

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI AÇIDA YERLEŞTİRİLMİŞ İMPLANTLARDA ÖLÇÜ
HASSASİYETİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hande ÇİTİR YÜCEL

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Özgür İNAN

KONYA-2017

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI AÇIDA YERLEŞTİRİLMİŞ İMPLANTLARDA ÖLÇÜ
HASSASİYETİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hande ÇİTİR YÜCEL

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Özgür İNAN

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 15102044 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2017

 SELÇUK ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	UZMANLIK TEZİ JÜRİ TUTANAĞI	Dok.Kodu	KU.FR.57
		Yürürlüğe Gir. Tar.	Haziran 2015
		Revizyon No	00
		Revizyon Tarihi	-
		Sayfa No	1 / 1

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı : Hande ÇITIR YÜCEL

Uzmanlık Dalı : Protetik Diş Tedavisi

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Özgür İNAN

Tezin Adı : **Farklı Açıda Yerleştirilmiş İmplantlarda Ölçü Hassasiyetinin Değerlendirilmesi**

Dt. Hande ÇITIR YÜCEL'in hazırlamış olduğu tezini 23/08/ 2017 tarihinde aşağıda isimleri yazılı olan jüri huzurunda savunmuştur.


SONUÇ: **TEZ BAŞARILI (X)** **TEZ YETERSİZ ()**

Prof. Dr. Özgür İNAN

Prof. Dr. Oguz ERASLAN

Yrd. Doç. Dr. Ceyda AKIN



 SELÇUK ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	UZMANLIK TEZİ DEĞERLENDİRME FORMU	Dok.Kodu	KU.FR.59
		Yürürlüğe Gir. Tar.	Haziran 2015
		Revizyon No	00
		Revizyon Tarihi	-
		Sayfa No	1 / 1

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı : Hande ÇITIR YÜCEL

Tarih:23/08/2017

Uzmanlık Dalı : Protetik Diş Tedavisi
 Tez Danışmanı : Prof. Dr. Özgür İNAN

Tezin Adı : Farklı Açıda Yerleştirilmiş İmplantlarda Ölçü Hassasiyetinin Değerlendirilmesi

1. Sayfa Sayısı : 80
 2. Tablo Sayısı : 3
 3. Şekil/Grafik Sayısı: 41
 4. İstatistik Sayısı :Yapılmadı
 5. Kaynaklar :
 a. Sayısı : Yeterli (X) Yetersiz ()
 b. Kaynak Kullanımında Uygunluk : Yeterli (X) Yetersiz ()
 c. Yeni Kaynaklardan Yararlanma : Yeterli (X) Yetersiz ()

6. YAZI DÜZENİ

- a. **Konu I. Kapsamı** Retrospektif (Olgu Sunumu) ()
 Prospektif (Klinik Çalışma) ()
 Deneysel (X)
 II. Orijinallik Orijinal (X) Orijinal değil ()
- b. **Özet:** Çalışmanın ana hatlarını kapsıyor (X) Evet () Hayır ()
- c. **Giriş ve Amaç:**
 a) Amaç ve dayandığı bilimsel düşünceler ifade edilmiş (X) ()
 b) Kapsamı yeterli (gereğinden uzun ya da kısa ise belirtiniz) (X) ()
- d. **Genel Bilgiler:** Genel bilgiler kaynaklarla desteklenmiş (X) ()
- e. **Gereç ve Yöntem:**
 a) Gereçler yeterli ve çalışmanın amacına yönelik (X) ()
 b) Yöntem ayrıntılarıyla açıklanmış ve kaynaklarla desteklenmiş (X) ()
- f. **Bulgular:**
 a) Olgu, gözlem ve deney sayısı yeterli (X) ()
 b) Bulgular ölçüm ve istatistik açıdan yeterli ve güvenilir (X) ()
- g. **Tartışma ve Sonuç:** Bulguların yeterince analizi yapıp yorumlanmış (X) ()

SONUÇ: BAŞARILI (X) YETERSİZ ()

BAŞARISIZ İSE TEZDE YAPILMASI İSTENEN DEĞİŞİKLİKLER BİR RAPOR HALİNDE BELİRTİLMELİ!

TEZ JÜRİLERİ:

Prof Dr. Özgür İNAN
 (Tez Danışmanı)

Prof. Dr. Oğuz ERASLAN

Yrd. Doç. Dr. Ceyda AKIN





ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Farklı Açıda Yerleştirilmiş İmplantlarda Ölçü Hassasiyetinin Değerlendirilmesi

Hande ÇITIR YÜCEL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2017

Dental ölçü, kayıtları saklamak veya restorasyon üretmek için mevcut yapının pozitif bir replikasını oluşturmak amacıyla kullanılır. İmplant diş hekimliği için ağızdaki çalışma koşullarını bir laboratuvar ortamına yansıtmak teknik olarak hassastır ve implant tedavisinin başarısı için kritiktir. Hatalı bir ölçü kaydı protezde uyumsuzluklara, biyolojik ve mekanik komplikasyonlara neden olur. Vida kaybı, vida veya implant kırığı, okluzal uyumsuzluklar gibi pek çok sorun protezlerin uyumunun bozulmasından kaynaklanır. Bu nedenle implant üstü protezlerin başarısında üst yapının implantlara ve abutmentlere pasif uyumu önemli bir rol oynar. Üst yapının pasif uyuma sahip olmasının nedenleri multifaktöryeldir. Ölçü prosedüründe, analogların yerleştirilmesi esnasında, alçı model hazırlama aşamasında ya da protez yapımındaki hatalar uyumun bozulmasına yol açar. Çeşitli ölçü teknikleri, splintleme yöntemleri, ölçü maddeleri, hassasiyeti etkileyen implant açısı, derinliği, koping dizaynı gibi pek çok faktör ölçü hassasiyetinin değerlendirildiği pek çok çalışmanın konusu olmuştur. Çalışmada farklı açıda yerleştirilmiş implantların, farklı ölçü materyalleri ve tekniklerle elde edilen ölçülerinin ölçü hassasiyetini nasıl etkilediği araştırılmıştır. Otopolimerizan transparant akrilik rezinden elde edilen iki ana modelden birine 4 adet implant paralel şekilde, diğerine ise farklı açılarda (20°,15°,10°,5°) yerleştirildi. Bütün implantlar cerrahi rehberler kullanılarak planlanan açılarda ve konumlarda modellere yerleştirildi. İki farklı ölçü tekniği (direkt ve snap-on) ve bu tekniklere uygun ölçü başlıkları kullanıldı. Ölçüler için 3 farklı ölçü maddesi (polieter, vinil polisiloksan, vinil polieter silikon) kullanıldı ve toplam 12 adet ölçü modeli ile 2 adet ana model üç boyutlu tarayıcı ile tarandı. Ana modelleri referans alınarak çalışma modellerinde lineer ve açısal ölçümler yapılmış ve sonuçlar grafikler ile karşılaştırılmıştır.

Çalışmanın sonucunda hiçbir çalışma modelindeki implant tam olarak ana modeldeki konumunda transfer edilememiştir. Vinil polieter silikon ölçü maddesi açının artışıyla en olumsuz etkilenen ölçü maddesi olmuştur. Açılı implantlar varlığında direkt ölçü tekniği snap-on tekniğinden daha olumlu sonuçlar vermiştir.

Anahtar Sözcükler: Açılı implant; İmplant ölçüsü; Ölçü hassasiyeti

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY

SELCUK UNIVERSITY

FACULTY of DENTISTRY

Evaluation of Impression Accuracy for Implants at Different Angulations

Hande ÇITIR YÜCEL

Department of Prosthodontics

SPECIALITY THESIS / KONYA-2017

Dental impression is used to produce a positive replica of the structure for use as a permanent record or in the production of a dental restoration. Depicting same working conditions as in the mouth to a laboratory setting for implant dentistry is technically sensitive but critical to the success of implant therapy. An inaccurate impression may result in prosthesis misfit, which may cause biological and/or mechanical complications. Various mechanical complications such as loosening of screw, fracture of screw or implant, and occlusal inaccuracy may have been arisen from prosthesis misfit. Because of this passive fit of superstructure on implants and abutments has much importance in the success of implant prosthodontics. Reasons why prosthetic superstructure not exhibit passive fit are multifactorial. Faults can be occur in impression procedure, analogue placement, during duplicate cast making and fabricating the prostheses. Various implant impression techniques, splint techniques, impression materials, and other factors related to the accuracy such as implant angulation and depth, design of copings are studied for accuracy. In this study, accuracy of different impression materials and techniques in angulated implants was evaluated. Four paralel implants were placed to one of the main models made from autopolymerizing transparent acrylic resin, and to the other main model four implants were placed with different angulations (20°, 15°, 10°, 5°). All of the implants were placed by using surgical guides. Impressions were made with two different impression techniques (direct and snap-on) and proper impression copings were used these techniques. Three different impression materials (polyether, polyvinyl siloxane and vinyl polyether silicone) were used to make impressions and all 12 duplicate casts and 2 main models were scanned with a 3-D scanner. Taking main models' data as reference, linear and angular measurement variations of study models were compared with graphics.

As a result, none of the study models transferred the exact implant positions in the main models. Vinyl polyether silicone is an impression material which was effected the most negatively from the increasing of angulation. The results of direct impression technique are found more accurate than snap-on technique in angulated implants.

Key Words: Angulated implant; Implant impression; Impression accuracy

ii. ÖNSÖZ

Protetik diş tedavisi uzmanlık eğitimim boyunca ve tez sürecinde bana her zaman yol gösteren, benden zamanını ve desteğini esirgemeyen saygıdeğer hocam Prof. Dr. Özgür İnan'a,

Mensubu olduğum fakültede gördüğüm eğitim boyunca tecrübelerini ve desteğini benimle paylaşan kıymetli öğretim üyelerine, sevgili asistan arkadaşlarıma ve personelimize,

Ölçümlerin yapılması ve analizinde emeği geçen Ayberk Yağız'a ve grafiklerin hazırlanmasında değerli katkılarından dolayı Ertan Akgenç'e,

Bu süreçte her zaman yanımda olan sevgili arkadaşlarım. Dt. Tuğçe Gezer' e , Dt. Fouad Najafi' ye, Dt. İsmail Kılıç'a ve Dt. İlknur Torun' a,

Hayatım boyunca benden maddi manevi desteğini esirgemeyen annem Nihal Çıtır'a, babam Halim Çıtır'a, canım ablam Gözde Çıtır Kasım'a ve sevgili eşim Sinan Yücel'e,

İçtenlikle teşekkürlerimi sunarım...

SİMGELER VE KISALTMALAR	v
1. GİRİŞ	1
1.1. Dental İmplantolojinin Tarihçesi.....	2
1.2. Osseoentegrasyon Kavramı.....	4
1.2.1. Osseoentegrasyon Mekanizması.....	5
1.2.2. Osseoentegrasyonu Etkileyen Faktörler.....	6
1.3. Başarılı İmplantların Özellikleri.....	7
1.4. Pasif Uyum.....	8
1.4.1. Pasif Uyum Etkileyen Faktörler.....	9
1.4.2. Pasif Uyum Elde Etme Yöntemleri.....	10
1.4.3. İmplant Üstü Protezlerde Protetik Alt Yapının Uyumunun Değerlendirilmesi.....	10
1.5. Dental İmplantların Açılı Yerleştirilmesinin Nedenleri ve Sınırlamaları.....	10
1.6. Dental İmplantolojide Ölçü.....	11
1.6.1. Abutment Seviyesinde Ölçü.....	12
1.6.2. İmplant Seviyesinde Ölçü.....	13
1.7. Dental İmplantolojide Kullanılan Ölçü Teknikleri.....	13
1.7.1. Direkt Ölçü Tekniği.....	13
1.7.2. İndirekt Ölçü Tekniği.....	14
1.7.3. Snap-on Tekniği.....	15
1.8. Dental İmplantolojide Kullanılan Ölçü Maddeleri.....	16
1.9. Ölçü Maddelerinde Aranılan Özellikler.....	17
1.10. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri.....	18
1.10.1. Viskozite (Akışkanlık, Kalınlık).....	18
1.10.2. Manüplasyon.....	19

1.10.3. Hidrofilite / Hidrofobisite	22
1.10.4. Islatabilirlik	22
1.10.5. Yırtılma Direnci	23
1.10.6. Fleksibilite	24
1.10.7. Elastik Düzeltme	24
1.10.8. Boyutsal Stabilite	25
1.10.9. Detay Kaydı	26
1.11. Hassasiyetin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler	27
2. GEREÇ VE YÖNTEM	28
2.1. Akrilik Modellerin Hazırlanması	29
2.2. Modellere Uygun Cerrahi Rehberlerin Hazırlanması	29
2.3. İmplantların Yerleştirilmesi	31
2.4. Ölçü Aşaması	32
2.4.1. Ölçü Kaşıklarının Hazırlanması	32
2.4.2. Ölçü Maddeleri İle Ölçü Alınması	34
2.5. Alçı Modellerin Elde Edilmesi	39
2.6. Ölçümlerin Yapılması	41
3. BULGULAR	43
4. TARTIŞMA	52
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	66
7. EKLER	78
8. ÖZGEÇMİŞ	80

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

°C: Santigrad Derece

µm: Mikrometre

ADA: Amerikan Diş Hekimleri Birliği

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım / Bilgisayar destekli dizayn

CBCT: Konik ışın bilgisayar tomografi

cm: Santimetre

cP: Centipoise

FDM: Fused Deposition Modelling

gr: Gram

ml: Mililitre

mm: Milimetre

mPa: Megapaskal

PE: Polieter

PVS: Polivinil Siloksan

VPES: Vinil Polieter Silikon

yy: Yüzyıl

° : Derece

1. GİRİŞ

Dental implantolojinin amacı alveolar kemiği korumak, kaybedilmiş dişlerle birlikte bu dişlerin fonksiyonlarını da düzenlemek, mevcut dişlerin stabilizasyonunu sağlamak, hastanın kaybettiği fonasyon ve estetiği geri kazanmaktır. Ayrıca hastanın yaşam kalitesini arttırmak, sosyal ve psikolojik olumsuzlukları da gidermektir.

Dental implantlar hastanın diş kaybıyla birlikte yitirdiği fonksiyon, fonasyon ve estetiği geri kazanmakta oldukça tercih edilen ve başarılı bir tedavi yöntemi olarak görülmektedir. Dental implantoloji için halen gelişmekte olan değişik materyal ve teknikler hekimlere geniş tedavi seçenekleri sağlamaktadır Dolayısıyla dental implant tedavisi günümüzde sıklıkla kullanılan güncel bir tedavi yöntemi haline gelmiştir.

Diş hekimliğinde ölçü, diş ve çevresindeki dokuların yumuşak ve yarı akıcı malzemeler kullanılarak negatifinin elde edilmesi olarak tanımlanır. Kullanılan materyale bağlı olarak sert veya elastik olabilen bu ölçü ile pozitif bir model ya da kopya elde edilir.

İlerleyen teknoloji ve yapılan çalışmalar implant üstü protez ölçüsünün hatasız şekilde alınması ve ana modelin hatasız şekilde elde edilmesinin, implant üstü protezin hem implant dayanağına hem de implanta uyumunun sağlanması açısından çok önemli olduğunu göstermiştir (Humphries ve ark 1990, Carr 1991, Assif ve ark 1992, Carr 1992, Hsu ve ark 1993, Assif ve ark 1996, Burawi ve ark 1997, Herbst ve ark 2000, Lorenzoni ve ark 2000, Wee 2000, Assuncao ve ark 2004, Assuncao ve ark 2008, Assuncao ve ark 2008, Lee ve ark 2008). Başarılı restorasyonlar ancak yüksek kalitede ölçülerle elde edilen diş ve çevresindeki dokuların modelleri üzerinde oluşturulabilir. Uyumlu ölçüler ortaya çıkarabilmek için ölçü tekniği ve materyal konusundaki tercihler büyük önem taşır. İmplant üstü protezlerde de implantların modele doğru şekilde aktarılması bakımından kullanılacak ölçü yöntemi, çalışma ve sertleşme süresi, kalıcı deformasyon, boyutsal stabilite, manüplasyon kolaylığı gibi özellikler göz önünde bulundurulmalıdır. İmplant üstü protezlerin başarı ve prognozunda implantların modele doğru şekilde aktarılması, üst yapının implantlara ve abutmentlere olan pasif uyumu çok önemlidir (Skalak 1983, Ivanhoe ve ark 1991, Assif ve ark 1992, Tan ve ark 1993, Phillips KM 1994, Burawi ve ark 1997, Lorenzoni ve ark 2000).

İmplant yerleşimi öncesinde yapılacak detaylı bir intraoral ve radyolojik muayene pek çok komplikasyonun önüne geçer. Üç boyutlu görüntüleme teknikleri bu amaçla günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. Konik ışın bilgisayar tomografi (CBCT) yüksek çözünürlük ve daha düşük radyasyon nedeniyle çoklu kesit dental taramaya tercih edilir (Hirsch ve ark 2008). Yine de anatomik sınırlamalar nedeniyle implantların açıldırılarak yerleştirilmeleri gibi durumlar söz konusu olabilir.

Bu çalışmanın ispatlanmamış hipotezi, polivinil siloksan (PVS), vinil polieter silikon (VPES), polieter (PE) ölçü maddeleri için, ölçü tekniğinin ve implantın açısının hassasiyeti etkileyeceğidir.

Çalışmanın amacı, ağız ortamında açılı veya paralel yerleştirilmiş implantların konumları ile, farklı ölçü maddeleri ve ölçü teknikleri kullanılarak elde edilen ölçülerdeki konumlarının karşılaştırılmasıdır. Çalışmada tam dişsiz alt çeneyi taklit eden, otopolimerizan transparant akrilik rezinden hazırlanmış 2 model üzerine 4.1 milimetre (mm) çapında ve 12 mm uzunluğunda, kemik düzeyi implantlar yerleştirilmiş ve PE, VPES ve PVS gibi elastomerik ölçü materyalleri ile direkt ve snap-on ölçü tekniği kullanılarak alçı modeller elde edilmiştir. Bu alçı modellere transfer edilen implant konumları ile alt çeneyi taklit eden ana modellerdeki implantların konumları karşılaştırılmıştır.

1.1. Dental İmplantolojinin Tarihçesi

İmplant kelimesi köken olarak Latince'deki 'in=içinde,içine' ve 'planto=yerleştirme, ekme, gömme, dikme' anlamına gelen sözcüklerin birleştirilmesiyle oluşturulmuştur. Anlam olarak ise kaybedilen işlevin geri kazandırılması için canlı dokular içine yerleştirilen organik veya inorganik materyaller olarak tanımlanabilir (Block ve Kent 1995). Dental implantları da alveoler kemik içerisine yerleştirilen, doku tarafından kabul edilebilir metal veya metal alaşımlarını içeren biomedikal materyaller olarak tanımlayabiliriz (Kulak Özkan 2012). Diğer bir deyişle dental implant kayıp dişi yerine koyan, sabit veya hareketli protezlere desteklik sağlayan kemiğin içine veya üzerine yerleştirilebilen biyouyumlu materyallerdir. The Glossary of Prosthodontics' teki dental implant tanımı ise, periodonsiyumun altına doğrudan cerrahi olarak yerleştirilen ve hareketli veya sabit protezlere destek ve

tutuculuk sağlayan, dokularla uyumlu metal, metal alaşım, alloplastik metaryal ya da porselenden yapılmış protetik elemanlardır (İnan 1997). Bu tanımlar doğrultusunda dental implantoloji de bu materyallerin kemik içerisine yerleştirilme işlemi olarak tanımlanabilir.

Bilimin her dalında olduğu gibi dental implantolojinin gelişimi de uzun bir tarihi sureten geçip günümüze kadar gelmiştir. Dental implantolojinin geçmişine bakıldığında 20. yy'ın başlarına kadar gerçekleşen gelişmeler daha cok reimplantasyon ve transplantasyon girişimlerine yönelik olmuştur (Kulak zkan 2012). Diş transplantasyonu ve reimplantasyonundan bahseden ilk hekim Ambrose Par'dir. 1510-1590 yılları arasında yaşayan Pare'nin ilk defa çeneye obtüratör yerleştirdiği ve n dişlere transplantasyon yaptığı bilinmektedir (Alnıaçık 2011). Transplantasyon işlemleri 17. yy'da çekilmiş dişlere kanal tedavisi uyguladıktan sonra çekim boşluklarına yerleştiren Fransız diş hekimi M. Dupont ve 18. yy'da da Pierre Fauchard (1678-1761) ve John Hunter (1728-1793) tarafından devam ettirilmiştir. 19. yy.'ın başlarına kadar kullanılmaya devam edilen bu yöntem, görülen başarisızlıklar ve bulaşıcı hastalıkların yayılmasından dolayı terk edilmeye başlanmıştır. Bu da bilim insanlarını diş yerine konulabilecek farklı malzemelere yneltmıştir (Watzek 1996). Çeşitli Şekil ve malzemeler kullanılarak üretilen implantlar da, implant tarihinin gelişiminde rol oynamıştır.

Maggiolo 1809 yılında diş çekimi yeni yapılmış bir hastada çekim soketine tek aşamalı bir altın implant yerleştirmiş; ancak gelişen komplikasyonlar nedeniyle başarılı olamamıştır. T.D. Driskell, E.J. Greenfield ve S.M. Harris adlı bilim adamları ise altın, kurşun, iridyum içeren alaşım implantlar kullanmışlardır (Block ve Achong 2004). Adams da 1937 yılında günümüzdeki top ataman tutuculu overdenture protezlerde kullanılan yivli silindirik implantların yapısına benzer bir implant tasarlamıştır (Mısır 2008). Bu implant tasarımı güncel olarak kullanılan silindirik implantların temellerini atmıştır. Dokular tarafından tolere edilebilen uzun dönem başarısı kanıtlanmış ilk kemik içi (endoossez) implant 1938 yılında Strock tarafından yerleştirilmiştir. Bu implant kobalt-krom-molibden alaşımından üretilmiş, konik Şekilli başlık içeren bir vidadır. Yerleştirildiği günden, hastanın doğal yollardan ölümüne kadar geçen 17 yıllık takip sürecinde ağız içerisinde stabil ve asemptomatik kalması, metalik kemik içi implantların dokular tarafından tolere edilebilirliğinin bir kanıtı

olarak görülmektedir (Block ve Achong 2004). Kemik içi implant tasarımına sahip bir diğer araştırmacı ise Formiggini'dir. Formiggini 1940 yılında paslanmaz çelik içerikli spiral şekilli bir implant geliştirmiştir (Kulak Özkan 2012).

