventional implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28, 228-240.
- HSU CC, MILLSTEIN PL, STEIN RS (1993) A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent*, 69, 588-593.
- HUMPHRIES RM, YAMAN P, BLOEM TJ (1990) The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5, 331-336.
- HUNG SH, PURK JH, TIRA DE, EICK JD (1992) Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent*, 67, 583-589.
- HUSSEIN LA (2014) Accuracy of optimized rubber base impression materials (linear and surface analysis) *Aust J Basic Appl Sci*, 8, 543-551.
- IBRAHIM TO, GHUNEIM WA (2013) Composite resin versus two different splinting techniques on evaluation of impression accuracy for dental implants. *Life Sci J*, 10, 1013-1018.

- IDRIS B, HOUSTON F, CLAFFEY N (1995) Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. *J Prosthet Dent*, 74, 535-541.
- INTURREGUI JA, AQUILINO SA, RYTHER JS, LUND PS (1993) Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*, 69, 503-509.
- IRELAND AJ, MCNAMARA C, CLOVER MJ, HOUSE K, WENGER N, BARBOUR ME, ALEMZADEH K, ZHANG L, SANDY JR (2008) 3D surface imaging in dentistry – what we are looking at. *Brit Dent J*, 205, 387-392.
- ISMAIL IA, ALHAJJ MN (2020) Accuracy of different impression techniques for multiunit implant restoration: A qualitative in vitro study. *J Prosthet Dent*, 124, 729.e1-729.e5.
- JANG HK, KIM S, SHIM JS, LEE KW, MOON HS (2011) Accuracy of impressions for internal-connection implant prostheses with various divergent angles. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26, 1011-1015.
- JEMT T (1996) In-vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11, 151-158.
- JO SH, KIM KI, SEO JM, SONG KY, PARK JM, AHN SG (2010) Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: An in vitro study. *J Adv Prosthodont*, 2, 128-133.
- JOSEPH TM, RAVICHANDRAN R, LYLAJAM S, VISWABHARAN P, JANARDHANAN K, RAJEEV S (2018) Evaluation of positional accuracy in multiple implants using four different splinting materials: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*, 18, 239-247.
- JOSHI AA, GAIKWAD AM, NADGERE JB, RAM SM (2020) Orthodontic elastomeric chain asan alternative to dental floss for splinting implant impression copings for complete-arch implant impressions. *J Prosthet Dent*, 123, 188-189.
- KAHN RL, DONOVAN TE, CHEE WW (1989) Interaction of gloves and rubber dam with a poly (vinyl siloxane). Impression material: A screening test. *Int J Prosthodont*, 2, 342-346.
- KALLUS T, BESSING C (1994) Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implant*, 9, 169-178.
- KARL M, WINTER W, TAYLOR TD, HECKMANN SM (2004) In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19, 30-37.
- KATSOULIS J, TAKEICHI T, SOL GAVIRIA A, PETER L, KATSOULIS K (2017) Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol*, 1, 121-138.
- KIM S, NICHOLLS JI, HAN CH, LEE KW (2006) Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21, 747-755.