Özellikle yeterli alveolar kemik yüksekliğinin sağlanamadığı bölgelerde kullanılmak üzere subperiosteal implantlar geliştirilmiş; ancak yara iyileşmesinde görülen sıkıntılar nedeniyle bu tasarımdan uzaklaşılmıştır. Linkow, Roberts ve Roberts tarafından ortaya atılan blade tipi implantlar da özellikle 1960 ve 1980 yılları arsında en çok tercih edilen implant çeşididir. Avantajları ise kullanım alanının genişliği ve çeşitlerinin çok olmasıdır (Block ve Achong 2004, Mısıır 2008).

İki aşamalı titanyum implantlar ilk defa 1965 yılında kullanılmış ve yapılan pek çok çalışma sonrası bu implantların daha önce denenmiş implantlarla kıyaslandığında daha avantajlı oldukları görülmüştür (Block ve Achong 2004). İki aşamalı, yivli ve kök şeklindeki titanyum içerikli implantlar ilk kez 1978 yılında Kuzey Amerika'da Per-Ingvar Bränemark tarafından uygulanmıştır. Bränemark kemik fizyolojisi üzerinde yaptığı çalışmalarda titanyumun kemik dokuya tamamen entegre olduğunu ortaya koymuştur (Block ve Achong 2004).

1.2. Osseoentegrasyon Kavramı

Bränemark'ın da içinde bulunduğu bir takım İsveçli araştırmacının bilimsel yayınında ortaya atılan ve "canlı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki direkt fonksiyonel veyapısal birleşme" olarak açıklanan osseoentegrasyon kavramı Kuzey Amerika Diş Hekimleri Birliği tarafından 1982 yılında tanımlanmıştır. Bränemark ve ekibi mandibulada 15 yıldan fazla bir başarı oranı yakaladıklarını bildirmiş ve yaptıkları çalışmalar başka implant sistemlerinin gelişmesinde yol gösterici olmuştur. Bu sistemle birlikte başka pek çok sistem de günümüzde Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından kabul görmektedir (McGlumphy ve Larsen 2003, Mısıır 2008).

Osseoentegrasyon ilk zamanlarda 'canlı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı' olarak ifade edilebilir (Morris ve ark 2000). Ayrıca 'kemik içinde bulunan alloplastik materyalin fonksiyonel yükler altında klinik olarak asemptomatik rijit bir fiksasyonu'dur (Kulak Özkan 2012).Diğer bir

tanım ise kemik-implant ara yüzeyine kemik matriksi ve osteoblastların direkt apozisyonudur. Bu tanıma göre implanttan kemiğe devamlı kuvvet iletimi ve dağılımı olurken, kemik-implant yüzeyi arasına yumuşak veya fibröz doku girmemelidir (Albrektsson ve ark 1994, Abrahamsson ve ark 2009, Mavrogenis ve ark 2009).

İmplant yerleşiminden sonra kemik ve implant yüzeyi arasında gerçekleşen olaylar normal bir kemik iyileşme sürecini içerir. Bu süreç biyolojik bir olaydır ve implantın tutuculuğunu ve stabilitesini önemli derecede etkiler. İmplant tedavisinde başarıya ulaşmak için osseoentegrasyon şarttır.

1.2.1. Osseoentegrasyon Mekanizması

Osseoentegrasyon mekanizması,

-Osteokondüksiyon

-Yeni kemik formasyonu

-Kemikteki yeniden şekillenme olmak üzere 3 farklı mekanizma ile açıklanabilir (Albrektsson ve ark 1994, Abrahamsson ve ark 2009, Mavrogenis ve ark 2009).

Osteokondüksiyon aşaması differansiye olmuş osteojenik hücrelerin kemik içerisine yerleştirilmiş implant yüzeyine doğru migrasyonu ile gerçekleşir. Bölgenin kanla kaplanması, trombosit aktivasyonu, sitokinlerin, büyüme faktörlerinin ve yara iyileşmesini aktive ettiği bilinen mikropartiküllerin salınımını sağlayarak erken iyileşme sürecinde önemli rol oynar (Davies 1998). Kemik hücrelerinin migrasyonu pıhtıdaki fibrin sayesinde meydana gelir. Fibrinin implant yüzeyine tutunması açısından implantın yüzey dizaynı büyük önem taşır. Bu nedenle pürüzlü yüzeyler hem yüzey alanını arttırır hem de fibrinin yapışması için gerekli yüzey özelliklerini sağlayarak osteokondüksiyonu destekler (Davies 1998, 2003, Mavrogenis ve ark 2009).

Yeni kemik formasyonu aşaması ise eski ve yeni oluşan kemik arasındaki yüksek kollajen içerikli mineralize ara yüzey matriksinin sentezlenmesidir. Bu aşama in-vitro ve in-vivo çalışmalarda ispatlanmış olan 4 evreden oluşur (Lamolle ve ark 2009). İlk olarak differansiye osteojenik hücreler kollajenden zengin organik matriksi sentezleyerek kalsiyum-fosfat mineralizasyonunu başlatır. Bunu kollajen fibrillerinin birleşmesi takip eder. Sonrasında kollajen komponentler kalsifiye olur. Bu evrede

kemiğin kollajen kompartmanı, alttaki substrattan non-kollajen kemik proteinleri içeren kollajen içeriği yüksek kalsifiye bir tabaka ile ayrılır (Krause ve ark 2000, Mavrogenis ve ark 2009).

Kemiğin yeniden şekillenmesi ise 3. ayda başlar. En yüksek aktiviteyi ilk birkaç hafta göstererek zamanla azalır; ancak yaşam boyu devam eder. Osteoklastik rezorpsiyon ile başlayıp sonrasında lamelli kemik depozisyonu ile devam eden bu süreç eş zamanlı olarak rezorpsiyon ve depozisyon olaylarının gerçekleşmesiyle meydana gelir (Mavrogenis ve ark 2009).

Dental implantlarda cerrahi sonrası kemik iyileşmesi süreci ilk 72 saatlik süreç içerisinde gerçekleşen kan pıhtısı oluşumu ve trombosit aktivitesi, ilk 4 haftada granülasyon dokusunun oluşması ve anjiogenezin gerçekleşmesi, 3 hafta-2 ay arasında primer kemiğin, 2-4. aylar arasında ise sekonder kemiğin oluşması ve 4. aydan itibaren kemiğin yeniden şekillenmesinin devam etmesi şeklinde implant-kemik ara yüzünde meydana gelen bir dizi olaydan oluşur (Marco ve ark 2005).

1.2.2. Osseoentegrasyonu Etkileyen Faktörler

Osseoentegrasyonun oluşumunu olumlu veya olumsuz yönde etkileyen pek çok faktör vardır. Bu faktörler şu şekilde sıralanabilir:

- İmplant tasarımı ve kimyasal içeriği
- İmplantın yüzey morfolojisi
- İmplant materyali
- İmplantın çapı ve uzunluğu
- Alveoler kemiğin mevcut durumu ve iyileşme aktivitesi
- Primer stabilizasyonun sağlanması
- Uygulanan yükleme protokolleri
- Osteojenik, biyojenik tabaka uygulamaları
- Biyolojik stimülasyon
- Farmakolojik ajanlar (Bu ajanlar osteoentegrasyonu teşvik eden veya engelleyen yönde olabilir.)
- İmplanttaki mikrohareketlilik ve aşırı mobilite
- Uygun olmayan implant yüzey pürüzlülüğü
- Hastanın radyasyon tedavisi geçmişi

-Hastaya bağlı sistemik faktörler (Örneğin; sigara kullanımı, romatoid artrit, osteoporoz, ilerlemiş hasta yaşı, besin yetersizliği.) (Triplett ve ark 2003).

Osseoentegre implantların taşıması gereken bir takım özellikler vardır. Bu özellikler şunlardır:

1. Biyolojik olarak uyumlu olmalı ve implantı taşıyan canlıya toksik, iritan, alerjen etkiler yaratmamalıdır.
2. Mekanik olarak dayanıklı olmalıdır.
3. Fiziksel ve kimyasal olarak değişikliğe uğramamalı, korozyon, abrazyon, çözünme, şişme gibi olumsuz özellikler göstermemelidir.
4. Klinik olarak fonksiyonel ve estetik olmalıdır.
5. Radyopak olmalıdır.
6. Steril edilebilmelidir.
7. Manüplasyonu kolay olmalı ve gerekli durumlarda çıkarılması mümkün olmalıdır.
8. Ekonomik olmalıdır(Zaimoğlu ve ark 1993, İnan 1997).

1.3. Başarılı İmplantların Özellikleri

Bir implantın 'başarılı' sayılabilmesi için fonksiyonel, psikolojik ve fizyolojik görevlerinin tümünü yerine getirebilmesi gerekmektedir.

Bränemark implantlarının 1977'de diş hekimliğinin hizmetine sunulmasından bu yana yapılan çalışmalar ve gelişen teknoloji sayesinde implant sistemlerinde ve tedavi yöntemlerinde meydana gelen hızlı ilerlemeler pek çok başarı kriterinin tanımlanmasına neden olmuştur. Bu kriterlerde genellikle klinik ve radyografik parametreler göz önüne alınmıştır. Bu kriterler hazırlanırken dikkate alınan çalışmaların objektif ve güvenilir sonuçlara sahip olması ve uzun süreli başarıları tanımlayabilmeleri için bilim dünyası tarafından kabul edilmesi gerekir (Kürkçuoęlu ve ark 2010).

Bu kriterlerden bazıları şu şekilde kronolojik olarak sıralanabilir:

- Harvard Konsensüsü'nde önerilen kriterler (1978)
- Albrektsson ve arkadaşları tarafından önerilen kriterler (1986)
- NIH (National Institutes of Health) tarafından kabul edilen kriterler (1988)

- Smith ve Zarb'ın önerdiği kriterler (1989)
- Buser'in kriterleri (1990)
- Naert ve arkadaşlarının önerdikleri kriterler (1992)
- Albrektsson ve Zarb'ın modifiye kriterleri (1993)
- Roos ve arkadaşlarının oluşturdukları kriterler (1997)
- Amerikan Periodontoloji Akademisi tarafından kabul edilen kriterler (2000)
- Karoussis ve arkadaşlarının önerdikleri kriterler (2003)
- Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi Ortak Görüş Konferansı'nda belirlenen kriterler (2007).

Albrektsson ve arkadaşlarının kriterleri günümüzde hala en çok kullanılan kriterlerdir (Albrektsson ve ark 1986). Bu kriterlerde özellikle implantın mobilitesi ve implantın etrafındaki kemik miktarı esas alınmıştır. Albrektsson ve ark (1986) tarafından hazırlanan kriterler şunlardır:

1. Klinik olarak test edildiğinde tek başına implantta hareketlilik olmamalıdır.
2. Radyografik olarak implant çevresinde herhangi bir radyolüsent alan görülmemelidir.
3. İmplantların yüklenmesinin 1. yılını takiben implant çevresindeki vertikal kemik kaybı 0.2 mm'den az olmalıdır (Marjinal kemik kaybı yüklemenin yapıldığı ilk yıl 1.5 mm'den az olmalıdır).
4. Geri dönüşü olmayan ağrı, enfeksiyon, nöropati, parastezi veya mandibuler kanal perforasyonu gibi semptom ve belirtiler olmamalıdır.
5. Bir implantın güvenilir olması için yukarıdaki kriterleri 5 yıllık gözlem periyodu sonunda %85 ve 10 yıllık periyod sonunda %80 oranında yerine getirmelidir

1.4. Pasif Uyum

Başarıyla sonuçlanan bir implant üstü protez tedavisinin anahtarı pasif uyumdur (Skalak 1983, Ivanhoe ve ark 1991, Assif ve ark 1992, Tan ve ark 1993, Burawi ve ark 1997, Lorenzoni ve ark 2000). Pasif uyum implant üstü protezlerin okluzal kuvvetlerin etkisi altında olmadığı durumda gerilme, sıkışma ve bükme kuvvetleri uygulamadan dayanaklara tam adaptasyon halidir (Karl ve ark 2005).

Doğru planlanmış ve pasif uyuma sahip bir protetik tedavi ile gelen kuvvetlerin implanta, implant çevresi dokulara ve üst yapıya homojen dağılımı dental tedavinin uzun dönem başarısı için büyük rol oynar (Humphries ve ark 1990, Carr 1991, Hsu ve ark 1993, Herbst ve ark 2000, Lorenzoni ve ark 2000, Assuncao ve ark 2008, Lee ve ark 2008). Yapılan çalışmalarla tam anlamıyla pasif uyuma sahip bir implant destekli protezin elde edilmesinin mümkün olmadığı gösterilmiştir. Pasif uyuma yaklaşabilmek, hataları en aza indirmek, implantların açısai ilişkilerini ve konumlarını ağızdaki şekliyle tam olarak modele aktarabilmek için en önemli aşama ölçüdür (Humphries ve ark 1990, Carr 1991, Assif ve ark 1992, Carr 1992, Assif ve ark 1996, Burawi ve ark 1997, Herbst ve ark 2000, Lorenzoni ve ark 2000, Wee 2000, Assuncao ve ark 2004, Assuncao ve ark 2008).

Uyumsuz bir alt yapı implant destekli protezlerde implant sistemindeki vidaların gevşemesi ya da kırılması, marjinal kemik kaybı, ağrı, hassasiyet gibi bir takım komplikasyonlara sebep olur (Skalak 1983, Zarb ve Symington 1983, Ivanhoe ve ark 1991, Assif ve ark 1992, Tan ve ark 1993, Jemt ve Lie 1995, Burawi ve ark 1997, Lorenzoni ve ark 2000, Naconecy ve ark 2004, Conrad ve ark 2007).

1.4.1. Pasif Uyumu Etkileyen Faktörler

Bu faktörler şu şekilde sıralanabilir:

- İmplant sayısı
- İmplant lokalizasyonu
- Kullanılan ölçü materyali
- Restorasyonun tipi (Simante sistemler ya da vidalı sistemler)
- Kullanılan dayanak tipi (Düz ya da açılı)
- Metal alt yapının dizaynı ve konfigürasyonu
- Alt yapının materyali (Nikel-Krom, Titanyum, Zirkonyum)
- Protetik restorasyonun dizaynı (Tek parçalı ya da çok parçalı)
- Laboratuvar aşamasında teknisyenin sahip olduğu tecrübe ve laboratuvar aşamasında karşılaşılabacak sorunlar (Zarb ve Symington 1983, Kallus ve Bessing 1994, Lorenzoni ve ark 2000, Vigolo ve ark 2003, Naconecy ve ark 2004, Cabral ve Guedes 2007, Conrad ve ark 2007, Lee ve ark 2008).

1.4.2. Pasif Uyumu Elde Etme Yöntemleri

Gelişen teknoloji ve yapılan çalışmalar sayesinde günümüzde pasif uyumu sağlamak protetik üst yapı-implant ile protetik üst yapı-dayanak arasındaki uyumsuzlukları gidermek ve kemik-implant yüzeylerine gelen stresleri azaltmak için çeşitli yöntemler belirlenmiştir.

Bu yöntemler;

- İskelet dökümüyle birlikte doğrulama indeksi
- Spark (kıvılcım) erozyonu
- Lazer kaynağı ve lehimleme
- Aşındırma (milling) tekniği
- CAD/CAM tekniği (Kahramanoğlu ve Kulak Özkan 2012).

1.4.3. İmplant Üstü Protezlerde Protetik Alt Yapının Uyumunun Değerlendirilmesi

Pasif uyumun değerlendirilmesi için klinikte ve laboratuvar aşamalarında farklı uygulamalar yapılır. Bu metodlar görsel ve parmakla dokunarak yapılan incelemelerdir ve tam anlamıyla objektif değerlendirmeler değildir.

Görsel incelemeler arasında; vida testi, basınç belirleyici ajanların kullanımı, protetik uyumun kontrolü için özel bir parçanın döküm yoluyla fabrikasyonu gibi yöntemler vardır. Parmakla dokunarak yapılan incelemeler ise protezin oturup oturmadığının, giriş yolunun, vidalar sıkıldıktan sonra protezin hareket edip etmediğinin el hassasiyeti ile kontrol edilmesidir (Spector ve ark 1990, Schneider ve Wee 1996, Kahramanoğlu ve Kulak Özkan 2012).

Laboratuvar metodları ise implant-protez birleşiminde üç boyutlu bir ölçüm sağlayacağından daha objektif bir yöntemdir. Bu yöntemler; mil kontakt tekniği, lazer videografı, fotogrammetri gibi teknikleri içerir (Kahramanoğlu ve Kulak Özkan 2012).

1.5. Dental İmplantların Açılı Yerleştirilmesinin Nedenleri ve Sınırlamaları

Doğal diş kayıplarının oluşturduğu estetik, fonasyon ve fonksiyon problemlerinin giderilmesinde rutin olarak kullanılan dental implantların

yerleştirilmesini pek çok anatomik ve fizyolojik durum sınırlar. Bu limitasyonları elimine etmek için açılı implantlar kullanılabilir.

Özellikle posterior maksilla ve mandibula için pek çok kısıtlama mevcuttur. Mandibulada inferior alveoler sinir ve mental foramen, maksillada sinüs boşluklarının çeşitli nedenlerle alveoler kret tepesine yakın konumlanması bu sınırlayıcı durumlara örnektir (Krekmanov ve ark 2000).

Bu biyolojik durumları karşılamak amacıyla çenelerin posterior bölgelerine yeterli sayıda implant yerleştirilemediğinde uzun distal uzantılı kantileverlar kullanılarak posterior dentisyon elde edilir (English 1993, Bahat 2000). Ancak uzun posterior kantileverlar biyomekanik olarak yüksek okluzal streslere sebep olacağından tercih edilmezler.

Maksilladaki sinüs boşluklarının neden olduğu problemi gidermek için alternatif tedaviler sinüs augmentasyonu ve pterygomaksiller implantlar gibi yöntemlerdir (Balshi 1989, Graves 1994). Sinüs lift operasyonu, greft materyalinin maturasyon süreci nedeniyle uzun süren bir tedavidir.

Krekmanov ve ark (2000)'nın yaptıkları çalışmalara göre distal implantların posterior eğimlendirilmesi kantilever uzunluğunu azaltır, protez kaidesini genişletir ve daha uzun implant kullanımına olanak sağlaması sayesinde kemik-implant yüzeyini artırır. Aynı çalışmada açılı implant kullanımı ile protez uzunluğunun maksillada 9.3 mm, mandibulada ise 6.6 mm arttığı ve biyomekanik özelliklerin iyileştiği gösterilmiştir.

All-on-Four konsepti de anatomik kısıtlamaların önüne geçmek ve implant sayısını azaltmak amacıyla ilk defa 2003 yılında mandibulada bir tedavi seçeneği olarak uygulanmıştır (Malo ve ark 2003). Konsept posterior açılı implantların kolaylığından faydalanarak klinik olarak daha az invaziv bir yaklaşımla tam ark bir restorasyon elde etmeyi amaçlar.

1.6. Dental İmplantolojide Ölçü

İmplant üstü protezin uzun dönem başarı ve prognozunda önem taşıyan 'pasif uyumlu' bir üst yapının sağlanması için ölçü aşamasında hatasız bir uygulama

gerekmektedir. Hatasız bir ölçü kaydının elde edilebilmesi için gerekli faktörler şunlardır:

- İmplant ölçüsünün alındığı aşama
- Kullanılan ölçü tekniği
- Splintleme tekniği
- İmplantların açlandırılmaları
- Ölçü başlıklarında yapılan değişiklikler
- Kullanılan ölçü maddeleri (Carr 1992, Assif ve ark 1996, Herbst ve ark 2000, Wee 2000, Daoudi ve ark 2001, De La Cruz ve ark 2002, Burns ve ark 2003, Vigolo ve ark 2003, Akca ve Cehreli 2004, Holst ve ark 2007, Assuncao ve ark 2008, Del'Acqua ve ark 2008, Lee ve ark 2008, Filho ve ark 2009).

Ölçünün alındığı aşamaya göre ölçü teknikleri ikiye ayrılır. Bunlar abutment seviyesinde ölçü alımı ve implant seviyesinde ölçü alımıdır.

1.6.1. Abutment Seviyesinde Ölçü

Bu yöntemde kapalı kaşık kullanılarak ölçü alınır. İyileşme başlığı çıkarıldıktan sonra açılı çap ve boy bakımından uygun abutment implant boynuna torklanır. Üzerine ölçü başlığı yerleştirilir ve ölçü alınır (Şekil 1.1.). Prefabrike implant abutmentı üzerinden plastik ölçü başlığı ölçü içerisine yerleştirilir. Uygun alçı analogu ölçü başlığı içerisine oturtulup laboratuvara gönderilir. Teknisyen abutment üzerinden üst yapıyı elde eder (Lorenzoni ve ark 2000, Lee ve ark 2008).

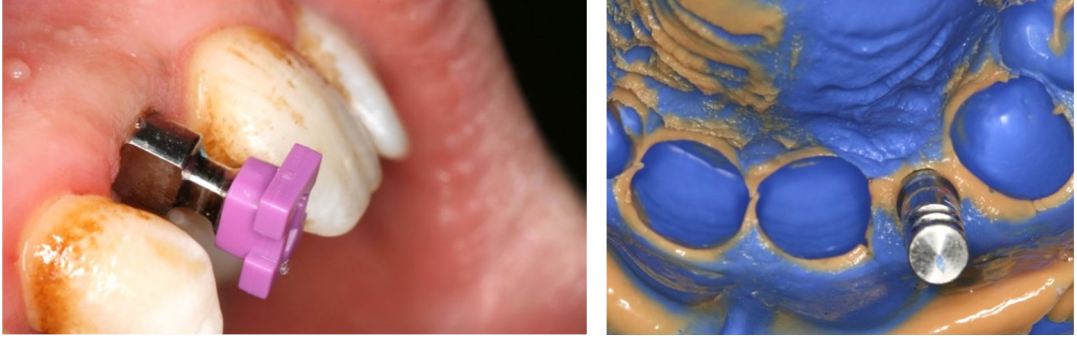


Şekil 1.1. Abutment seviyesinde ölçü alınması.

Abutment seviyesinde ölçü yönteminde, abutment üzerinde prefabrike bir sistem kullanılması ölçü aşamasının basitleştirilmesini sağlamış olur (Lorenzoni ve ark 2000, Daoudi ve ark 2001, Lee ve ark 2008).

1.6.2. İmplant Seviyesinde Ölçü

Bu teknik hem açık kaşık hem de kapalı kaşıkla uygulanabilir. Ölçü başlıkları kullanılan implanta göre metal, plastik ve ya vidalı olmak üzere farklı dizaynlara sahip olabilir. Bu yöntemde iyileşme başlıkları çıkarıldıktan sonra ölçü başlıkları implant boynu üzerine yerleştirilir (Şekil 1.2.). Kullanılan implant sistemine göre ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra ölçü başlıkları implant üzerinden sökülüp uygun alçı analoguyla birleştirilerek ölçü içerisindeki yerine yerleştirilir (Lorenzoni ve ark 2000, Daoudi ve ark 2001, Lee ve ark 2008). Laboratuvar aşamaları için teknisyene gönderilir. Özellikle interark mesafesinin yetersiz olduğu veya implantların açılı olduğu durumlarda tercih edilen bir yöntemdir. Uygun abutmentin laboratuvar modeli üzerinde seçimine izin vermesi de bu yöntemin avantajlarından (Kupeyan ve Lang 1995, Choi ve ark 2007).



Şekil 1.2. İmplant seviyesinde ölçü alınması.

1.7. Dental İmplantolojide Kullanılan Ölçü Teknikleri

Ağız içindeki durumun laboratuvara aktarılmasında 3 farklı yöntem kullanılır. Bu yöntemler;

1. Direkt teknik / Açık kaşık ölçü tekniği / Pick-up tekniği
2. İndirekt teknik/ Kapalı kaşık ölçü tekniği / Transfer tekniği
3. Snap-on (Pres-fit) Tekniği

1.7.1. Direkt Ölçü Tekniği

Direkt teknik yani açık kaşık ölçü tekniğinde farklı şekillere sahip ölçü başlıkları kullanılır. Hasta ağızından, iyileşme başlıkları üzerinden bir ölçü alınır ve bu

ölçüden elde edilen model üzerine akrilikten bir kaşık hazırlanır. Ölçü başlıkları implantlar üzerine sabitlenir. Akrilik kaşık ağza yerleştirildiğinde ölçü başlıklarına denk gelen yerlerden kaşık delinir. Ölçü materyali kaşığa yüklenip ağız içerisine bastırılır. Ölçü maddesi sertleştikten sonra kaşıktaki deliklerden dışarı çıkan ölçü başlığındaki vidalar gevşetilir başlık ölçünün içinde kalacak şekilde kaşık uzaklaştırılır (Humphries ve ark 1990, Spector ve ark 1990, Carr 1992, Assif ve ark 1996, Burawi ve ark 1997, Lorenzoni ve ark 2000, Chee ve Jivraj 2006, Lee ve ark 2008).

Direkt ölçü tekniğinde en önemli konu ölçü sertleştikten sonra vidalar gevşetilirken oluşabilecek rotasyonel hareketlerin engellenmesidir. Bu hareket engellenemediğinde ölçüde kalıcı deformasyon ortaya çıkabilir (Carr 1991, Vigolo ve ark 2004). Ölçü başlıkları için kaşıktaki hazırlanan deliklerin geniş açılması, ölçü alınırken başıncın düşmesine neden olur. Bu basınç düşüşü sebebiyle ölçü maddesinin dokular üzerine ve implant çevresine yayılımının olumsuz yönde etkilendiği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Humphries ve ark 1990, Spector ve ark 1990, Carr 1992, Assif ve ark 1996, Burawi ve ark 1997, Chee ve Jivraj 2006). Yöntemin hassas ve komplike olması dezavantajları arasında sayılabilir (Carr 1991).

Direkt ölçü tekniğinin diğer yöntemlere göre üstünlükleri de vardır. Kaşık içerisinde doku durdurucuları sayesinde ölçü maddesine yer açılması, ölçü maddesinin her alana homojen yayılmasını ve kaşık stabilizasyonunu sağlar. Bunun yanında, ölçü kaşığı ölçü maddesini her yüzeyde eşit desteklediğinden ölçü ağızdan çıkarılırken oluşabilecek deformasyon azalır. Aynı şekilde ölçü başlıklarının kaşığının dışında kalması sayesinde kaşık ağızdan uzaklaştırılırken oluşacak deformasyonun önüne geçilmiş olur. Ölçü başlıklarının net bir şekilde görülmesi de alçı analoglarının yerleştirilmesi aşamasında oluşabilecek hataları en aza indirmeye yarar (Humphries ve ark 1990, Spector ve ark 1990, Carr 1991, Christensen 1991, Carr 1992, Christensen 1994, Assif ve ark 1996, Burawi ve ark 1997, Donovan ve Chee 2004, Chee ve Jivraj 2006, Conrad ve ark 2007).

1.7.2. İndirekt Ölçü Tekniği

İndirekt ölçü tekniğinde ölçü başlıkları implant üzerine yerleştirilerek hazır kaşıkla ölçü alınır. Bu teknikte kullanılan ölçü başlıklarına transfer tip ölçü başlığı denir (Lee ve ark 2008). İyileşme başlıkları çıkarıldıktan sonra ölçü başlıkları

implantlar üzerine vidalanır. Hazır kaşık kullanılarak ağız içinden ölçü alınır. Ölçü maddesi sertleştikten sonra ağızdan çıkarılır. Ölçü başlıkları ağız içerisinde kalır. Başlıklar gevşetilip implant üzerinden çıkarılır ve alçı analoguyla birleştirilip ölçü içerisinde oluşturduğu negatif boşluklara uygun pozisyonda yerleştirilir (Carr 1991, Albrektsson ve Zarb 1998, Lorenzoni ve ark 2000, Lee ve ark 2008).

Hazır kaşık kullanımını nedeniyle ölçü başlıkları etrafında ölçü maddesinin daha kalın olması ölçü çıkarılırken oluşabilecek deformasyon riskini azaltır (Humphries ve ark 1990, Spector ve ark 1990, Carr 1992, Assif ve ark 1996, Burawi ve ark 1997). Ayrıca direkt teknikte ölçü başlıkları gevşetilirken oluşabilecek hareketlerden kaynaklanan sorunlar da bu yöntemde ortadan kalkar. Klinik olarak kullanımının daha kolay ve hızlı olması da bu tekniğin avantajları arasında sayılabilir (Carr 1991).

Alçı analoguyla birleştirilmiş ölçü başlıklarının ölçü içerisine tam olarak ağızdaki pozisyonda yerleştirilmesinin mümkün olmayacağı pek çok araştırmacının çalışmasında yer almıştır. Yapılan çalışmalarda özellikle -z aksında daha çok hata yapıldığı ortaya konmuştur (Liou ve ark 1993, Daoudi ve ark 2001). İmplant sayısının arttığı durumlarda bu hatalarda artış olur (Lee ve ark 2008, Aktöre ve Kurtulmuş-Yılmaz 2015). Ayrıca implantların birbirine paralel olmadığı olgularda kaşık ağızdan çıkarılırken de ölçü başlıklarının ölçü maddesinde deformasyona neden olduğu belirtilmiştir (Choi ve ark 2007, Aktöre ve Kurtulmuş-Yılmaz 2015). Bu durumda da yapılan restorasyonlar pasif uyumdan uzaklaşır. İndirekt ölçü yöntemindeki bu pozisyonel problemler nedeniyle laboratuvarından gelen restorasyonların pasif uyuma sahip olmadığı ve hasta ağızına yerleştirildiğinde supraokluzyonda kaldığı araştırmacılar tarafından rapor edilmiştir (Carr 1991, Barrett ve ark 1993, Daoudi ve ark 2001).

İndirekt ölçü tekniği özellikle arklar arası mesafenin az olduğu hastalarda, bulantı refleksi olanlarda ya da implantların çok posteriora konumlandığı vakalarda tercih edilir (Liou ve ark 1993, Chee ve Jivraj 2006).

1.7.3. Snap-on Tekniği

İmplant üreticilerinin tasarlayıp geliştirdikleri yeni ölçü başlıkları ile kapalı kaşık tekniği ve plastik ölçü başlıklarının birlikte kullanıldığı 'snap-on' tekniği ortaya çıkmıştır. Bu yöntem plastik ölçü başlıklarının ölçü içerisinde kalması bakımından

direkt teknikle, hazır kaşık kullanılması bakımından ise indirekt teknikle benzerlikler gösterir. Bu teknik abutment seviyesinde veya implant seviyesinde uygulanabilir (Burawi ve ark 1997, Lorenzoni ve ark 2000, Daoudi ve ark 2001, Akca ve Cehreli 2004, Cehreli ve Akca 2006, Lee ve ark 2008).

Abutment seviyesinde snap-on tekniği ile ölçü alınırken iyileşme başlıkları çıkarıldıktan sonra uygun abutment implantlara torklanır. Abutment üzerine plastik 'snap-on' başlıkları takılır. Kapalı kaşıkla ölçü alınır. Ölçü hasta ağızından çıkarıldığında ölçü başlıkları ölçünün içerisinde kalır. Analog ölçü içerisindeki bu başlığa sabitlenir. Ölçüler laboratuvara gönderilir (Burawi ve ark 1997, Lorenzoni ve ark 2000, Daoudi ve ark 2001, Akca ve Cehreli 2004, Cehreli ve Akca 2006, Lee ve ark 2008).

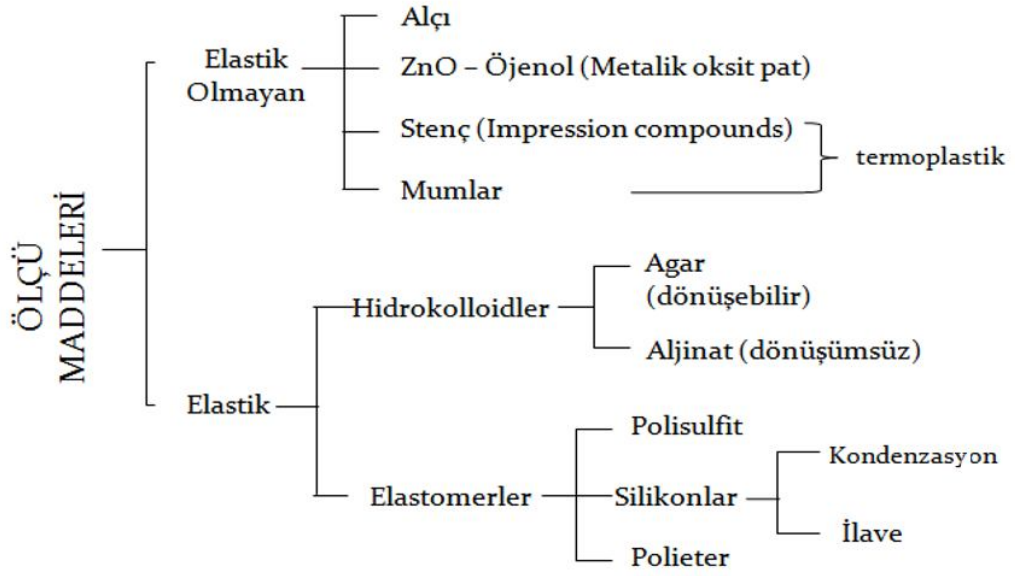
İmplant seviyesinde snap-on tekniğinde ise iyileşme başlıkları çıkarıldıktan sonra implant boynu üzerine plastik 'snap-on' başlıkları yerleştirilir. Hazır kaşık ile ölçü alınır, başlıklar ölçü maddesi içerisinde kalır. Analoglar ölçü maddesi içerisindeki başlığa sabitlenerek laboratuvara gönderilir (Burawi ve ark 1997, Lorenzoni ve ark 2000, Daoudi ve ark 2001, Akca ve Cehreli 2004, Cehreli ve Akca 2006, Lee ve ark 2008).

Snap-on tekniği hem direkt hem de indirekt tekniğin olumlu yönlerinden esinlenilerek geliştirilmiştir. Pek çok durumda klinik olarak hekim tarafından uygulama kolaylığına sahiptir. Hastalara ve hekimlere konfor ve zaman kazandırır. Ölçünün ağızdan çıkarılması esnasında plastik snap-on başlığında oluşabilecek mikrohareketler yöntemin dezavantajıdır (Burawi ve ark 1997, Lorenzoni ve ark 2000, Daoudi ve ark 2001, Akca ve Cehreli 2004, Cehreli ve Akca 2006, Lee ve ark 2008).

1.8. Dental İmplantolojide Kullanılan Ölçü Maddeleri

Ölçü materyallerini sertleşme sürecinde gösterdikleri elastik özelliklere göre;

- a. Elastik ölçü materyalleri
- b. Elastik olmayan (rijit) ölçü materyalleri olarak ikiye ayırmak mümkündür (Şekil 1.3.) (O'Brien 1989).



Şekil 1.3. Ölçü maddelerinin sınıflandırılması (O'Brien 1989).

1.9. Ölçü Maddelerinde Aranılan Özellikler

- Ölçü maddeleri insan sağlığına zararlı olmamalı, toksik, iritan, alerjen ve mutajen (kanserojen) olmamalıdır.
- Kokusu, tadı, rengi hastayı rahatsız etmemelidir.
- Donma özellikleri hekim tarafından ayarlanabilmelidir.
- Karıştırma ve ağza yerleştirme için yeterli zaman olmalıdır.
- Yeterli akışkanlığa sahip olmalıdır.
- Ağza yerleştirenceye kadar kıvamı koyulaşmamalı, ağızda ise kısa sürede sertleşmelidir.
- Uygulaması kolay olmalı, fazla araç gerektirmemelidir.
- Hidrofilik olmalı, mukozayı ıslatabilirliği yüksek olmalıdır.
- Yeterli dayanıklılığa sahip olmalı, ağızdan çıkarılırken yırtılmamalı,
- Ağız içinde ince ayrıntılara ulaşabilmelidir.
- Doku yüzeylerindeki ince detayları kaydedebilmeli, hassas ve doğru sonuçlar vermeli.

- Ağızda donarken büzülmemeli veya genişlememeli, boyutsal hassasiyeti olmalıdır.
- Ağızdan çıkarıldıktan sonra alçısı dökülünceye kadar, büzülmeye veya genişlemeye uğramamalı, şeklini değiştirmemelidir, boyutsal stabiliteye sahip olmalıdır.
- Ölçü maddesi esnek/elastik olmalıdır, undercut bölgelerinden kolay çıkabilmelidir, kalıcı deformasyon göstermemeli yani tiraj yapmamalıdır.
- İçine dökülen model alçısı ölçüden kolayca çıkarılabilmelidir. Elastisite modülü yüksek olursa alçı model ölçüden çıkarılırken, dişler kırılabilir.
- Etrafa bulaşmamalı, temizlemesi kolay olmalıdır.
- Kaşığa yapışabilmelidir.
- Dezenfeksiyona uygun olmalıdır.
- Depolama ömrü uzun olmalıdır.
- Maliyeti düşük olmalıdır (Zaimoğlu ve ark 1993).

1.10. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

İmplant ölçüsünün hatasız şekilde alınması ve laboratuvar aşamaları için çalışma modellerine doğru aktarılması implant üst yapısının pasif uyumu için çok önemlidir (Wee 2000). Bunun için uygulayıcı ölçü materyallerine ait kimyasal ve fiziksel özelliklere hakim olmalı ve ölçü pratiğini bu bilgiler ışığında geliştirmelidir.

1.10.1. Viskozite (Akışkanlık, Kalınlık)

Viskozite, sıvıların akışkanlığa karşı gösterdikleri dirençtir. Yüksek viskoziteye sahip olan sıvılar yavaş akarlar. Pek çok sıvının viskozitesi sıcaklık artışı ile birlikte azalır. Viskozite saniyedeki megapaskal (mPa) birimi ile ölçülür ve 'centipoise' (cP) olarak ifade edilir. Elastomerik ölçü materyallerinin viskoziteleri içeriklerindeki inert doldurucu miktarına bağlı olarak değiştirilir. Materyalin viskozitesinin düşük olması daha hassas ve ince detaylara sahip bir ölçü kaydı elde edilmesinin sağlar. Bunun yanında düşük viskoziteye sahip materyaller sertleşme

sırasında daha fazla polimerizasyon büzülmesine uğrar. lu aşamasında iki farklı viskoziteye sahip lu materyalinin bir arada kullanılması pek çok avantaj sağlar. Bu durumda lu parmak basıncı ile ağız içinde tutulurken yüksek viskoziteye sahip materyal, daha düşük viskoziteye sahip, akıcı materyali her bölgede destekleyerek sulkuslara doğru ittirir. Böylece daha düşük viskoziteli materyalin sertleşme sırasında uğradığı polimerizasyon büzülmesinin ve boyut değişikliğinin bir miktar önlenmesi sağlanır (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007, Shillingburg ve ark 2012).

lu maddesini karıştırmak, sallamak, enjeksiyon yapmak, deformasyona uğratmak gibi uygulamalar materyalin daha akıcı olmasına neden olur. Dış kuvvetler karşısında materyalin daha akıcı hale gelebilme özelliğine ‘tikotropi’ adı verilir (Shillingburg ve ark 2012).

1.10.2. Manüplasyon

lu materyalinin karıştırılmasıyla başlayan ve ağızdan uzaklaştırılmasına kadar devam eden süreç manüplasyon evresidir. Belli bir viskoziteye ulaşıldığında o materyalle daha fazla çalışmak mümkün olmamaktadır. Bu noktaya ulaşma zamanına ise çalışma zamanı denir. Sertleşme zamanı ise materyalin son sertleşme durumuna gelme veya kullanım için yeterli özelliklere ulaşması için gereken süredir. lnn doğruluğunu etkileyen uygulayıcıya bağlı en önemli faktörler manüplasyon aşamasındadır. lu materyalinin kaşık yüzeyine adezyonu, bütün dokulara homojen dağılımı, çalışma süresinin ayarlanması, materyalin uygun viskozitede olması ve karıştırma işleminin doğru yapılması lu için büyük önem taşır (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007, Shillingburg ve ark 2012).

Elastomerik lu materyalleri, monomer ünitelerinin bir araya gelerek polimer zincirleri oluşturmaları ile sertleşirler. Polimerizasyon reaksiyonu ile sertleşen bu materyaller bu reaksiyon sırasında bir miktar bzlmeye uğrarlar. Doğru lu kaydı için istenen ise lu maddesinde meydana gelen bu polimerizasyon büzülmesinin kaşığın her yüzeyinde eşit dağılmasıdır (Christensen 1994, Donovan ve Chee 2004). Eames ve ark (1979)’nın yaptıkları çalışmaya göre polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek ve her yere eşit dağıtmak için kaşık içindeki lu maddesinin kaşık içindeki ideal kalınlığı 2 mm olması gerektiği ve hazır lu kaşığı içinde lu materyalinin farklı kalınlık sergilemesinin ölçüde hatalara neden olabileği gösterilmiştir.

Ölçü aşamasında iki farklı viskoziteli ölçü maddesini birlikte kullanmak, düşük viskoziteli olan sayesinde daha iyi detay kaydı sağlarken, yüksek viskoziteli materyal de ağza yerleştirme ve ağızdan çıkarma aşamasında düşük viskoziteli olanı destekler (Donovan ve Chee 2004, Shillingburg ve ark 2012).

Kaşık yüzeyinde adeziv kullanımı ile ölçü materyalin polimerizasyon reaksiyonu esnasında kaşığa doğru büzülür. Uygulanacak bir adezivin ölçü alımından en az 15 dakika önce ince bir tabaka şeklinde uygulanması önerilir (Cho ve ark 1995, Ceyhan ve ark 2003, Donovan ve Chee 2004).

Elle karıştırılan elastomerik ölçü maddeleri genellikle farklı renklere sahip olan baz ve katalizörün uygun oranlarda homojen bir şekilde karıştırılması sonrası uygulanır. Tabanca ile karıştırılan sistemlerde daha homojen ve güvenli bir karışım elde etmenin mümkün olduğu ve hekime hem zaman hem de malzeme bakımından tasarruf sağladığı yapılan çalışmalar ile gösterilmiştir (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007).

Ölçü alımı ile kan ve tükürükle kontamine olan ölçü materyalleri çapraz kontaminasyona sebebiyet verebilir. Ağız ortamındaki mikroorganizmaları laboratuvar çalışanları için risk teşkil eder (Leung ve Schonfeld 1983). Bu nedenle ölçüler ağızdan çıkarıldıktan sonra akan su altında temizlenmeli, sonrasında uygun dezenfektan solüsyonlar kullanılarak laboratuvara transfer edilmelidir (Çizelge 1.1.). Elastomerik ölçü materyalleri dezenfeksiyon malzemelerinden fazla etkilenmezler; ancak hidrofilik özellik sergileyen polieter ve polisülfitin spray dezenfeksiyon kullanımı sonrası 10 dakika beklendikten sonra iyice kurutulması gerekmektedir (Cottone ve Molinari 1991, Adabo ve ark 1999, Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007).