- KIM JH, KIM KR, KIM S (2015) Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 114, 185-192.
- KOSKI RE (1977) Comparative study of selected alginate materials and devices. *J Am Dent Assoc*, 94, 713-716.
- KOTSIOMITI E, TZIALLA A, HATJIVASILIOU K (2008) Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection- a literature review. *J Oral Rehab*, 35, 291-299.
- KURTULMUS-YILMAZ S, OZAN O, OZÇELIK TB, YAGIZ A (2014) Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *J Dent*, 42, 1551-1559.
- KWON JH, SON YH, HAN CH, KIM S (2011) Accuracy of implant impressions without impression copings: A three-dimensional analysis. *J Prosthet Dent*, 105, 367-373.
- LAWSON NC, BURGESS JO, LITAKER MS (2008) Tensile elastic recovery of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 100, 29-33.
- LEE H, ERCOLI C, FUNKENBUSCH PD, FENG C (2008a) Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 9, 107-113.
- LEE H, SO JS, HOCHSTEDLER JL, ERCOLI C (2008b) The accuracy of implant impressions: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 100, 285-291.
- LEE IK, DELONG R, PINTADO MR, MALIK R (1995) Evaluation of factors affecting the accuracy of impressions using quantitative surface analysis. *Oper Dent*, 20, 246-252.
- LEE SJ, CHO SB (2011) Accuracy of five implant impression technique: Effect of splinting materials and methods. *J Adv Prosthodont*, 3, 177-185.
- LIN WS, HARRIS BT, ELATHAMNA EN, ABDEL-AZIM T, MORTON D (2015) 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*, 30, 102-109.
- LINKE BA, NICHOLLS JI, FAUCHER RR (1985) Distortion analysis of stone casts made from impression materials. *J Prosthet Dent*, 54, 794-802.
- LIOU AD, NICHOLLS JI, YUODELIS RA, BRUDVIK JS (1993) Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*, 6, 377-383.
- LIVADITIS GJ (1998) The matrix impression system for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 79, 208-216.
- LORENZONI M, PERTL C, PENKNER K, POLANSKY R, SEDAJ B, WEGSCHEIDER W (2000) Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit®-2 system. *J Oral Rehabil*, 27, 629-638.

- MA J, RUBENSTEIN JE (2012) Complete arch implant impression technique. *J Prosthet Dent*, 107, 405-410.
- MA T, NICHOLLS JI, RUBENSTEIN JE (1997) Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 12, 371-375.
- MALO P, NOBRE MA, LOPES A, FRANCISCHONE C, RIGOLIZZO M (2012) "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: A clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res*, 1, 139-150.
- MALO P, RANGERT B, NOBRE M (2003) "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 5, 2-9.
- MALO P, RANGERT B, NOBRE M. (2005) All-on-4 immediate-function concept with Branemark system implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 5, 88-94.
- MALONE WFP, KOTH DL (1989) Tylman's Theory and practice of Fixed Prosthodontics. Eighth Ed, copyright by Ishiyaku Euro America Inc St Louis, Tokyo, p 237.
- MANGANO FG, VERONESI G, HAUSCHILD U, MIJIRITSKY E, MANGANO C (2016) Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study. *PLoS One*, 11: e0163107.
- MARTINEZ-RUS F, GARCIA C, SANTAMARIA A, OZCAN M, PRADIES G (2013) Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multiimplant system with different implant angulations and subgingival alignment levels. *Implant Dent*, 22, 268-276.
- MC CABE JF (1999) Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 7. Baskı, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
- MC CABE JF, STORER R (1980) Elastomeric impression materials. *Br Dent J*, 149, 73-79.
- MERCHANT VA, KAY MCNEIGHT M, JAMES CIBOROWSKI C, MOLINARI JA (1984) Preliminary investigation of a method for disinfection of dental impressions. *J Prosthet Dent*. 52, 877-879.
- MILLAR BJ, DUNNE SM, ROBINSON PB (1998) In vitro study of the number of surface defects in monophase and two phase addition silicone impressions. *J Prosthet Dent*, 80, 32-35.
- MILLSTEIN P, MAYA A, SEGURA C (1998) Determining the accuracy of stock and custom tray impression/cast. *J Oral Rehabil*, 25, 645-648.
- MISCH CE (2005) Dental Implant Prosthetics. 1st edition St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby,