Çizelge 1.1. Ölçü materyallerinin dezenfeksiyonu(Kocacıklı ve Boyacı).

<i>Ölçü Materyali</i>	<i>Uygulama Yöntemi</i>	<i>Dezenfektan Çeşidi</i>	<i>Öneriler</i>
POLİSÜLFİT	Solüsyonda bekletme veya daldırma	<ul style="list-style-type: none">- Sodyum hipoklorit- Gluteraldehit- Klorin Bileşikleri- Fenolik Bileşikler- İyodoforlar	Uygulama süresi en az 10 dakika olmalı ve 30 dakikayı geçmemelidir.
KONDENZASYON SİLİKON	Solüsyonda ekletme veya daldırma Otoklav UV	<ul style="list-style-type: none">- %1 veya %4 sodyum hipoklorit- %2 Gluteraldehit	Uygulama süreleri tavsiye edilen süreyi geçmemelidir.
POLİVİNİL SİLOKSAN	Mikrodalga UV Otoklav Solüsyonda bekletme ve daldırma	<ul style="list-style-type: none">- %2,5 gluteraldehit- Amonyum bileşenleri- Hidrojen peroksit- Sodyum hipoklorit	Mikrodalga ve hidrojen peroksitin bir arada kullanımı etili bir yöntemdir.
POLİETER	Solüsyona daldırma veya sprey kullanımı	<ul style="list-style-type: none">- %5 Sodyum hipoklorit- %0,05 iyodofor- %5,25 fenol	Daldırma işlemi 10 dakikayı geçmemelidir.

1.10.3. Hidrofilite / Hidrofobisite

Hidrofilik terimi neme karşı toleransı olan materyaller, hidrofobik terimi ise nemi tolere edemeyen materyaller için kullanılır. Hidrofilik özelliğe sahip bir materyal nemli ortamda çalışmaya olanak sağlar ve ölçü alındıktan sonra yapısını koruyarak doğruluğunu devam ettirir (Cottone ve Molinari 1991, Adabo ve ark 1999, Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007, Shillingburg ve ark 2012). Elastomerik ölçü maddelerine bakıldığında kondensasyon silikon ve polivinil siloksanın ilk formülühidrofobik özellik taşır. Bu materyaller ile çalışılırken ortamın nemden arındırılmış olması istenir. Tükürük ve kanla temasları halinde ölçünün doğruluk oranları düşer ve detay kaybı meydana gelir (Williams ve ark 1984, Peutzfeldt ve Asmussen 1988, Pratten ve Craig 1989, Craig ve ark 1990, Johnson ve ark 2003, Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007).

Hidrofilik ölçü maddesi mukozaya tutunarak ve girintilere girerek ilerler. Ayrıca içine dökülen model alçısının altında hava kabarcığı kalmaz. Hidrofobik ölçü maddesi mukoza üzerinde yuvarlanarak ilerler, girintilerin üzerinden geçer, altında hava boşluğu kalır. 'Hidrofilik' özellik katmak için polivinil siloksan içeriğine sürfaktanlar eklenir. Böylece polivinil siloksanın daha az hidrofobik olması ve kolay dökülebilir olması amaçlanır (Shillingburg ve ark 2012). Polieter ve polisülfidin ise içeriklerindeki fonksiyonel gruplar, su molekülleri ile hidrojen bağları kurabilir. Bu nedenle daha hidrofiliktirler. Vinil polieter silikon ölçü materyali ise dışarıdan ilave olmadan hidrofilik özelliğe sahip yeni bir ölçü materyalidir. Bu materyal üretici firmaların implant ölçüleri için öncelikli tercih olan polivinil siloksan ve polieterin olumlu özelliklerinin birleştirildiği bir ölçü materyali arayışından dolayı ortaya çıkmıştır.

1.10.4. Islatabilirlik

Islatabilme özelliği materyalin tüm yüzeylere akması ve nüfuz etmesi ile ilgili bir kavramdır. Detayların daha net bir şekilde elde edilebilmesi için ölçü maddesinin yüzeyi ıslatabilirlik oranına bağlıdır. Bu nedenle ölçü materyallerinin akıcı kıvamda olmaları istenir.

Bir cisim içindeki atomları komşu atomlar tarafından zıt yönlerde çekilerek dengede kalır. Bu çekim sonrasında cismin yüzeyindeki atomların bir tarafı boş kalır ve atomlar gerilir. Bu etki sıvı yüzeylerinde 'yüzey gerilimi', katı yüzeylerde ise

'yüzey enerjisi' oluşturur. Yüzey enerjisi yüksek bir katı üzerine yüzey gerilimi düşük bir sıvı damlatıldığında sıvı katının üzerinde durur ve yayılamaz. Sıvının kenarından çizilen teğetin iç açısına ıslatma açısı, temas açısı ya da kontakt açısı denir. Daha büyük temas açısına sahip materyallerin akıcılığı daha azdır ve detayların aktarımını sağlayamazlar. Bu nedenle bu materyaller implant üstü protezlerin ölçüsü için uygun değildir. Düşük temas açısı ise daha iyi akıcılık ve daha net detay kaydı demektir. Yapılan çalışmalar sabit restorasyonlar için gerekli detay netliğinin 20 µm -70 µm boyutları arasında, hareketli protezlerde ise bu oranın 100 µm – 150 µm boyutunda olması gerektiğini göstermiştir.(Petrie ve ark 2003, Donovan ve Chee 2004, Bindl ve Mörmann 2005, Boeckler ve ark 2005, Rubel 2007).

Büyük temas açısı aynı zamanda ölçü dökülürken daha fazla hava kabarcığı oluşmasına neden olabilir. Bu durum model içerisindeki boşlukların hem sayısının hem de büyüklüğünün artmasına neden olur. Temas açısını ve yüzey gerilimini azaltmak için kullanılan surfaktanlar ölçü dökülürken modelde çıkan boşlukların sayısını da azaltır (Cullen ve ark 1991).

Akıcı kıvamlı ölçü materyalleri ile yoğun kıvamlı ölçü materyalleri ve kişisel ölçü kaşıkları bir arada kullanılarak akıcı kıvamlı ölçü materyalinin detaylara nüfuz etmesi sağlanır (Panichuttra ve ark 1991, Rubel 2007, Shillingburg ve ark 2012). Yeni nesil polivinil siloksanların ve polieterlerin temas açıları küçültülüp, uygulama alanlarında kalmaları sağlanmıştır. Böylece akıcılık ve detay kaydetme özellikleri artırılmıştır (Panichuttra ve ark 1991, Boening ve ark 1998, Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007). Vinil polieter silikon da ölçü prosedüründe büyük önem teşkil eden diş eti oluşuna akma kabiliyetine sahiptir.

1.10.5. Yırtılma Direnci

Materyalin sertleşme sonrasında ağızdan çıkarılırken yırtılma kuvvetine karşı gösterdiği dirence yırtılma direnci denir. Özellikle subgingival marjinlerin net elde edilmesinin beklendiği ölçülerde bu özellik oldukça önemlidir.

Elastomerik ölçü materyallerine bakıldığında polisülfid en yüksek yırtılma direncine sahip olmasına rağmen undercutli bölgelerde ağızdan çıkarırken gösterdiği

uzama ve geri dönüşümsüz deformasyon dikkate alınmalıdır (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007, Shillingburg ve ark 2012).

1.10.6. Fleksibilite

Az bir stres uygulaması ile elastik sınır içinde çok deformasyon gösteren cisimlere fleksible cisimler denir. Fleksibilite rijidite (sertlik) ile ters orantılıdır. Polimerizasyon sonrası ağızdan uzaklaştırma esnasında ölçü materyalinin uğradığı deformasyon oranı ölçünün doğruluğunu önemli derecede etkiler (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007, Shillingburg ve ark 2012).

Fleksibilitesi yüksek materyaller ağızdan daha kolay uzaklaştırılır. Polieter elastomerik ölçü materyalleri arasında en rijit olandır ve ağızdan uzaklaştırılırken yırtılmalar, alçı modelinden ayrılırken de modelde kırıklar meydana getirebilir. Polieter vepolivinil silikonun bir kombinasyonu olan vinil polieter silikon, polieterin bu olumsuz özelliğini bir miktar baskılar.

1.10.7. Elastik Düzeltme

Elastik sınır materyalin daimi deformasyona uğradığı değerdir. Bu değer üzerindeki kuvvetler karşısında daimi bir deformasyon olur. Elastik özellikler materyalin elastik olarak geri dönüşmesi olarak tanımlanır. Eğer bir materyal uygulanan kuvvetin ortadan kalkması sonucu tam bir elastik düzeltmeye uğruyorsa, yani eski boyutunu ve şeklini alabiliyorsa elastik materyal olarak adlandırılır. Bu şekildeki geri dönüşmeye elastik düzeltme denir.

Eğer düzeltme yavaş yavaş oluyorsa veya malzemede belli oranda daimi deformasyon kalıyorsa, materyalin viskoelastik olduğu söylenir. Bu özellikler elastik ölçü maddeleri için pratik öneme sahiptir. Tüm bu maddeler viskoelastiktir ve undercutlardan çıkarılırken daimi distorsiyona uğrayabilirler.

Ağız içerisindeki undercutlu bölgelere yayılan ölçü materyalinin ağızdan çıkarılırken herhangi bir plastik deformasyona uğramaması ve eski haline geri dönmesi istenir; ancak ölçü materyallerinin hiçbiri tam anlamıyla bir elastik düzeltme gösteremez. Ölçü alınan yüzeyde undercutların derinliğinin artışı ile doğru orantılı

olarak ölçü materyalinde görülen distorsiyon miktarı da artar (Donovan ve Chee 2004, Holst ve ark 2007, Rubel 2007).

Elastomerik ölçü materyallerinden polieter ve polivinil siloksanın rijiditelerinin fazla olması nedeniyle bu materyaller ağızdan daha zor çıkarılır (Donovan ve Chee 2004). Elastik düzelme oranlarına bakıldığında ise polivinil siloksan %99'luk elastik geri dönüşüm oranı ile ilk sırada yer alır. Bu özelliği ile de birden fazla sayıda dökülmesi mümkündür. Polisülfid ve polieter ise daha kıvamlı sınırlı bir elastik düzelmeye sahiptir (Ciesco ve ark 1981, Derrien ve Le Menn 1995, Donovan ve Chee 2004).

1.10.8. Boyutsal Stabilitite

Ölçünün doğru aktarılması için ölçü materyalinin boyutsal stabilitesi çok önemlidir. Tüm elastomerik ölçü materyalleri belli oranda polimerizasyon büzülmesine uğrar. Reaksiyon yan ürünü ortaya çıkaran kondenzasyon silikon ve polisülfid gibi ölçü maddeleri ise ayrıca bir büzülme daha gösterir. Bu nedenle bu ölçü maddelerinin boyutsal stabiliteyi daha düşüktür. Yapılan çalışmalar polisülfidin ve kondenzasyon silikonun % 0.4 ile %0.6'lık değişimle en çok boyutsal değişime uğrayan ölçü maddeleri olduğunu gösterirken, polieterin % 0.2, ve polivinil siloksanın % 0.15'lik değişimle en az değişim gösterdiğinin ortaya koymuştur (Williams ve ark 1984, Derrien ve Le Menn 1995, Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007).

Kondenzasyon silikonun sertleşme reaksiyonu esnasında etil ve metil alkolün elimine olması, alkolün buharlaşması nedeniyle büzülmeye neden olduğu görüşünün ortaya çıkarmıştır (McCabe ve Wilson 1978). Bu nedenle bu materyal ile ölçü alındıktan sonra zaman kaybetmeden ölçü dökülmelidir (Eames ve ark 1979, Luebke ve ark 1979). Polisülfid ile ölçü alımı sonrası maksimum netlik elde edebilmek için ise ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra 1 saat veya daha kısa sürede dökülmesi önerilmiştir (Luebke ve ark 1979, Giordano 2000).

Polivinil siloksan terminal silan grupları ve inert doldurucu içeren ilk pat ile kloropatinik asit ve doldurucu içeren ikinci patın eşit miktarlarda karıştırılması sonucu yan ürün oluşturmaz ve çok stabil bir sonuç ortaya çıkarır (McCabe ve Wilson 1978, Eames ve ark 1979). Bu materyal geç veya ikinci kez dökülmekten an az

etkilenen materyaldir (Johnson ve Craig 1985). Ağızdan çıkarıldıktan 1 saat sonra bile iyi sonuçlar verir (Tjan ve ark 1986).

Polieter ölçü materyalinin boyutsal stabilitesi oldukça iyidir. Ölçünün dökülme süresi yaklaşık 1 hafta uzasa bile yüksek stabilite gösterir. Ölçü materyallerinin çoğu polimerizasyon sürecinde açığa çıkan yan ürünler nedeniyle büzülürken, polieterin suya olan affinitesi nedeniyle atmosferden su absorbe eder ve şişer. Bu nedenle nemli ortamlarda saklanmamalıdır (Lacy ve ark 1981, Williams ve ark 1984). Vinil polieter silikon ölçü materyalinin de ölçünün ilk alındığı andan itibaren 2 hafta süre ile boyutsal stabilitesini koruduğu ve bu özelliği ile polieterle kıyaslanabileceği yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (Nassar ve ark 2013).

1.10.9. Detay Kaydı

Doğru bir çalışma modeli ve en net sonuçları elde etmek için kullanılan ölçü materyalinin akıcı olması ve modellerde hava kabarcığı olmaması çok önemlidir (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007, Shillingburg ve ark 2012). Yapılan araştırmalar ölçü materyalinin içindeki hava kabarcığı miktarının en aza indirilmesi ile en doğru sonuçların elde edildiğini göstermiştir (Ciesco ve ark 1981, Derrien ve Le Menn 1995, Giordano 2000, Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007, Shillingburg ve ark 2012).

İmplant üstü protezlerin ölçüsünde hekimler tarafından en çok tercih edilen ölçü materyalleri yüksek kıvamlı polivinil siloksan ve orta kıvamlı polieterdir (Carr 1991, Assif ve ark 1992, Carr 1992, Barrett ve ark 1993, Hsu ve ark 1993, Liou ve ark 1993, Assif ve ark 1996, Wee 2000, Daoudi ve ark 2001, Akca ve Cehreli 2004, Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007, Lee ve ark 2008). Bunun nedeni rijit ölçü materyalleri kullanıldığında ölçü ağızdan çıkarılırken ölçü başlıklarında oluşabilecek rotasyonel hareketleri ve pozisyon değişikliklerini en aza indirmektir. Buna rağmen ağızdaki konumlarından farklı transfer edildiği rapor edilmiştir (Liou ve ark 1993).

İmplant ölçüsü alınırken tek aşamalı karıştırma tekniği kullanılır. Bu teknikte yoğun kıvamlı ölçü materyali katalizörüyle karıştırılırken aynı anda ince kıvamlı materyal de el ile veya tabanca ile karıştırılır. Yoğun kıvamlı materyal kaşığa yüklendikten sonra ince kıvamlı olan hem ağızdaki ölçü parçalarının boyun kısımlarına hem de kaşıқта yoğun kıvamlı materyalin üzerine sürülür (Donovan ve

Chee 2004, Shillingburg ve ark 2012). Polieter ve polivinil siloksan kullanılarak yapılan çalışmalar tek aşamalı karıştırmanın çift aşamalıya üstün olduğunu ortaya koymuştur (Wenz ve Hertrampf 2008).

1.11. Hassasiyetin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

Ölçü hassasiyetini değerlendirmek amacıyla yapılan çalışmalarda lineer ve açılal değerlendirmeler için farklı yöntemler tercih edilmiştir. Lineer değerlendirmeler için kullanılan teknikler arasında fotoğraflama (fotogrammetri), üç boyutlu koordinat ölçüm cihazı, refleks mikroskop, profil projektörü, toolmakers mikroskop yer almaktadır (Herbst ve ark 2000, Holst ve ark 2007, Akalin ve ark 2013, Buzayan ve ark 2013, Reddy ve ark 2013, Alikhasi ve ark 2015). Açı değerlendirmeleri için ise üç boyutlu koordinat ölçüm cihazı, profil projektörü, toolmakers mikroskop, modellerin fotoğraflarının AutoCAD sistemine aktarılması gibi teknikler kullanılır (Rutkunas ve ark 2012, Buzayan ve ark 2013, Alikhasi ve ark 2015). Bu teknikler farklı hassasiyet derecelerine sahiptir. Örneğin mikroskobik ölçümler 1-5 µm hassasiyet gösterirken, fotogrammetri tekniği 10-12 µm'lik hassasiyet gösterir (Jemt ve Lie 1995). Toolmakers mikroskop ise 5 µm ve 0.5 °'lik hassasiyette ölçüm yapar. Bu yöntemlerde genellikle ölçümler birkaç kez tekrarlanarak sonuçlara ulaşılır. Gelişen teknoloji sayesinde pek çok sektörde kullanılan üç boyutlu optik tarayıcılar da çalışmalarda kullanılmaktadır. Bu yöntem, objelerin üç boyutlu olarak taranıp uygun yazılıma aktarılması ve görüntülerin üst üste çakıştırılması prensibi ile çalışmaktadır(Kurtulmus-Yilmaz ve ark 2014).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmanın örnekleri Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Ameliyathanesi'nde hazırlanmıştır. Ölçümler ise Ay Tasarım Ltd. Şti.' de yapılmıştır.

Çalışmada iki adet alt total dişsiz akrilik modele farklı açılarda implantlar yerleştirilmiştir (Şekil 2.1.). Kullanılan sekiz adet implantın özellikleri ve üretici firmaya ait bilgiler Çizelge 2.1.' de verilmiştir.



Şekil 2.1. Kemik düzeyi implant.

Çizelge 2.1. İmplantın özellikleri.

İmplantın Markası	Straumann Standart Plus İmplant®
Ebatları	4.1 mm, 12 mm
Yüzey Özelliği	SLA
Adet	8 adet

Bu çalışmada modellere farklı açılarda yerleştirilen implantların konumlarının kullanılan farklı ölçü tekniklerine (direkt ölçü tekniği veya snap-on tekniği) ve üç farklı ölçü materyaline (polivinil siloksan, polieter ve vinil polieter silikon) göre gösterecekleri değişiklikler ve sapmalar *in-vitro* olarak incelenmiştir.

2.1. Akrilik Modellerin Hazırlanması

Otopolimerizan transparan akrilik rezin (Orthocryl, Dentaurum, Ispringen, Almanya) kullanılarak anatomik yüzeyleri aynı olan iki adet dişsiz alt çene modeli elde edildi (Şekil 2.2.). Bu modellerin elde edilmesi için hazır bir dişsiz alt çene modeli üzerinden polivinil siloksan ölçü materyali ve hazır kaşık ile ölçü alındı. Akril tepimi sonrasında elde edilen modeller 300 ve 600 gridlik karbit zımpara kağıdı (English Abrasives, Londra, İngiltere) ile zımparalandı. Sonrasında tur motoru (Strong 201, Saeshin, Daegu, Kore) ve polisaj patı (Universal Polishing Paste, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile tesfiye ve polisaj işlemleri tamamlandı.



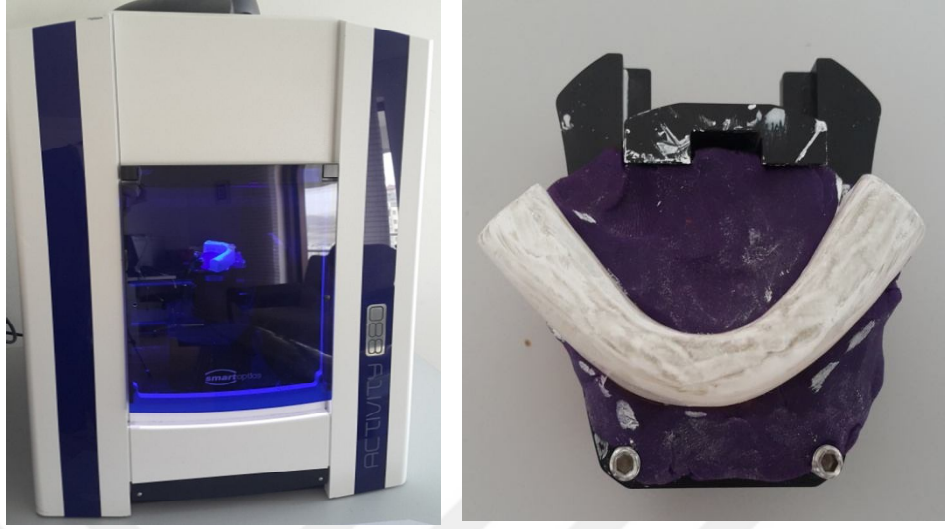
Şekil 2.2. Otopolimerizan transparan akril ve akrilden hazırlanmış modeller.

2.2. Modellere Uygun Cerrahi Rehberlerin Hazırlanması

Akrilik modellere implantların planlanan açılarda yerleştirilmeleri cerrahi rehberler ile sağlandı. İlk modele yerleştirilen implantlar, implantların tam ortasından geçen düzlem referans alınarak orta hattın bir santimetre (cm) sağına ve soluna uzaklıkta yerleştirildi. Diğer iki implantın da bu implantların birer santimetre posterioruna yerleştirildi. İlk modeldeki implantlar orta hatta ve birbirlerine paralel olacak şekilde dizayn edildi.

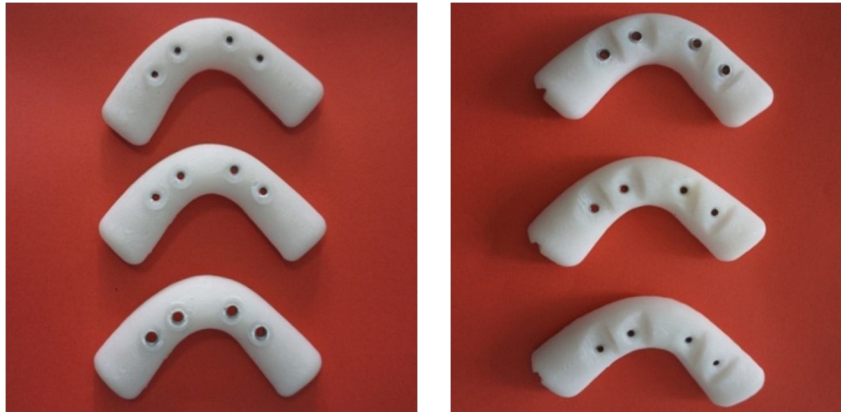
İkinci modelde ise yine implantların uzun aksları referans alındı, orta hatta ve birbirlerine göre diğer modelle aynı konumda yerleştirilmeleri planlandı. Bu sefer implantların yerleri, açıları soldan sağa doğru azalacak şekilde 20, 15, 10 ve 5 derecelik eğimlerle ve süperpoze olmamaları göz önünde bulundurularak belirlendi. Bunun için modeller Activity 800 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-4447795 Bochum, Almanya) ile üç boyutlu olarak taranıp implantların

gelecekleri yerler model üzerinde belirlendi. Tarayıcının modeli okuyabilmesi için model beyaz su bazlı bir boya ile boyandı (Şekil 2.3.).



Şekil 2.3. Optik tarayıcı ve modelin tarama için hazırlanması.

Elde edilen 3D tarama verisi, Rhinoceros yazılımına aktarıldı. Burada tarama verisi üzerine planlanan dizayna uygun şekilde dik ve açılı şekilde implantlar yerleştirildi. Daha sonra bu yerleşim planına sadık kalınarak Fused Deposition Modeling (FDM) yöntemiyle cerrahi kılavuzlar imal edildi. Cerrahi kılavuzlar kullanılacak implant markasının frezlerine ve gerçek implant cerrahisinin aşamalarına uygun olacak şekilde üç farklı frez giriş genişliğinde üretildi (Şekil 2.4.). Kılavuzların modeller üzerine tam oturumu ve frez çaplarının kılavuzlar üzerindeki deliklerden rahatlıkla geçtikleri kontrol edildi. Cerrahi kılavuzların model üzerine yerleştirilmesiyle implant yuvaları açıldı ve implantlar açılan boşluklardan planlanan konum ve açılarda yerleştirildi.



Şekil 2.4. Düz ve açılı implantlar için hazırlanan cerrahi rehberler.

2.3. İmplantların Yerleştirilmesi

İmplant yuvalarını hazırlamak için implanta ait cerrahi set (Straumann, Basel, İsviçre) kullanıldı (Şekil 2.5.). Cerrahi rehberler model üzerine sabitlenerek en dar çaptan geniş olana kadar yuvalar açılmaya başlandı. Boyun frezi ve yiv açıcı da kullanılarak kemik seviyesindeki implantlar planlanan yerlere, planlanan açılarla yerleştirildi (Şekil 2.6.).



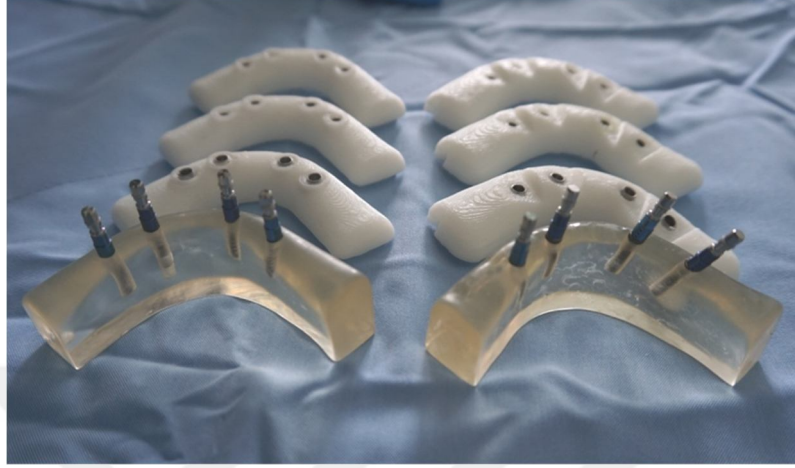
Şekil 2.5. İmplantların yerleştirilmesi öncesi hazırlık.



Şekil 2.6. İmplantların cerrahi rehberler kullanılarak yerleştirilmesi.

2.4. Ölçü Aşaması

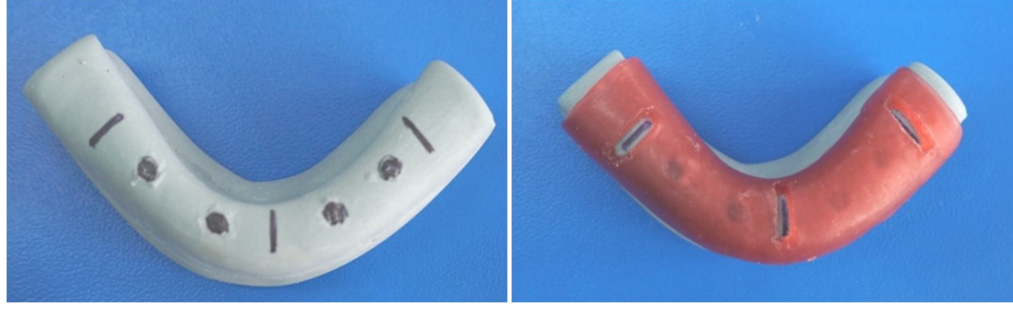
Her iki modele de implantların yerleştirilmesiyle modeller ölçü prosedürleri için hazır hale getirildi (Şekil 2.7.).



Şekil 2.7. İmplantların yerleştirilmesi sonrası düz ve açılı modeller.

2.4.1. Ölçü Kaşıklarının Hazırlanması

Direkt ölçü tekniğinde kullanılmak üzere akrilik kaşık yapımında otopolimerizan akrilik rezinden hazırlanan ana modellerin zarar görmemesi için polivinil siloksan (Virtual, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ölçü materyali ve hazır kaşıklarla ölçü alındı. Elde edilen ölçüye Tip 3 dental sert alçı (Elite Model, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) dökülerek ana modelin kopyası elde edildi. İki ana modelden 3 farklı ölçü materyeliyle direkt ölçü tekniğiyle alınacak ölçüler için toplam 6 tane akrilik kaşık hazırlandı. Ölçü materyallerine eşit yer sağlamak ve rölyef yapmak amacıyla alçı modeller iki kat şeklinde baz plak mumu (Crewax, Imiwax, Türkiye) kaplandı. Mum üzerine implantların arasına denk gelecek ve implantlara en az 2 mm uzaklıkta olacak şekilde toplam 3 adet stoper boşluk açıldı (Cabral ve Guedes 2007, Filho ve ark 2009) (Şekil 2.8.). Alçı model üzerine akrilin yapışmasını önlemek için lak (Divosep, Vertex, Zeist, Hollanda) sürüldü (Şekil 2.9.).



Şekil 2.8. Kaşıkların hazırlanması için elde edilen alçı model ve stopper deliklerine açılması.



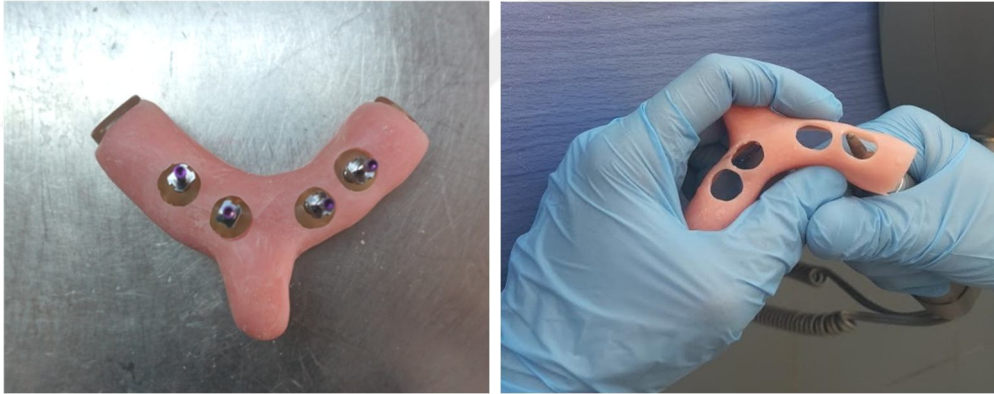
Şekil 2.9. Akriliğin yapışmaması için alçı modellere lak uygulaması.

Soğuk pembe akril (Meliodent, Heraeus Kulzer, Hanau Almanya) üretici firmanın önerdiği toz-likit oranı göz önünde bulundurularak karıştırıldı. Akril ele yapışmayacak bir hamur kıvamına geldiğinde mum üzerine adapte edildi (Şekil 2.10.). Akrilin çalışma süresi içerisinde uygun kaşık şekli verildi. Akrilin sertleşmesi yeteri kadar beklendikten sonra alçı modelden ayrıldı ancak ölçü aşamasına geçmeden polimerizasyon reaksiyonunun tamamlanması için gereken 24 saatlik sürenin dolması beklendi (Mojon ve ark 1990, Vigolo ve ark 2000, Choi ve ark 2007). Model üzerindeki baz plak mumu sıcak su dökülerek uzaklaştırıldı. Akrilik kaşığın kenarları tur motoru (Strong 201, Saeshin, Daegu, Kore) ile hard frez (Edenta AG, İsviçre) ve zımpara taşı kullanılarak düzeltildi.



Şekil 2.10. Akrilik kaşık hazırlanması.

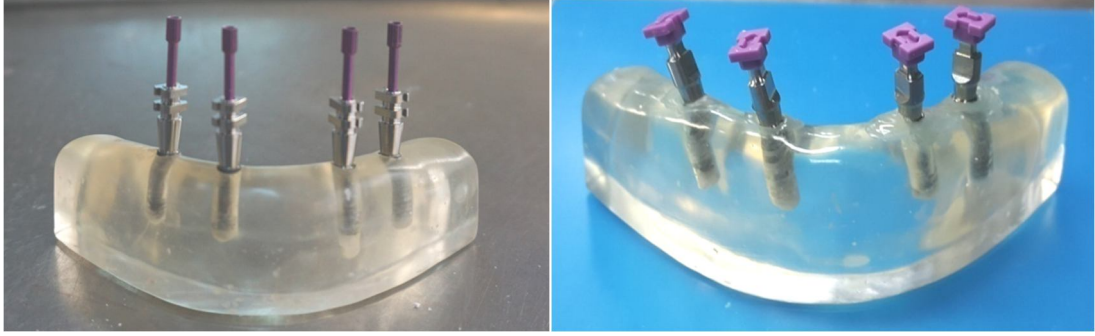
Kullanılan implantın ölçü başlıkları ana modeller üzerindeki kemik seviyesi implantlara sabitlendi. Kaşık üzerinde ölçü başlıklarının tam olarak karşılık geldiği yerler sabit kalemle belirlenerek hard frez yardımıyla delikler açıldı (Şekil 2.11.). Bu deliklerin amacı ölçü materyaline ek retansiyon sağlamak, ölçü materyaline kaçış yolu oluşturmak ve ölçü başlıklarının rahatlıkla takılıp çıkarılmasını sağlamaktır. Kaşıқта açılan bütün deliklerden başlıkların rahatça geçtiği kontrol edildi.



Şekil 2.11. Direkt teknik için kaşıklara delik açılması.

2.4.2. Ölçü Maddeleri İle Ölçü Alınması

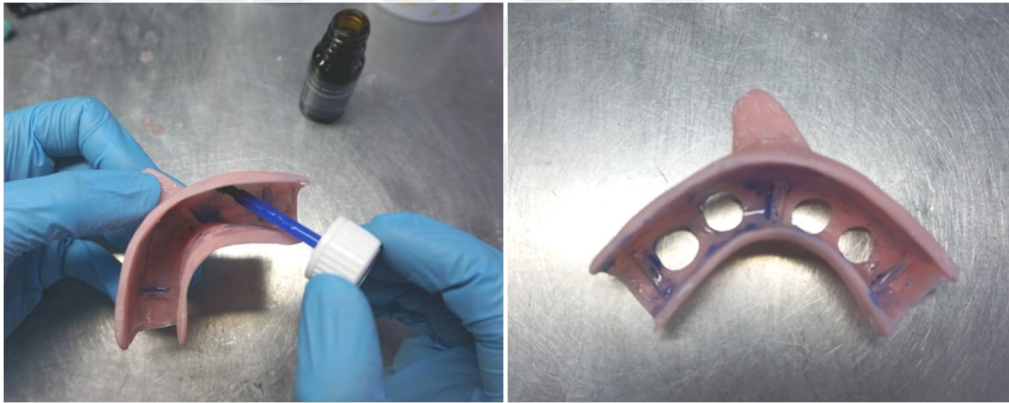
İki ana modelden (düz ve açılı) üç farklı ölçü maddesi (PVS, VPES, PE) ve iki farklı ölçü tekniği (direkt ölçü tekniği, snap-on ölçü tekniği) ile ölçü alındı. Tüm ölçü materyalleri oda sıcaklığında ve aynı uygulayıcı tarafından uygulanarak elde edildi. Ölçü aşamasında kullanılan implant markasının (Straumann, Basel, İsviçre) snap-on ve direkt ölçü tekniğine uygun ölçü parçaları ve alçı analogları kullanıldı (Şekil 2.12.).



Şekil 2.12. Modellere direkt ölçü tekniği için ve snap-on için üretilen ölçü parçalarının yerleştirilmesi.

Polivinil Siloksan İle Ölçü Alınması

Kaşık adezivi (Universal Adhesive, Heraeus, Hanau, Almanya) ölçü alma işleminden otuz dakika önce kaşığın tüm iç yüzeyine ve kenarlarından 2 mm taşacak şekilde dış yüzeyine sürüldü (Şekil 2.13.).



Şekil 2.13. Kaşık adezivin kapalı kaşık ve açık kaşığa uygulanması.

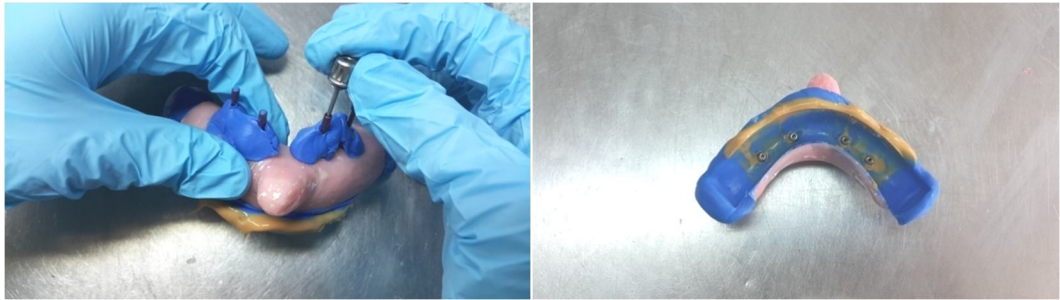
Firmanın önerdiği şekilde, ölçü maddesinin kutusundan çıkan ölçekler kullanılarak yoğun kıvamlı polivinil siloksanın (Virtual, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) baz ve aktivatörü homojen şekilde karıştırıldı. Elde karıştırma sırasında polimerizasyonu etkilememek için lateks içerikli bir maddeye temas edilmedi (Cook ve Thomasz 1986, Shillingburg ve ark 2010). İlk olarak snap-on tekniği ile ölçü alındı. Bu tekniğe ait ölçü parçaları düz ve açılı implantların olduğu her iki modele de yönleri aynı olacak şekilde vidalandı. Karıştırılan yoğun kıvamlı polivinil siloksan kapalı kaşığa yüklendikten sonra, ince kıvamlı polivinil siloksan tüpü tabancaya (Mixpack, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) takılarak kullanılan ölçü maddesinin kutusundan çıkan uçlar ile önce ölçü parçalarının üzerine sıkıldı sonra da kaşık üzerindeki koyu kıvamlı polivinil siloksan üzerine spatül yardımıyla iyice yaydırıldı

(Şekil 2.14.). Tek aşamada uygulanan bu prosedürde, ölçü kaşığı model üzerine küçük azı dişlerinin hizasından bilateral parmak basıncı ile bastırılarak ölçünün sertleşmesi beklendi. Ağız ortamı için geçerli olan ölçü sertleşme süresinin iki katı kadar beklendikten sonra ölçü maddesi modelden ayrıldı. Ölçü yüzeyi, stoper alanları, ölçü parçalarının etrafı herhangi bir hata olmaması bakımından incelendi. Ana model üzerindeki ölçü parçaları gevşetilerek kullanılan implant firmasına ait alçı analogları ile birleştirildi ve ölçü içerisine uygun pozisyonda yerleştirildi.



Şekil 2.14. PVS ölçü maddesinin uygulanması.

Direkt teknikte ise ölçünün sertleşmesinden sonra kaşıktaki deliklerden çıkan ölçü parçaları gevşetilerek kaşık modelden ayrıldı (Şekil 2.15.). Ölçü yüzeyindeki kontroller yapıldıktan sonra ölçü analogları ölçü içerisinde kalan ölçü parçalarına vidalanıp sabitlendi.



Şekil 2.15. Ölçü sertleştikten sonra direkt teknik için üretilen ölçü başlıklarının gevşetilmesi ve ölçü yüzeyi.

Vinil Polieter Silikon İle Ölçü Alınması

Ölçü alınmasından otuz dakika önce kaşık adezivi kaşıkların tüm iç yüzeylerine ve dış yüzeylerine kenarlardan 2 mm taşacak şekilde sürüldü (Universal

Adhesive, Heraeus, Hanau, Almanya). Firma önerisi doğrultusunda ölçü maddesinin kutusundan çıkan ölçekler kullanılarak yoğun kıvamlı vinil polieter silikonun (EXA'lence, GC, Leuven, Belçika) baz ve aktivatörü homojen bir şekilde karıştırıldı ve kaşığa yüklendi. İnce kıvamlı vinil polieter silikon da tabancaya (Mixpack, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygun uç ile takılarak hem kaşıktaki koyu kıvamlı vinil polieter silikonun üzerine spatülle yayılarak hem de ölçü başlıklarının olduğu bölgelere sıkılarak uygulandı (Şekil 2.16.). Ölçü kaşıkları küçük azılar hizasından bilateral parmak basıncı uygulanarak modeller üzerine bastırıldı. Çalışma oda sıcaklığında yapıldığından dolayı ağız içi sertleşme süresinin iki katı kadar bir süre sertleşme için beklendi. Sertleşme tamamlandıktan sonra snap-on tekniği ile aldığımız ölçü modelden ayrıldı ve ölçü yüzeyi kontrol edildi. Ana model üzerindeki ölçü parçaları gevşetilir uygun alçı analoglarıyla sabitlendi ve ölçü içerisindeki yerine uygun pozisyonda yerleştirildi (Şekil 2.16.).



Şekil 2.16. VPES ölçü materyali ve snap-on teknikle alınan ölçüye analogların yerleştirilmesi.

Direkt ölçü tekniğinde ise ölçü parçaları, kaşığın deliklerinden dışarı çıkan kısımlarından gevşetilerek kaşık modelden ayrıldı. Gerekli kontrollerden sonra uygun alçı analogları ölçü içerisinde kalan ölçü parçalarıyla vidalanarak sabitlendi (Şekil 2.17.).



Şekil 2.17. VPES ölçü maddesinin direkt teknik için ölçü parçaları etrafına uygulanması ve ölçü yüzeyi.

Polieter İle Ölçü Alımı

Kaşık adezivi ölçü kaşıklarının tüm iç yüzeyine ve dış yüzeyin kenarlarından 2 mm taşacak şekilde sürüldü (Universal Adhesive, Heraeus, Hanau, Almanya). İnce kıvamlı polieter ölçü maddesi (Impregum Garant L DuoSoft, 3M ESPE, Neuss, Almanya) tabancaya (Mixpack, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirilip o firmaya ait tabanca ucuyla hem implant üzerinde ölçü parçalarının kole bölgelerine hem de kaşık yüzeyine uygulandı (Şekil 2.18.). Kaşık model üzerine oturtulup küçük azı bölgelerinden bilateral parmak basıncı uygulandı.

Çalışma oda sıcaklığında gerçekleştirildiğinden ağız içi ortam için belirtilen sürenin yaklaşık iki katı kadar bir süre sertleşmenin tamamlanması beklendi. Snap-on teknik ile ölçü alımında sertleşme tamamlandıktan sonra kaşık modelden ayrıldı ve iç yüzeyi kontrol edildi (Şekil 2.18.). Modeldeki ölçü parçaları sökülerek uygun alçı analoglarıyla birleştirildi ve ölçü içerisindeki yerine oturtuldu.



Şekil 2.18. Polieter ölçü materyali, ölçü materyalinin analog çevresine uygulanması ve ölçü iç yüzeyi.

Direkt teknik ile ölçü alınırken ise açık kaşıқта açmış olduğumuz deliklerden çıkan ölçü parçaları gevşetilerek ölçü ve model birbirinden ayrıldı. Gerekli kontroller yapıldıktan sonra uygun alçı analogları ölçü içerisinde kalan ölçü parçalarıyla birleştirildi ve sabitlendi.