- MISCH CE (2008) Contemporary implant Dentistry. St. Louis, MO: Mosby Elsevier; p. 99-100.
- MISCH CE, KUTAY O (2009) Dental implant protezler, Nobel Tıp Kitabevleri.
- MITUTOYO (2020) CMM CRYSTA-Apex S Series Erişim: [https://www.mitutoyo.com/wp-content/uploads/2013/01/2097_CRYSTA_ApexS.pdf]. Erişim Tarihi:25.10.2020
- MOJON P, OBERHOLZER JP, MEYER JM, BELSER UC (1990) Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent*, 64, 684-688.
- MOREIRA AH., RODRIGUES NF, PINHO AC, FONSECA JC., VILACA J (2015) “Accuracy comparison of implant impression techniques: A systematic review”. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2, 751-764.
- MOSTAFA TM, ELGENDY MN, KASHEF NA, HALIM MM (2010) Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*, 23, 525-528.
- MOU SH, CHAI T, WANG JS, SHIAU YY (2002) Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent*, 87, 248-255.
- MPIKOS P, KAFANTARIS N, TORTOPIDIS D, GALANIS C, KAISARLIS G, KOIDIS P (2012) The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external- and internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 27, 1422-1428.
- NACONECY MM, TEIXEIRA ER, SHINKAI RS, FRASCA LC, CERVIERI A (2004) Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19, 192-198.
- NAYYAR A, TOMLINS CD, FAIRHURST W, OKABE T (1979) Comparison of some properties of polyether and polysulfide materials. *J Prosthet Dent*, 42, 163-167.
- NISSAN J, GROSS M, SHIFMAN A, ASSIF D (2002) Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. *J Oral Rehabil*, 29, 357-361.
- NISSAN J, LAUFER BZ, BROSH T, ASSIF D (2000) Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent*, 83, 161-165.
- NOBEL BIO CARE (2020a) All-on-4® treatment concept Erişim: [<https://www.nobelbiocare.com/ca/en/home/products-and-solutions/treatment-concepts/all-on-4.html>]. Erişim Tarihi: 24.10.2020
- NOBEL BIO CARE (2020b) E-book/All-on-4® treatment concept Erişim: [<https://info.nobelbiocare.com/us/en/all-on-4-e-book?submissionGuid=b84af71f-0597-4cb0-b910-59f5f5def15d>]. Erişim Tarihi: 24.10.2020
- O'BRIEN WJ (2002) Dental Materials and Their Selection. Quintessence Publishing Co, Chicago.

- PAPASPYRIDAKOS P, BENIC GI, HOGSETT VL, WHITE GS, LAL K, GALLUCCI GO (2012a) Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: An optical scanning study. *Clin Oral Implants Res*, 23, 676-681.
- PAPASPYRIDAKOS P, CHEN CJ, GALLUCCI GO, DOUKOUDAKIS A, WEBER HP, CHRONOPOULOS V (2014) Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29, 836-845.
- PAPASPYRIDAKOS P, CHEN CJ, SINGH M, WEBER HP, GALLUCCI GO (2012b) Success criteria in implant dentistry: A systematic review. *J Dent Res*, 91, 242-248.
- PAPASPYRIDAKOS P, GALLUCCI GO, CHEN CJ, HANSSEN S, NAERT I, VANDENBERGHE B (2016) Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: Accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*, 27, 465-472.
- PAPAZOGLU E, WEE AG, CARR AB, URBAN I, MARGARITIS V (2020) Accuracy of complete-arch implant impression made with occlusal registration material. *J Prosthet Dent*, 123, 143-148.
- PATRAS M, MARTIN W (2016) Simplified custom impression post for implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*, 115, 556-559.
- PEARSON GZ (1990) Impression techniques and materials. In Jacobsen PH, ed. *Conservative Dentistry: An integrated approach*. New York: Churchill Livingstone, 162-169.
- PERA F, PESCE P, BEVILACQUA M, SETTI P, MENINI M (2016) Analysis of different impression techniques and materials on multiple implants through 3-dimensional laser scanner. *Implant Dent*, 25, 232-237.
- PETRIE CS, WALKER MP, O'MAHONY AM (2003) Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl siloxane impression materials tested under dry, moist and wet conditions. *J Prosthet Dent*, 90, 365-372.
- PHILLIPS KM, NICHOLLS JI, MA T, RUBENSTEIN J (1994) The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9, 533-540.
- POWERS WATAHA J (2017) *Dental materials foundations and applications*. 11th edition. St. Louis (MO). Elsevier.
- RANGERT B, JEMT T, JORNEUS L (1989) Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4, 241-247.
- REDDY S, PRASAD K, VAKIL H, JAIN A, CHOWDHARY R (2013) Accuracy of impressions with different impression materials in angulated implants. *Niger J Clin Pract*, 16, 279-284.