2.5. Alçı Modellerin Elde Edilmesi

Toplam oniki adet ölçü ana modelden ayrıldıktan ve analoglarla bağlandıktan sonra, ölçü maddelerinde görülebilecek elastik geri dönüşümü beklemek için 24 saat sonra Tip 3 dental sert alçı (Elite Model, Zhermack, BadiaPolesine, İtalya) ile döküldü (Vigolo ve ark 2000, Holst ve ark 2007) (Şekil 2.19.). Firmanın önerileri göz önüne alınarak su/toz oranı 25 ml/ 100 gr olacak şekilde setten çıkan ölçeklerle ayarlandı ve 30 saniye sürede karıştırıldı. Hafif titreşim uygulanarak alçı, ölçü içerisine tek noktadan dökülmeye başlandı. Bu şekilde hava kabarcığı riski en aza indirilmeye çalışıldı.



Şekil 2.19. Dental sert alçının karıştırılması ve ölçüye dökülmesi.

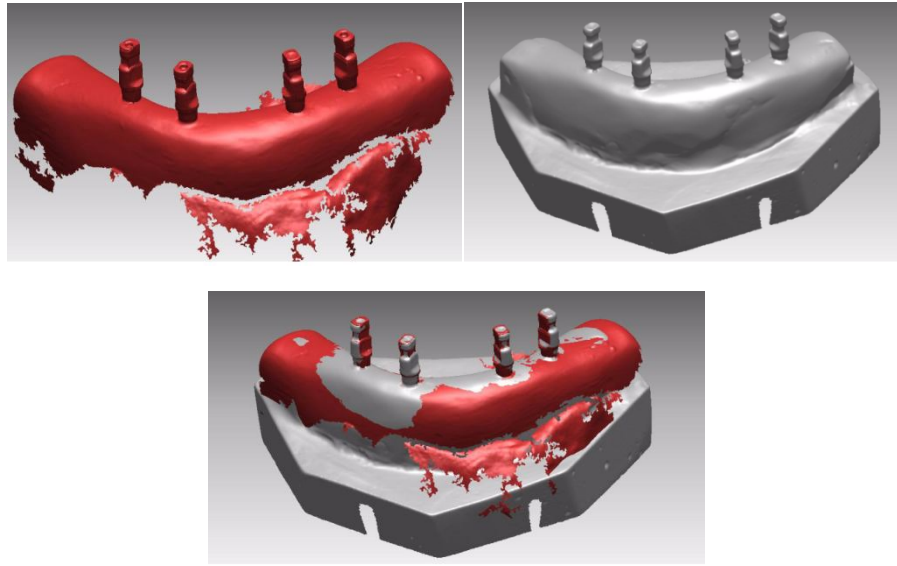
Sert alçının tamamen sertleşmesi için 2 saat bekletildikten sonra tüm ölçüler alçıdan ayrıldı (Herbst ve ark 2000, Filho ve ark 2009). Direkt ölçü tekniği ile alınan ölçüler alçıdan ayrılırken önce kaşığın deliklerinden çıkan vidalar gevşetildi. Elde edilen alt çene alçı modelleri düzgün bir platform sağlamak için silikon kalıplara gömüldü (Şekil 2.20.). İki ana model ve on iki alçı model üzerine ölçü parçaları vidalandı. Alçı modeller oda sıcaklığında 24 saat süre ile bekletildikten sonra ölçümlerin yapılması için Ay Tasarım'a gönderildi (Vigolo ve ark 2003, Choi ve ark 2007).



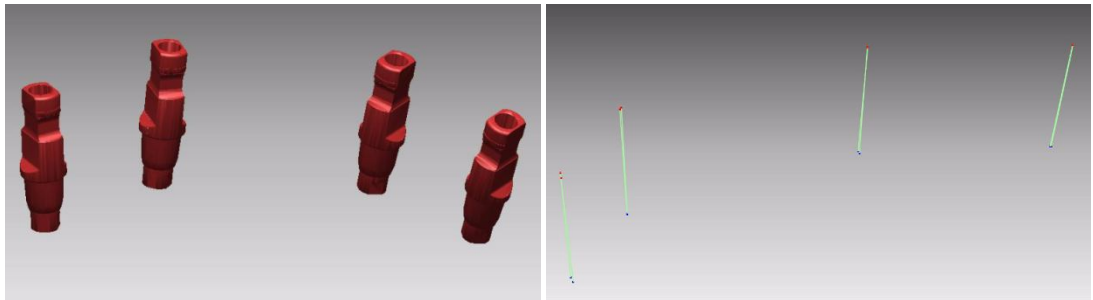
Şekil 2.20. Alçı modeller ve isimlendirilmesi.

2.6. Ölçümlerin Yapılması

Çalışmanın ölçümleri Ay Tasarım Ltd. Şti'de (Ankara) yapıldı. Alçı modellere uygun ölçü analogları yerleştirildi. Analizlerin yapılabilmesi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan ve VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) programından yararlanıldı. Her iki ana model ve on iki adet alçı model SmartOptics tarayıcısında tarandı ve VRMesh yazılımına aktarıldı (Şekil 2.21.).



Şekil 2.21. Alçı modellerin taranması ve anamodelle çakıştırılması.



Şekil 2.22. Ana modellerdeki ve alçı modellerdeki analogların çakıştırılması.

Analogların tam orta ekseninde temsili pinler modellendi ve tarama modellerinin atılmasıyla ana modeller ve alçı modellerdeki pinlerin üst üste çakıştırılmış görüntüleri elde edildi (Şekil 2.22.). Oturtulan pinlerin tam orta noktalarının çakıştırılması ile aradaki fark mm cinsinden hesaplandı ve lineer yer

değiştirme (deplasman) farkları kaydedildi. Pinlerin apikal ve koronal noktalarının kesiştirilmesi ile de her ölçü tekniği ve materyali için, ana model ve ölçü modelleri arasındaki açısai yer değiştirme oranları hesaplandı. Yapılan bütün ölçümler Excell dosyasına kaydedildi.



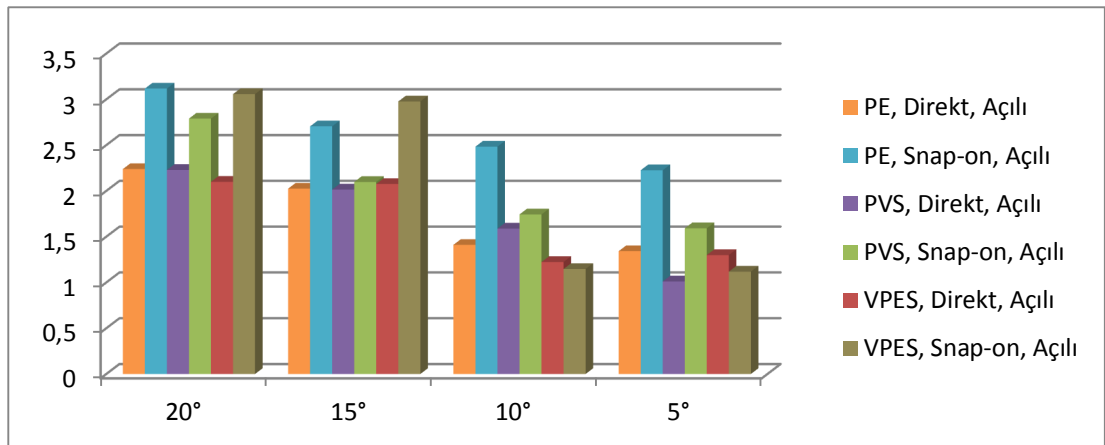
3. BULGULAR

Farklı ölçü materyalleri ve teknikleri ile alınarak elde edilen modellerdeki açısal sapma ve lineer yer değiştirme miktarları, her açı için aşağıdaki çizelgede verilmiştir (Çizelge 3.1). Açılı modellerdeki implantlar soldan sağa doğru sırasıyla 20, 15, 10 ve 5 derece ile yerleştirilmiştir. Düz modeldeki implantlar ise açılı olanlarla ark üzerinde aynı yere denk gelecek şekilde 1. 2. 3. ve 4. implant şeklinde isimlendirildi

Çizelge 3.1. Açı modellerdeki yer değiştirme miktarları.

	1. İmplant / 20°		2. İmplant / 15°		3. İmplant / 10°		4. İmplant / 5°	
PE, Direkt, Açılı	2,23824	0,0943	2,02453	0,07254	1,41036	0,03397	1,34151	0,00893
PE, Direkt, Düz	0,58729	0,03949	0,57743	0,03711	0,74013	0,02487	0,52157	0,01754
PE, Snap-on, Açılı	3,11742	0,12802	2,7051	0,12397	2,48299	0,12268	2,22533	0,11904
PE, Snap-on, Düz	0,79291	0,04406	0,72165	0,0351	0,69938	0,0315	0,51443	0,01533
PVS, Direkt, Açılı	2,22849	0,03063	2,01427	0,03042	1,58782	0,02879	1,01092	0,02681
PVS, Direkt, Düz	0,78503	0,02706	0,91277	0,02667	0,74682	0,0203	0,80175	0,02594
PVS, Snap-on, Açılı	2,78939	0,03734	2,09756	0,03471	1,74292	0,03441	1,59131	0,03426
PVS, Snap-on, Düz	0,75092	0,03018	0,63022	0,02766	0,74638	0,02818	0,7191	0,01945
VPES, Direkt, Açılı	2,09888	0,04393	2,07506	0,04564	1,22273	0,02911	1,29907	0,03252
VPES, Direkt, Düz	1,2883	0,04348	1,22422	0,04031	1,21445	0,02927	1,20922	0,03128
VPES, Snap-on, Açılı	3,05699	0,11472	2,97674	0,09466	1,14682	0,03161	1,11798	0,02949
VPES, Snap-on, Düz	1,04886	0,02725	1,03615	0,00694	1,01158	0,01298	1,0385	0,01667

Polieter (PE), polivinilsiloksan (PVS), vinilpolietersilikon (VPES) ölçü materyalleri ile direkt ve snap-on teknikleri kullanılarak açılı implantların olduğu modelden alınan ölçülerdeki açısal sapmalar aşağıdaki grafikte verilmiştir (Şekil 3.1.).

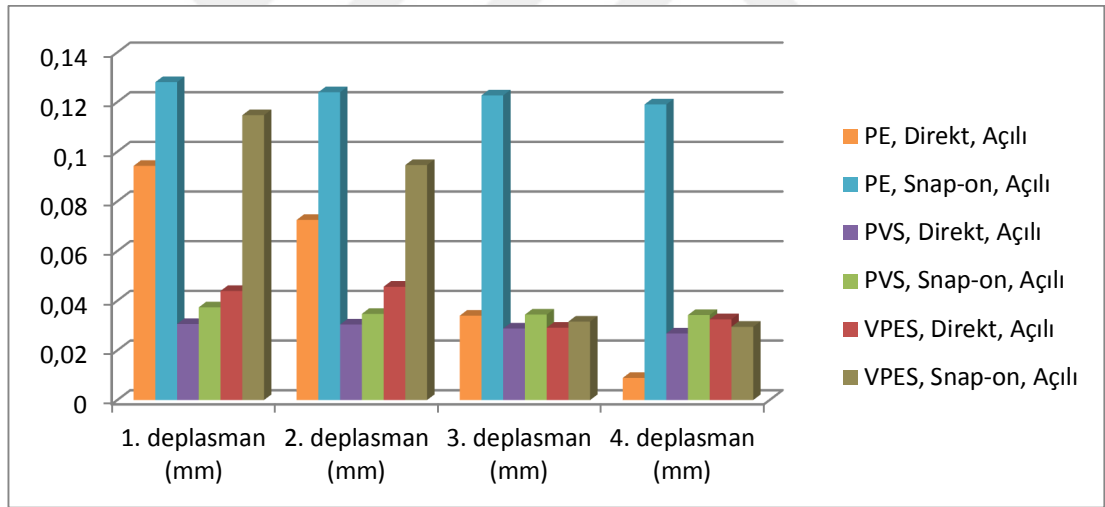


Şekil 3.1. Açılı implantlarda ölçü materyallerinin ve ölçü tekniğinin açısal yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.

Açı farklılıkları bakımından değerlendirildiğinde PE ve P.VS ölçü maddelerinde her açı değeri için direkt ölçü yöntemi snap-on yönteminden daha iyi sonuç vermiştir. VPES için ise 5 ve 10 derecelerde direkt ölçü yöntemi çok az bir farkla daha fazla yer değiştirme göstermiştir.

Tüm materyaller arasında direkt teknikte 20 ve 15 derece için PE ve PVS birbirine yakın değerler vermiş ve VPES ile elde edilen ölçülerden daha hassas sonuçlar ortaya koymuştur. PVS ölçü materyali snap-on tekniğinde 15 ve 20 derecelerde en olumlu sonuçları verirken 5 ve 10 derecelerde VPES daha az sapma göstermiştir. Tüm ölçü materyalleri ve teknikler için açının artışı ölçünün hassasiyetini farklı oranlarda da olsa olumsuz etkilemiştir.

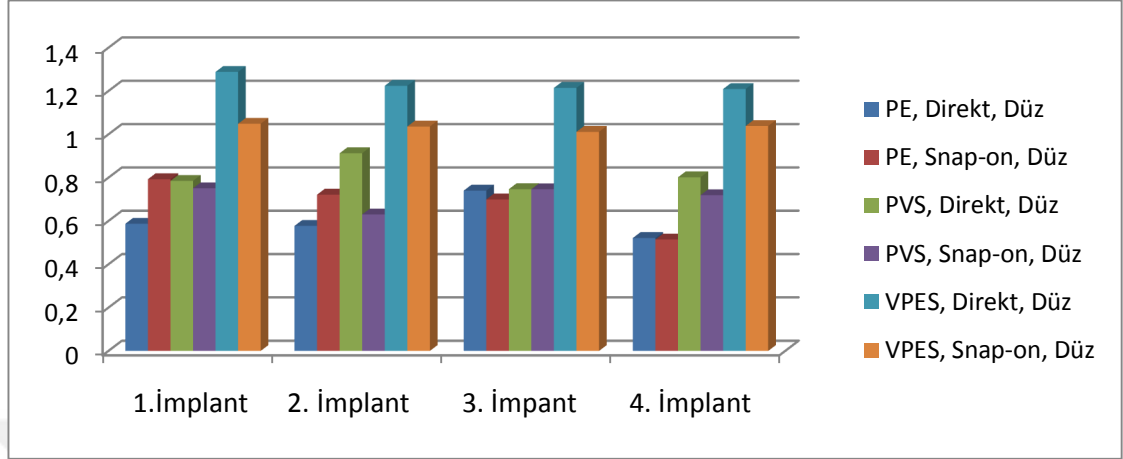
PE, PVS, VPES ölçü materyalleri ile direkt ve snap-on teknikleri kullanılarak açılı implantların olduğu modelden alınan ölçülerdeki lineer yer değiştirme miktarları milimetre (mm) cinsinden aşağıdaki grafikte verilmiştir (Şekil 3.2.).



Şekil 3.2. Açılı implantlarda ölçü materyallerinin ve ölçü tekniğinin lineer yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.

Yer değiştirme oranlarına bakıldığında PE snap-on tekniği ile alınan ölçü en yüksek sapmayı göstermiştir. VPES snap-on tekniği ise açının artışıyla en çok etkilenen ölçü materyalidir. Her iki teknik için de en az yer değiştirmeyi PVS ölçü materyali göstermiştir. Tüm ölçü materyalleri için yer değiştirme bakımından direkt teknik, snap-on tekniğinden daha iyi sonuçlar vermiştir.

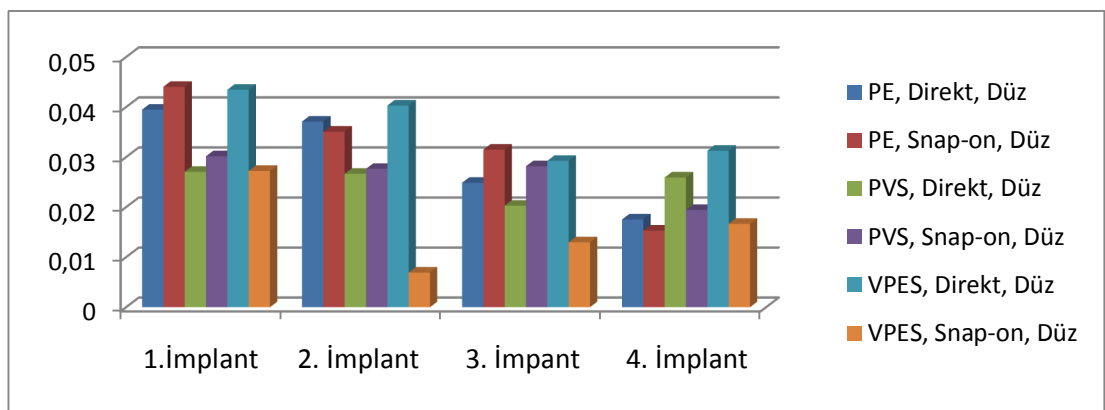
PE, PVS, VPES ölçü materyalleri ile direkt ve snap-on teknikleri kullanılarak düz implantların olduğu modelden alınan ölçülerdeki açısal yer değiştirmeler aşağıdaki grafikte verilmiştir (Şekil 3.3.).



Şekil 3.3. Düz implantlarda ölçü materyallerinin ve ölçü tekniğinin açısal yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.

Düz implantlara bakıldığında açısal yer değiştirme en çok VPES ölçü materyalinde görülmüştür. Direkt teknik kullanıldığında en iyi sonuçları PE verirken snap-on yönteminde PVS ile elde edilen ölçüler daha hassastır.

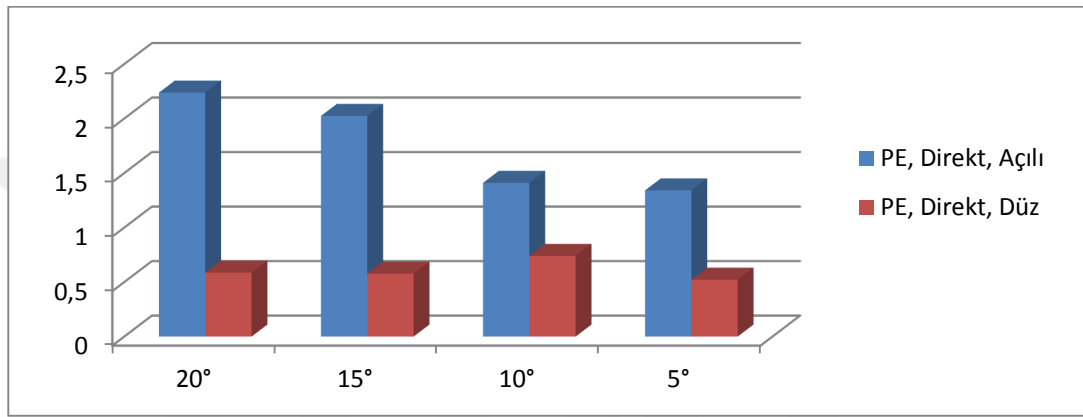
PE, PVS, VPES ölçü materyalleri ile direkt ve snap-on teknikleri kullanılarak düz implantların olduğu modelden alınan ölçülerdeki lineer yer değiştirme miktarları milimetre (mm) cinsinden aşağıdaki grafikte verilmiştir (Şekil 3.4.).



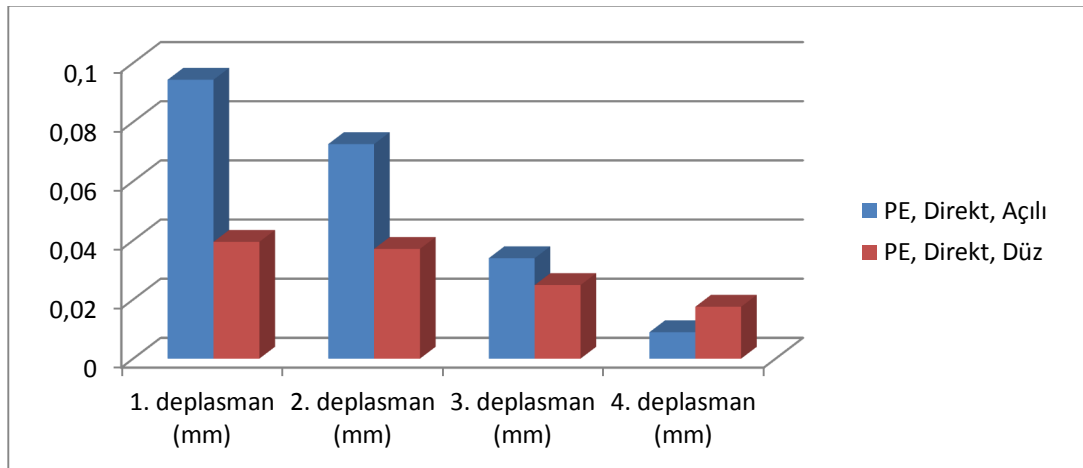
Şekil 3.4. Düz implantlarda ölçü materyallerinin ve ölçü tekniğinin lineer yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.

Düz implantlarda liner yer değiştirme bakımından en fazla sapmayı VPES ile ve direkt teknik kullanılarak elde edilen ölçüler göstermiştir. En az sapma ise VPES snap-on tekniği ile elde edilen ölçülerde görülmüştür.

PE ölçü materyali ve direkt ölçü tekniği kullanılarak alınan ölçülerde, her iki modelde ark üzerinde aynı bölgeye denk gelen açılı ve düz implantların açısal ve lineer yer değiştirme bakımından karşılaştırılmaları aşağıdaki grafikler ile gösterilmiştir (şekil 3.5.ve şekil 3.6.).