- RHEE YK, HUH YH, CHO LR, PARK CJ (2015) Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont*, 7, 460-467.
- RIBEIRO P, HERRERO-CLIMENT M, DIAZ-CASTRO C, RIOS-SANTOS J, PADRÓS R, MUR J, FALCÃO C (2018) Accuracy of implant casts generated with conventional and digital impressions-an in vitro study. *Int J Environ Res Public Health*, 15, 1599.
- RIGNON-BRET C, DUPUIS R, GAUDY JF (2002) Application of a 3-dimensional measurement system to complete denture impressions. *J Prosthet Dent*, 87, 603-612.
- ROSENSTIEL SF, MARTIN FL, FUJIMOTO J (2006) Contemporary Fixed Prosthodontics (ed 4). St. Louis, Mosby.
- RUBEL BS (2007) Impression materials: A comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 51, 629-642.
- RUTKUNAS V, IGNATOVIC J (2014). A technique to splint and verify the accuracy of implant impression copings with light-polymerizing acrylic resin. *J Prosthet Dent*, 111, 254-256.
- SADOWSKY SJ (2005) A simplified custom impression technique. *J Prosthet Dent*, 94, 468-469.
- SAHIN S, CEHRELI MC (2001) The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: Current status. *Implant Dent*, 10, 85-92.
- SAHIN S, CEHRELI MC, YALCIN E (2002) The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent*, 30, 271-282.
- SAKAGUCHI RL, POWERS JM (2012) Craig's restorative dental materials. Philadelphia (PA): Elsevier Health Sciences.
- SCHAEFER O, SCHMIDT M, GOEBEL R, KUEPPER H (2012) Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression methods: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 108, 165-172.
- SCHULEIN TM (2005) Significant events in the history of operative dentistry. *J Hist Dent*, 53, 63-72.
- SELECMAN AM, WICKS RA (2009) Making an implant level impression using solid plastik, pres-fit, closed-tray impression copings: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 101, 158-159.
- SHADID R, SADAQA N (2012) A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses: A literature review. *J Oral Implantol*, 38, 298-307.
- SHEN C (2003) Impression materials. In: Anusavice KJ Philips' Science of Dental Materials (ed 11). Philadelphia, Saunders, pp. 210-230.

- SHILLINGBURG HT, HOBBS S, WHITSETT LD (1981) Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Quintessence Publishing Co Inc Chicago, Berlin, Rio de Janeiro and Tokyo, p 221.
- SIADAT H, ALIKHASI M, BEYABANAKI E, RAHIMIAN S (2016) Comparison of different impression techniques when using the All-on-Four implant treatment protocol. *Int J Prosthodont*, 29, 265-270.
- SIMEONE P, VALENTINI PP, PIZZOFRERATO R, SCUDIERI F (2011) Dimensional accuracy of pickup implant impression: An in-vitro comparison of novel modular versus standard custom trays. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26, 538-546.
- SKALAK R (1983) Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 49, 843-848.
- SMITH BGN, WRIGHT PS, BROWN D (1986) The Clinical Handling of Dental Materials. IOP Publishing Limited, Wright, Bristol, p 66.
- SORRENTINO R, GHERLONE EF, CALESINI G, ZARONE F (2010) 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*, 12, 63-76.
- STIMMELMAYR M, GUTH JF, ERDELT K, HAPPE A, SCHLEE M, BEUER F (2013) Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. *Clin Oral Investig*, 17, 1929-1935.
- STOBER T, JOHNSON GH, SCHMITTER M (2010) Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *J Prosthet Dent*, 103, 228-239.
- SWEENEY WT, TAYLOR DF (1950) Dimensional changes in dental stone and plaster. *J Dent Res*, 29, 749-755.
- THONGTHAMMACHAT S, MOORE BK, BARCO MT, 2ND, HOVIJITRA S, BROWN DT, ANDRES CJ (2002) Dimensional accuracy of dental casts: Influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont*, 11, 98-108.
- TJAN AH, LI T (1991) Effects of reheating on the accuracy of addition silicone putty-wash impressions. *J Prosthet Dent*, 65, 743-748.
- TJAN AH, LI T, LOGAN GI (1991) Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. *J Prosthet Dent*, 66, 157-164.
- VAN NOORT R (2002) Introduction to dental materials. 2nd. ed. Mosby Inc. Co. 181-209.
- VIGOLO P, FONZI F, MAJZOUB Z, CORDIOLI G (2004) An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent*, 92, 470-476.

- WALKER MP, ALDERMAN N, PETRIE CS, MELANDER J, MCGUIRE J (2013) Correlation of impression removal force with elastomeric impression material rigidity and hardness. *J Prosthodont*, 22, 362-366.
- WALKER MP, RIES D, BORELLO B (2008) Implant cast accuracy as a function of impression techniques and impression material viscosity. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23, 669-674.
- WASSELL RW, IBBETSON RJ (1991) The accuracy of polyvinylsiloxane impressions made with standard and reinforced stock trays. *J Prosthet Dent*, 65, 748-757.
- WEE AG, AQUILINO SA, SCHNEIDER RL (1999) Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont*, 12, 167-178.
- WENZ HJ, HERTRAMPF K (2008) 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*, 23, 39-47.
- WISMEIJER D, BUSER D, BELSER U (2010) ITI Treatment Guide, Vol 4: Loading Protocols in Implant Dentistry, Quintessence Int.
- WITTNEBEN JG, JODA T, WEBER HP, BRÄGGER U (2017) Screw-retained vs. cement-retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontol 2000*, 73, 141-151.
- YAVUZYILMAZ H, ULUSOY M, KEDICI P, KANSU G (2003) Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü, Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara şubesi derneği yayınları, Ankara.
- ZARB GA, SCHMITT A (1990) The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent*, 64, 53-61.
- ZARB GA, SYMINGTON JM (1983) Osseointegrated dental implants: Preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent*, 50, 271-276.

ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı Soyadı : Alim AKYEL
Doğum yeri ve tarihi : Samsun, 1991
Medeni durumu : Evli
Uyruğu : T.C.
İletişim adresi : Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,

Telefon No

E-Posta

II- Eğitimi

Lise : Dikbıyık Anadolu Lisesi/ Samsun (2009)
Üniversite : İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
(2015)
Uzmanlık : Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (Devam ediyor)
Yabancı Dil : İngilizce

III- Ünvanları

2015 Diş Hekimi

IV- Mesleki Deneyimi

2017- Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Araştırma
Görevlisi

Katıldığı Seminer, Sempozyum ve Kongreler

- Planmed Implantology Education Group (PIEG) 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology Symposium.
10-13 Mayıs 2018, Antalya-TÜRKİYE.
- Türk Diş Hekimleri Birliği 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi.
27-30 Eylül 2018, Ankara-TÜRKİYE.
- Dentimplant 15. Yıl Büyük Buluşması Bilimsel Etkinlik Programı.
13-15 Ekim 2018, Antalya-TÜRKİYE.
- Nobel Biocare Türkiye Sempozyumu “Hasta Serüveni, Sanat ve Bilim”.
9-10 Kasım 2018, Antalya-TÜRKİYE.
- Nobel Biocare ‘Total Dişsizlik Çözümleri’.
6 Nisan 2019, Ankara-TÜRKİYE.
- Nobel Biocare User Day, Prof. Dr. Paulo Malo, “Total Dişsiz ve Dişsiz Kalmaya Aday Hastalar İçin All-On-4 Tedavi Konsepti”.
2 Kasım 2019, Girne-KIBRIS.
- Advanced Implantology Academy, Dr. Haşmet Gökdeniz, “Güncel Dental implantolojide neyi, nereye kadar yapabiliriz? Kurallar ve Çözümler”.
7 Aralık 2019, Ankara-TÜRKİYE.
- Aim Academy Ankara Çalışma Kulübü Toplantısı, Prof. Dr. Atilla Sertgöz, “Tam Dişsiz Vakalarda Sabit ve Hareketli İmplant Protezler”.
11 Aralık 2019, Ankara-TÜRKİYE.

Bilimsel Yayın ve Diğer Akademik Faaliyetler

- SAHİN V, GULGEZEN AYDIN H, **AKYEL A**, ULUDAG BC (2019) The effect of repetitive firings on the color of an alumina ceramic system with varying ceramic shade and thickness. *J Esthet Restor Dent*, Sep;31(5):471-477. doi: 10.1111/jerd.12489.
- Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'nün **2020/006** proje numaralı uzmanlık tezi projesi devam etmektedir.