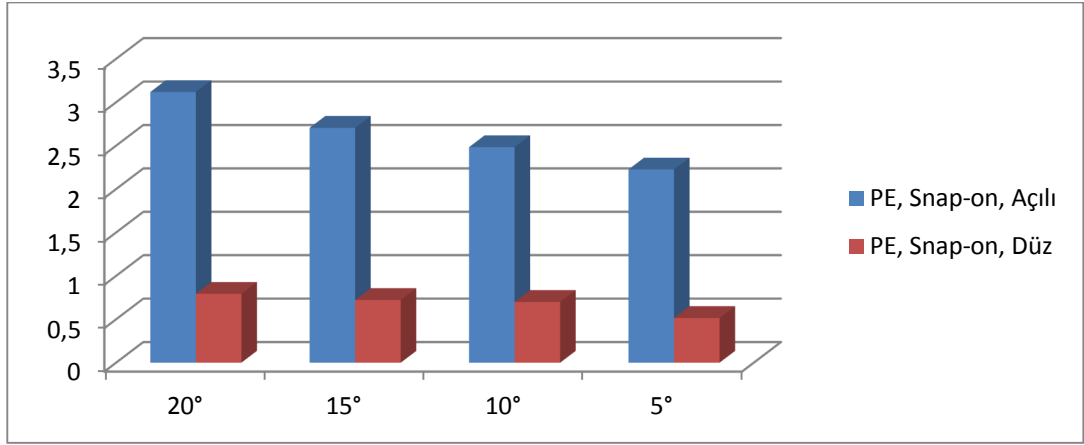
şekil 3.5. PE ölçü maddesi ve direkt teknik ile hazırlanan ölçülerin açıya bağlı hassasiyetinin açısal yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.



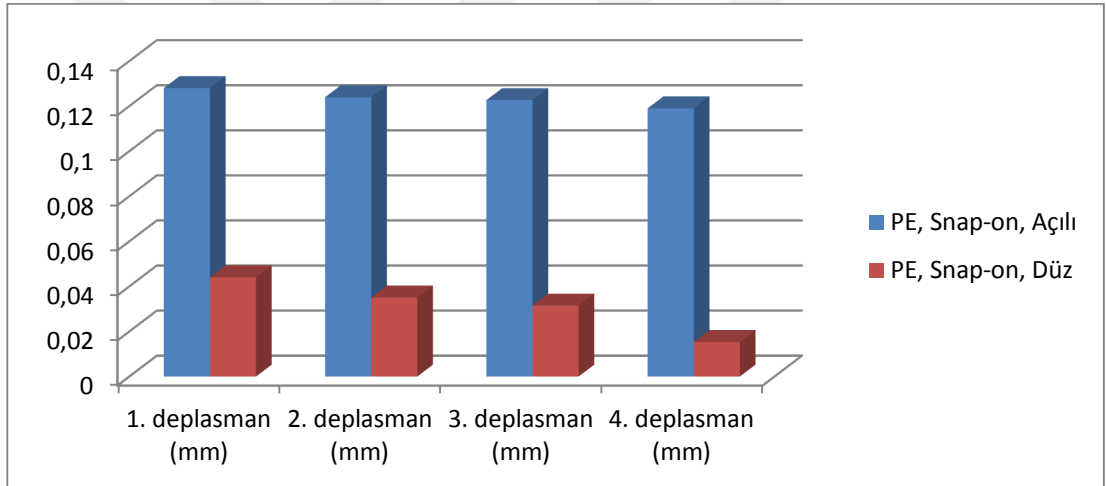
şekil 3.6. PE ölçü maddesi ve direkt teknik ile hazırlanan ölçülerin açıya bağlı hassasiyetinin lineer yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.

PE ölçü maddesi ile direkt teknik kullanılarak alınan ölçülerde, her açı ark üzerinde aynı bölgeye denk gelen düz implant ile karşılaştırıldığında açısal olarak daha fazla sapma göstermiştir. Sadece 5 derece için düz implantın deplasmanı karşılaştırıldığı açılı implanttan daha fazla çıkmıştır. Bu sonuç uygulayıcıya bağlı bir

durum olarak değerlendirilebilir. Açılı ve düz implantlar arasında açılal yer değiştirme bakımından fark, lineer yer değiştirmeler arasındaki farktan daha fazladır.

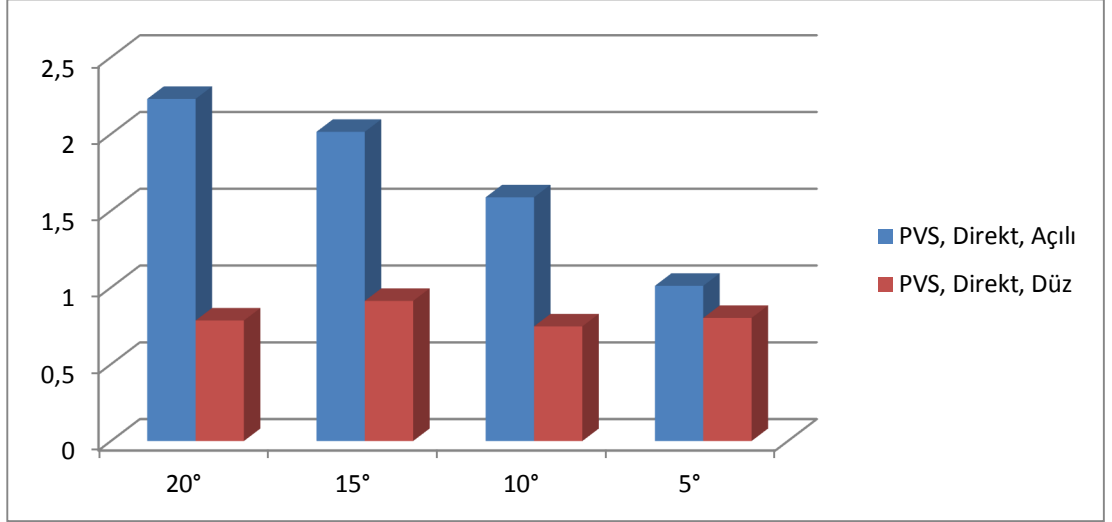


şekil 3.7. PE ölçü maddesi ve snap-on teknik ile hazırlanan ölçülerin açılıya bağlı hassasiyetinin açılal yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.

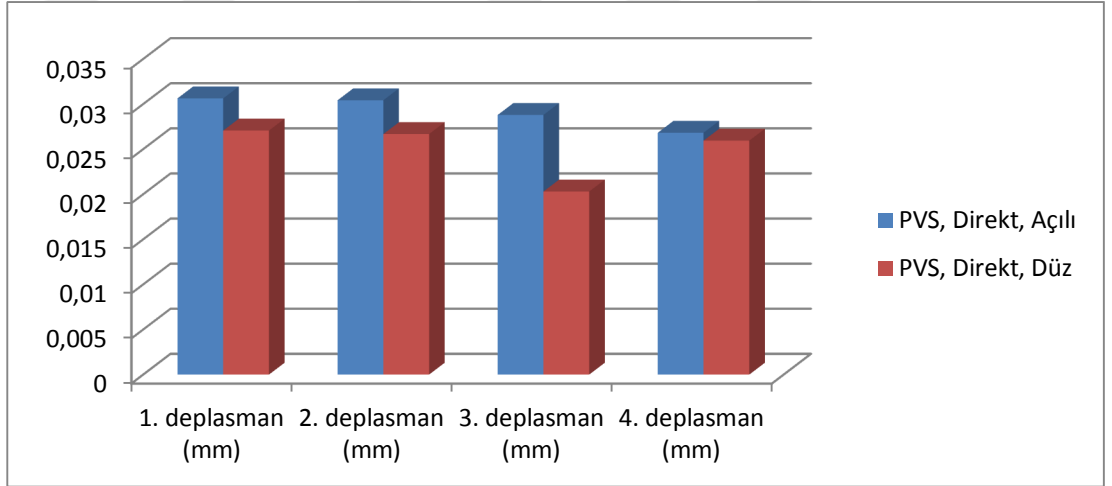


şekil 3.8. PE ölçü maddesi ve snap-on teknik ile hazırlanan ölçülerin açılıya bağlı hassasiyetinin lineer yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.

Aynı ölçümler açılı ve düz implantlar için snap-on tekniğinde yapıldığında PE için bu tekniğin açıdan daha az etkilendiği görölmektedir. Direkt ölçü tekniğine benzer şekilde açılı implantlarda hem açılal hem de deplasman bakımından hassasiyet daha azdır (şekil 3.7. ve şekil 3.8.).

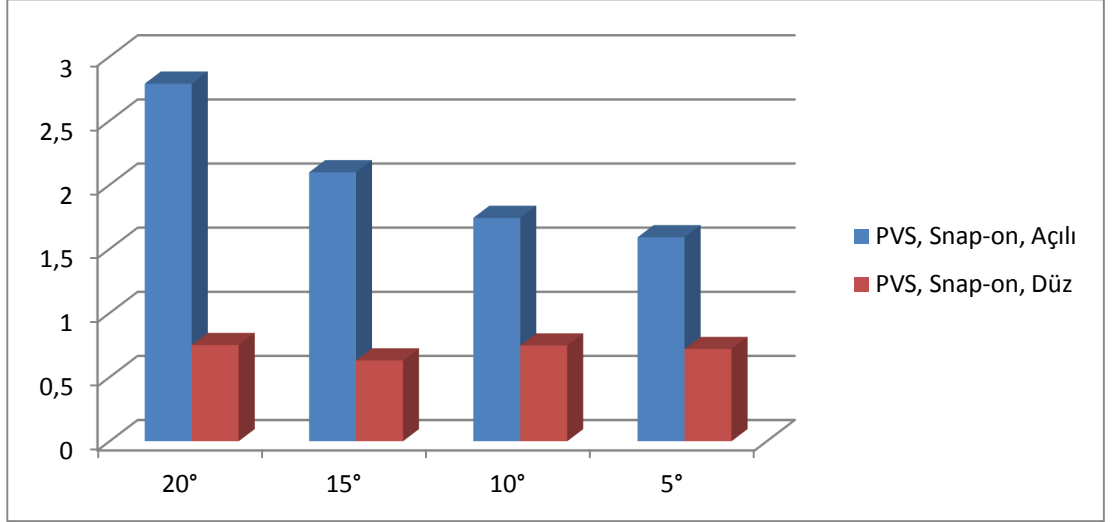


Şekil 3.9. PVS ölçü maddesi ve direkt teknik ile hazırlanan ölçülerin açıya bağlı hassasiyetinin açısız yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.

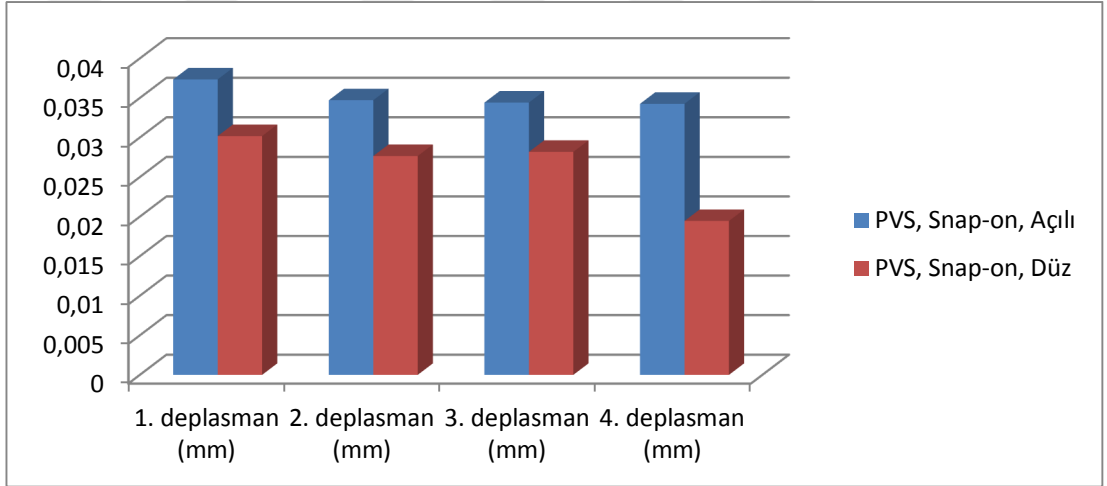


Şekil 3.10. PVS ölçü maddesi ve direkt teknik ile hazırlanan ölçülerin açıya bağlı hassasiyetinin lineer yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.

Direkt teknik ve PVS ölçü maddesi kullanılarak alınan ölçülerden elde edilen modellerde açısız yer değiştirme oranı açıdan etkilenmekte ve açı azaldıkça azalmaktadır. Düz implantlarda bu açısız yer değiştirme açılı implantlardan daha az olmakla birlikte birbirlerine yakın derecelerde seyretmektedir. Lineer yer değiştirme miktarları da yine açılı implantlarda daha fazla görülmektedir; ancak düz ve açılı implantlar kendi arasında karşılaştırıldığında iki grup arasındaki oran açısız sapmadaki kadar yüksek bulunmamıştır (Şekil 3.9. ve Şekil 3.10.).

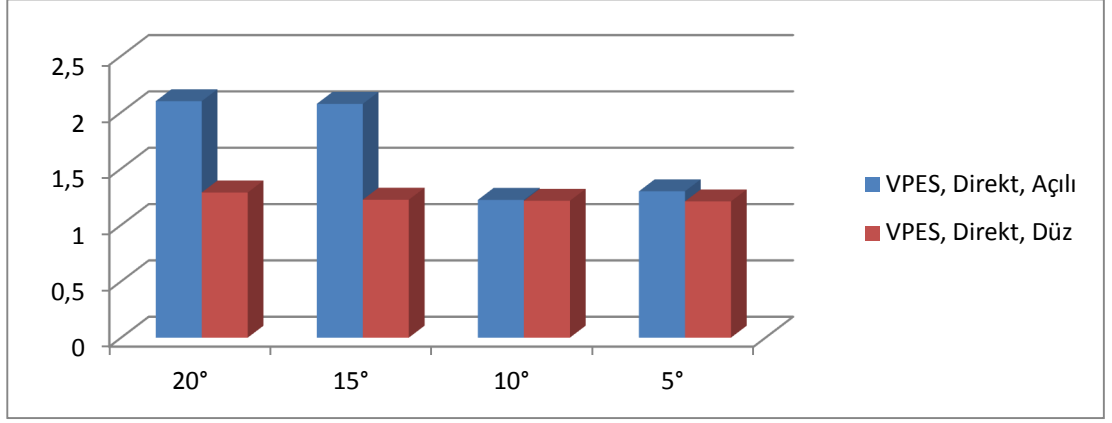


Şekil 3.11. PVS ölçü maddesi ve snap-on teknik ile hazırlanan ölçülerin açıya bağlı hassasiyetinin açısız yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.

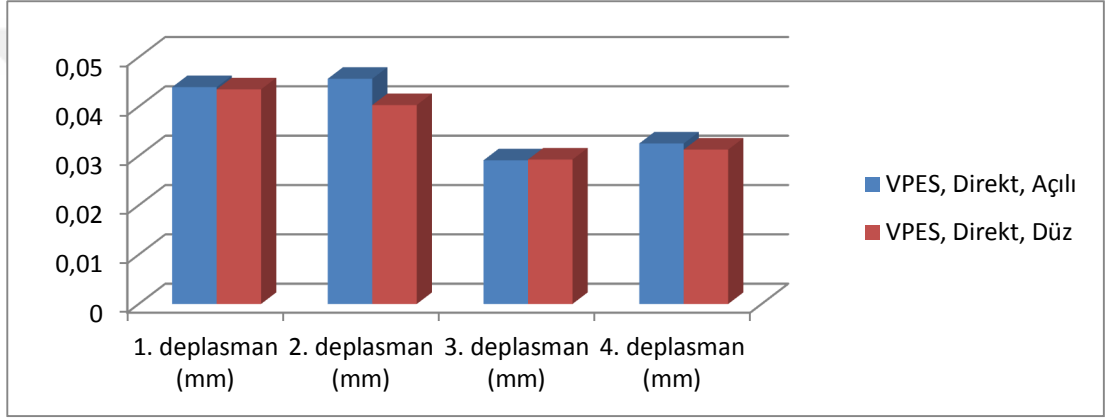


Şekil 3.12. PVS ölçü maddesi ve snap-on teknik ile hazırlanan ölçülerin açıya bağlı hassasiyetinin lineer yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.

Snap-on tekniği kullanılarak PVS ile alınan ölçülerden elde edilen modeller karşılaştırıldığında direkt tekniğe benzer şekilde açılanmanın artması açısız sapmaları daha yüksek oranda etkilemiş ve ölçünün doğruluğunu azaltmıştır. Buna rağmen deplasman miktarı açı değişiminden daha az etkilenmiştir (Şekil 3.11. ve Şekil 3.12.).

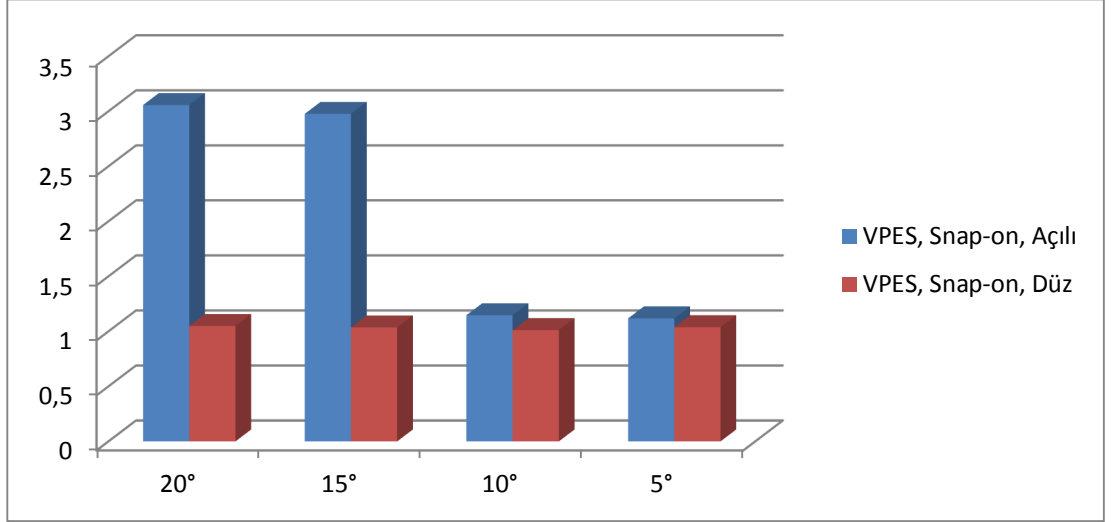


Şekil 3.13. VPES ölçü maddesi ve direkt teknik ile hazırlanan ölçülerin açığa bağlı hassasiyetinin açısal yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.

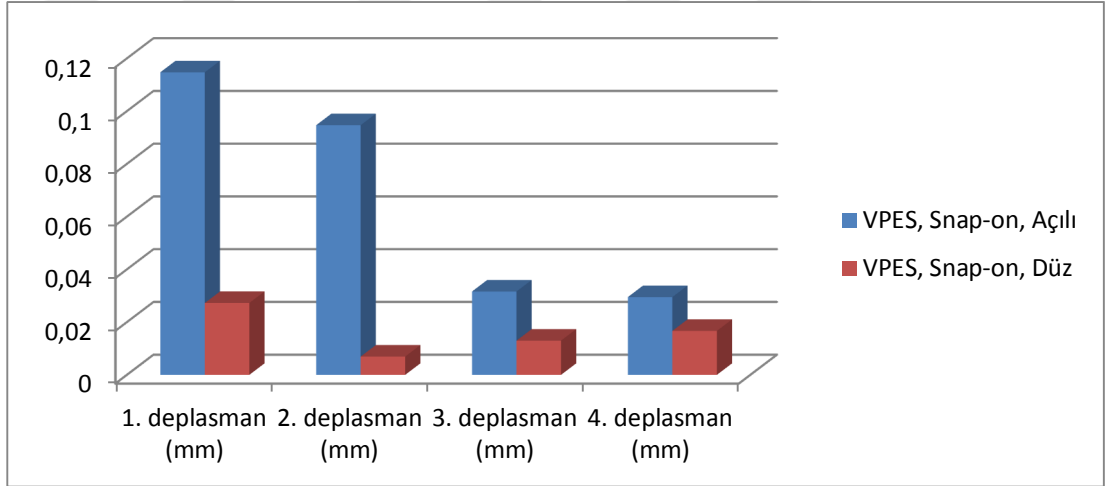


Şekil 3.14. VPES ölçü maddesi ve direkt teknik ile hazırlanan ölçülerin açığa bağlı hassasiyetinin lineer yer değiştirme bakımından değerlendirilmesi.

VPES ölçü materyali ve direkt teknik ile hazırlanan modeller 20 ve 15 derecelik açılar için düz implantlara oranla hem açısal sapma hem de lineer deplasman bakımından belirgin şekilde daha olumsuz sonuçlar vermiştir. Lineer yer değiştirme bakımından fark açısal sapmalardaki kadar yüksek olmamakla birlikte 10 ve 5 derecelik implantlar, daha yüksek açı değerlerine kıyasla daha az yer değiştirme göstermiştir (Şekil 3.13. ve Şekil 3.14.).



Şekil 3.15. VPES ölçü maddesi ve snap-on teknik ile hazırlanan ölçülerin açığa bağlı hassasiyetinin açılal yer değıştirme bakımından değeriendirilmesi.



Şekil 3.16. VPES ölçü maddesi ve snap-on teknik ile hazırlanan ölçülerin açığa bağlı hassasiyetinin lineer yer değıştirme bakımından değeriendirilmesi.

Direkt tekniğe benzer şekilde snap-on teknikte de özellikle 20 ve 15 derece açıyla yerleştirilen implantlar düz olanlarla karşılaştırıldığında açılal ve lineer yer değıştirmeleri daha yüksek değerielerde çıkmıştır. İmplantlardan 5 ve 10 derece açıyla yerleştirilmiş olanlar daha yüksek açı değeriilerine kıyasla daha hassas sonuçlar vermiştir. Snap-on tekniği ile düz implantlardan alınan ölçülerde ise hem açılal sapma hem de yer değıştirme bakımından açılı implantlardan daha doğru sonuçlar elde edilmiştir (Şekil 3.15. ve Şekil 3.16.).

4. TARTIŞMA

Bu çalışmada önerilen hipotez, “farklı ölçü maddelerinin ve tekniklerin, farklı açıda yerleştirilen implantlardan alınan ölçülerin hassasiyetine etki edeceği” şeklindedir. Çalışmanın sonuçlarına göre farklı açıda yerleştirilmiş implantlar için ölçü maddeleri ve ölçü teknikleri arasında hassasiyet bakımından fark bulunmuştur. Bu sonuçlar göz önüne alındığında önerilen hipotez kabul edilmiştir.

Doğal dişlerden farklı olarak osseoentegre implantların periodontal ligamentten yoksundur ve kemik içinde sadece kemiğin elastisitesine bağlı olarak çok az miktarda hareket ederler (Sorrentino ve ark 2010). Bu nedenle üst yapıdaki herhangi bir uyumsuzluğu tolere edemezler. Dolayısıyla implant üstü protezlerde uzun dönemde üst yapıda ve üst yapı parçalarında kırılmalar, patolojik kemik rezorpsiyonları, osseointegrasyon kaybı, okluzal uyumsuzluklar, yumuşak ve sert dokuları etkileyen plak akümülyasyonları gibi pek çok mekanik ve biyolojik problemler ortaya çıkabilir (Burawi ve ark 1997, Lorenzoni ve ark 2000). Klinik olarak mümkün olmadığı pek çok çalışmada belirtilse de, kemik dokusu etrafında ve protetik komponentlerde statik kuvvetlerin oluşmadığı restorasyonlar pasif uyuma sahip restorasyonlar olarak tanımlanmıştır (Jemt ve ark 1996, Wee ve ark 1999, Sorrentino ve ark 2010).

Pasif uyum restorasyonların uzun süreli kullanılabilirliği açısından önemli bir adımdır. Araştırmalar göstermiştir ki; pasif uyumun elde edilebilmesi için en önemli faktör ölçü aşamasıdır. Ölçü işlemleri sırasında hata yapmamak, pasif uyuma en yakın yapıyı elde etmek ve ağız içindeki mevcut durumu modellere birebir aktarabilmeyi sağlar. Kusursuz bir ölçü elde etmek ve ağızdaki implantların üç boyutlu konumlarını doğru aktarabilmek için ölçüyü etkileyen faktörler arasında ölçünü alındığı seviye, ölçü materyalleri ve yöntemi, implantların sahip oldukları açı, implant sayısı, splintleme yöntemleri ve materyalleri, ölçü parçalarına uygulanabilecek modifikasyonlar vardır (Assif ve ark 1996, Wee 2000, Daoudi ve ark 2001, Akca ve Cehreli 2004, Naconecy ve ark 2004, Cabral ve Guedes 2007, Holst ve ark 2007, Assuncao ve ark 2008, Assuncao ve ark 2008, Lee ve ark 2008, Filho ve ark 2009, Ma ve Rubenstein 2012, Kurtulmus-Yilmaz ve ark 2014). Bu çalışmada da implantların farklı açılanmalarının, ölçü materyallerinin ve farklı ölçü yöntemlerinin, ölçünün doğruluğuna nasıl etki ettikleri karşılaştırıldı.

İmplant üstü protezler için ölçü hassasiyetini değerlendirmek amacıyla daha önceden yapılan çalışmaların pek çoğu ark formunu taklit etmeyen üçgen, kare, dikdörtgen veya yuvarlak modeller kullanılmış ve bu modellerden laboratuvar modelleri elde edilmiştir (Choi ve ark 2007, Conrad ve ark 2007, Assuncao ve ark 2008, Lee ve ark 2008, Walker ve ark 2008, Filho ve ark 2009, Jo ve ark 2010, Reddy ve ark 2013, Ehsani ve ark 2014). Ancak bu modeller, ölçü kaşığının ağızdan uzaklaştırılması esnasında ölçü materyaline etki eden stresleri yansıtmakta yeterli olmaz (Assif ve ark 1992, Hsu ve ark 1993, Assif ve ark 1996, Burawi ve ark 1997, Herbst ve ark 2000, Wee 2000, Burns ve ark 2003, Vigolo ve ark 2003, Naconecy ve ark 2004). Bu bilgiler doğrultusunda, bu çalışmada dişsiz alt çeneyi taklit edebilecek ark formuna sahip bir model kullanılması tercih edildi. Yapılan bir çalışmada alt ve üst çene modellerinde pasif uyum değerlendirilmiş ve alt çenede tüm eksenlerde (x, y, z) data iyi netice alınmıştır. Ayrıca alt ve üst çene modelleri arasında oluşan bu farkın -x ekseninde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Jemt ve Lie 1995). Diğer bir çalışmada da implantlar arası uzaklık değerlendirmeye alınmış ve -y ekseninde daha fazla yer değiştirme olduğu belirlenmiştir (Akca ve Cehreli 2004). Pasif uyumu elde edilmesinde etkili olan faktörlerden biri de artmış ark uzunluğu ve kurvatur genişliğidir. Bu sebeple, bu çalışmada da birbiriyle aynı iki tane tam dişsiz alt çene modeli kullanıldı ve hem düz hem de açılı implantlar ark üzerinde aynı bölgelere ve eşit mesafelerle yerleştirildi.

İmplantoloji alanındaki gelişmeler neticesinde, implant uygulamalarının ve endikasyonlarının çeşitliliği artmıştır. Bazı durumlarda anatomik oluşumlar implant uygulamalarını kısıtlayabilir. Alveoler kretin yükseklik, genişlik ve eğimi, üst çene için maksiler sinüsler, nazal kavite, alt çene için mandibular kanalın konumu, üst ve alt çenenin birbirine göre durumu gibi faktörler implantların açılı yerleştirilmelerini gerektirebilir.

İmplant üreticileri 0° ile 45°'ye kadar ulaşabilen açılı dayanaklar üreterek bu açılanmaların fonetik, estetik ve fonksiyonel olumsuzluklarını gidermeye çalışmıştır. İmplantlar belli bir açı ile yerleştirilmesi implant düzeyinde ölçü alımı, dayanakların alçı model üzerinde seçilebilmesi, üst yapının giriş yolunun belirlenebilmesi ve dolayısıyla yapılacak protezin uyumunun artması bakımından daha kullanışlıdır (Choi ve ark 2007). Assif ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada da implant düzeyinde ölçü

alınmasının, abutment düzeyinde ölçü alınmasına göre daha hassas bir sonuç sağladığı ortaya konmuştur (Assif ve ark 1996). Bu çalışmada da paralel yerleşimli implantlar ile 20°, 15°, 10° ve 5° lik açılarla yerleştirilmiş implantlar için implant düzeyinde ölçü yöntemi tercih edildi.

Ana modele yerleştirilen implantların 3 boyutlu konumlarının alçı modellere aktarılması sırasında implant analogu ve kret tepesi arasında açılal yer değiştirmeler oluşacağı ve bu yer değiştirmelerin implantların açısının artması ile artış göstereceği yapılan pek çok çalışmada gösterilmiştir (Carr 1991, Lorenzoni ve ark 2000, Akca ve Cehreli 2004, Assuncao ve ark 2004, Assuncao ve ark 2008, Assuncao ve ark 2008, Filho ve ark 2009). Jang ve ark (2011)'nin çalışmasına göre 15°'nin altında eğimlendirilmiş implantlarda ana modelden alçı model arasında transfer edilirken implantın konumunda fark olmazken, 20° ve üzerinde eğimlendirilmiş implantlarda implant pozisyonundaki yer değiştirme miktarları artmıştır. Diğer bir çalışmanın sonuçlarına göre ise, açının implant doğruluğunu önemli derecede etkilediği ortaya konmuştur ve bu durum ölçü kaşığının yerinden çıkarılması esnasında internal implantlarda görülen bağlantıda meydana gelen streslerle ilişkilendirilmiştir (Mpikos ve ark 2012). Prithviraj ve ark (2011)'nin derlemesine göre yapılan iki çalışmada (Assuncao ve ark 2004, Cabral ve Guedes 2007), 4 veya 5 adet implant kullanıldığında açılı yerleştirilmiş implantlarda paralel yerleştirilenlere kıyasla daha fazla yer değiştirme görülmüştür. İmplant sayısı 2 veya 3 olduğunda ise açının ölçünün hassasiyeti üzerinde etkili olmadığını ortaya koyan çalışmalar vardır (Choi ve ark 2007, Conrad ve ark 2007). Kretin yatay düzlemine açılı yerleştirilen 4 veya daha fazla sayıda üyeye sahip implant sistemlerinde transfer esnasında oluşabilecek sorunlar daha yüksek sıklıkta karşımıza çıkmaktadır (Spector ve ark 1990, Carr 1992, Herbst ve ark 2000). Bu amaçla, çalışmada her iki modelde de 4 adet implant kullanıldı.

Ölçü alımından önce implantların birbirine splintlenmesi, analogları torklarken oluşabilecek rotasyonu önler ve stabilizasyonu artırır (Assif ve ark 1999, Vigolo ve ark 2003). Splintleme amacıyla son yıllarda en popüler hale gelen malzeme akrilik rezindir; ancak yapılan çalışmalarda akrilik rezinin polimerizasyon büzülmesini tolere etmek için ölçü almadan 24 saat önce polimerizasyonunun gerçekleştirilmesi gerektiği gösterilmiştir (Mojon ve ark 1990, Dumbrigue ve ark 2000, Filho ve ark 2009). Bu olumsuz durumu ortadan kaldırmak için akrilik splint malzemesini hazırladıktan sonra

silindirler halinde bölerek 24 saat bekletip daha sonra ölçü alımı aşamasından bu bölünmüş parçaları ölçü başlıklarıyla tekrar birleştirme tekniğini öneren çalışmalar da vardır (Assif ve ark 1992, Hsu ve ark 1993, Inturregui ve ark 1993, Cabral ve Guedes 2007, Filho ve ark 2009). Bunun gibi farklı splintleme yöntemleri de geliştirilmiş ve bu yöntemler pek çok çalışmanın araştırma konusu olmuştur. Yayınlanan bir derlemede (Lee ve ark 2008) akrilik rezinle splintlenerek ve splintleme yapılmadan alınan ölçülerin karşılaştırıldığı 17 makalenin 7'sinde splintlemenin ölçünün doğruluğuna olumlu etkisi olduğu görülmüştür (Assif ve ark 1992, Assif ve ark 1996, Vigolo ve ark 2003, Assuncao ve ark 2004, Naconecy ve ark 2004, Vigolo ve ark 2004, Cabral ve Guedes 2007). 3 çalışmada splintleme yapılmamış ölçülerde hassasiyet oranı daha iyi çıkmıştır (Inturregui ve ark 1993, Phillips ve ark 1994, Burawi ve ark 1997). 7 adet çalışmada ise splintleme yapılan ve yapılmayan ölçü sistemleri arasında ölçünün doğru aktarımı bakımından anlamlı bir fark bulunmamıştır (Humphries ve ark 1990, Barrett ve ark 1993, Hsu ve ark 1993, Herbst ve ark 2000, Kim ve ark 2006, Choi ve ark 2007, Del'Acqua ve ark 2008).

Ölçü başlıklarının rijit bir biçimde splintlenmesinin özellikle açılı implant varlığında ölçünün modelden/ağızdan ayrılması esnasında ölçü materyalinde deformasyona sebep olduğu ve ölçünün hassasiyetini olumsuz yönde etkilediğine ilişkin bir çalışma da vardır (Assuncao ve ark 2008). Çalışmanın amacı implantlarda açılanmanın artışı karşısında ölçü materyalinin ve ölçü tekniğinin nasıl etkilendiğini incelemek olduğu için ölçü prosedürleri öncesinde splintleme yapılmadı.

Direkt ve indirekt ölçü yöntemlerinin karşılaştırıldığı 14 çalışmanın 5 tanesinde splintleme yapılmamış direkt teknik ile elde edilen sonuçlar daha iyi bulunmuştur (Carr 1991, Barrett ve ark 1993, Phillips ve ark 1994, Assuncao ve ark 2004, Del'Acqua ve ark 2008). İki çalışmada indirekt ölçü tekniği daha olumlu sonuçlar vermiştir (Humphries ve ark 1990, De La Cruz ve ark 2002). Yedi tanesinde direkt ve indirekt ölçü teknikleriyle alınan ölçüler arasında ölçü hassasiyeti bakımından anlamlı fark bulunmamıştır (Carr 1992, Herbst ve ark 2000, Daoudi ve ark 2004, Naconecy ve ark 2004, Cabral ve Guedes 2007, Conrad ve ark 2007, Wenz ve Hertrampf 2008). Bu çalışmaların beş tanesinde 3 veya daha az implant kullanılmış, bu beş çalışmanın dördünde direkt ve indirekt ölçü teknikleri arasında fark bulunmamıştır (Carr 1992, Daoudi ve ark 2004, Cabral ve Guedes 2007, Conrad ve ark 2007). Bir çalışmada ise

indirekt ölçü tekniği daha iyi sonuç vermiştir (De La Cruz ve ark 2002). Kalan dokuz çalışmada toplamda 4 veya daha fazla implant kullanılmıştır. Bunlardan beş tanesinde direkt ölçü tekniğinin implantların konumunun alçı modele transferinde daha üstün olduğu gösterilmiştir (Carr 1991, Barrett ve ark 1993, Phillips ve ark 1994, Assuncao ve ark 2004, Del'Acqua ve ark 2008). Sadece bir çalışmada indirekt ölçü tekniğinin sonuçları daha iyi çıkmıştır (Humphries ve ark 1990). Diğer üç çalışmada ise direkt ve indirekt ölçü teknikleri arasında fark çıkmamıştır (Herbst ve ark 2000, Assuncao ve ark 2004, Naconecy ve ark 2004).

Direkt ölçü tekniği ve snap-on tekniğini karşılaştıran dört adet çalışmanın iki tanesi snap-on tekniğinin daha iyi sonuçlar verdiğini ortaya koymuştur (Burawi ve ark 1997, Cehreli ve Akca 2006). Bir tane çalışmada snap-on tekniği indirekt ölçü tekniği ile karşılaştırılmış ve indirek teknik ile alınan ölçülerde hata payının daha yüksek olduğunu belirtmiştir (Daoudi ve ark 2001). Bir diğer çalışmada ise direkt ölçü tekniği ve snap-on teknikleri arasında ölçü hassasiyeti bakımından anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür (Akca ve Cehreli 2004). Yapılan tüm bu araştırmalardan yola çıkararak planlanan bu çalışmada aynı model üzerine paralel ve farklı açılarda dört implant yerleştirerek elde edilen çok üyeli implant sisteminde, direkt ölçü tekniği ve snap-on ölçü tekniği kullanılıp, bu iki yöntem arasında ölçü hassasiyeti bakımından farklılık olup olmadığı araştırıldı.

Choi ve ark (2007) internal bağlantıya sahip ölçü başlıklarında implant boynu ile ölçü başlığı arasında daha rijit bir bağlantı olduğunu söylemiş ve internal bağlantılı ölçü başlıklarının eksternal bağlantılı olanlara göre rotasyonel kuvvetlere daha dirençli olduğunu savunmuştur. Bunun yanında internal bağlantıya sahip ölçü başlıklarının ölçünün ağızdan çıkarılmasını zorlaştırdığını da vurgulamıştır. Bu çalışmada da implant üreticisi firmanın internal bağlantılı ölçü başlıkları kullanılarak direkt teknik ve snap-on teknikleriyle ölçü alındı.

Açılı implant varlığında direkt tekniğin ölçünün ağızdan çıkarılması esnasında ölçü materyalindeki deformasyonu azalttığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Carr 1991, Choi ve ark 2007, Conrad ve ark 2007). Soğuk pembe akrilik rezinden kişisel ölçü kaşığı yapılırken, kaşık içerisinde hazırlanan doku durdurucuları ölçü maddesinin kaşık yüzeyinde homojen bir şekilde dağılmasını ve kaşığın stabilitesini sağlar (Eames ve ark 1979, Burawi ve ark 1997, Chee ve Jivraj 2006). Akrilin polimerizasyon

esnasında gösterdiği büzülme, ölçü hassasiyetine olumsuz etki eder. Literatürde akrilik rezinin polimerizasyon esnasında gösterdiği büzülmenin %80'ini, toz ve likitin karıştırılmasını takiben ilk 17 dakika içerisinde gerçekleştirdiği ve 24 saat boyunca bu polimerizasyon büzülmesinin devam ettiği kanıtlanmıştır (Mojon ve ark 1990). Akrilik rezinden hazırlanmış kaşıkların ölçü materyalleri ile olan bağlantılarını arttırmak için kullanılan kaşık adezivlerinin de kaşık yüzeyinde her alanda aynı kalınlıkta olması gerekir (Ceyhan ve ark 2003). Bu bilgileri göz önünde bulundurarak akrilik rezinden hazırlanan kaşıklara ikisi önde ikisi arkada olacak şekilde toplamda 4 tane doku durdurucusu hazırlandı. Akriliğin toz ve likiti karıştırılıp hamur haline getirildikten sonra modele adapte edildi ve 2 saat süresince modelden ayrıldı. Ölçü aşamasına ise 24 saat sonra geçildi. Kaşık adezivleri tüm yüzeye tek kat olacak şekilde sürüldü. Yapılan bu hazırlıklardan sonra ölçü prosedürüne geçildi.

Ölçünün çıkarılması sırasındaki rotasyonel kuvvetlere gösterdikleri direnç bakımından karşılaştırıldığında vidalı kare ölçü başlıklarından silindir şekilli olanlara oranla daha iyi sonuçlar alınmıştır (Assif ve ark 1992, Phillips ve ark 1994, Vigolo ve ark 2003, Assuncao ve ark 2004, Vigolo ve ark 2004, Choi ve ark 2007, Assuncao ve ark 2008). Özellikle çok üyeli implant sistemlerinde uygulayıcı için karışık ve zaman kaybına neden olan splintleme tekniklerinin ortadan kaldırmak amacıyla kare şekilli başlıklarda bir takım değişiklikler yapılması önerilmiştir. Öneriler arasında, ölçü başlıklarında yüzey adezivi kullanılması, başlıklar üzerine akrilden çıkıntılar yapılması gibi yöntemler vardır. Yapılan araştırmalardan elde edilen sonuçlar bu değişiklikler sayesinde ölçülerin ağızdan çıkarılması esnasında karşılaşılabilecek pozisyonel oynamaları ortadan kaldırdığı ve ölçünün hassasiyetini arttırdığı şeklindedir (Liou ve ark 1993, Herbst ve ark 2000, Vigolo ve ark 2000, 2003, Assuncao ve ark 2008, Assuncao ve ark 2008). Assuncao ve ark (2008)'nin yaptıkları çalışmaya göre başlıkların hava basınçlı partiküllerle muamele edilmesi ile ağız içi durumu modele aktarırken daha az hata payı görüldüğü ve bu uygulamanın rotasyonel hareketleri önlediği ortaya konmuştur. Aynı araştırmacıların yaptıkları bir başka çalışmada (Assuncao ve ark 2008) ise kare şekilli ölçü başlıklarını kompozit ve akrilik resin materyallerini kullanarak splintlediklerinde, hava basınçlı partiküllerle pürüzlendirme yaptıkları örneklere oranla daha çok rotasyonel hareket görüldüğü ve transferin daha yüksek hata oranı ile yapıldığı kanıtlanmıştır. Buna karşılık bahsedilen

tekniklerin hiçbirinin ölçünün hassasiyetine etkisi olmadığını gösteren çalışmalar da vardır (Vigolo ve ark 2004).

Yapılan bir başka çalışma ise modifikasyonlar yapılmadan alınan ölçülerin hassasiyetinin, adeziv kullanılarak ölçü alınan örneklere oranla daha yüksek çıktığını göstermiştir (Schmitt ve ark 1994). Bu çalışmalar ışığında önerilen, tekniklerden herhangi birine başvurmadan rotasyonel hareketlere karşı koyacak kıvama ve sertliğe sahip olan bir elastomerik ölçü maddesini seçmektir (Humphries ve ark 1990, Barrett ve ark 1993, Herbst ve ark 2000, Wee 2000, Assuncao ve ark 2004, Choi ve ark 2007, Holst ve ark 2007). Bu çalışmada da implant firmasının standart internal bağlantılı kare ölçü başlıkları üzerinde ölçü başlığı ve ölçü maddesi arasındaki sürtünme kuvvetini artırarak ölçü maddelerinde deformasyona neden olacak ve performansını etkileyecek bir modifikasyon yapılmadı. Böylece kullanılan ölçü materyalinin başarısı, açılma değişimlere göre hassasiyetin etkilenme derecesi ve ölçü tekniğinin ölçünün doğruluğu üzerine etkisinin araştırılması planlandı. Çalışmada akıcı kıvamda PE, putty ve light body kombinasyonu ile PVS, putty ve light body kombinasyonu ile VPES kullanılarak ölçüler hazırlandı.

İmplant üstü protezlerde elastomerik ölçü materyalleri rutin olarak kullanılmaktadır. Elastomerik ölçü materyalleri ile ölçü alınımından sonra oluşan elastik deformasyonun geri dönüşmesi amacıyla ölçüler oda sıcaklığında 24 saat boyunca bekletilmeli ve alçı dökme işlemi daha sonra gerçekleştirilmelidir (Lorenzoni ve ark 2000, Vigolo ve ark 2000, Holst ve ark 2007). Bu çalışmada da kullanılan elastomerik ölçü materyallerinde oluşacak elastik geri dönüşü beklenerek alçı dökme işlemi ölçü alınımından 24 saat sonra gerçekleştirildi. Ölçülerin içine sert alçı döktükten sonra elde edilen alçı modeller üzerinde de ölçümler yapıldı.

Ana modeldeki ve alçı modeldeki implantların konumlarının ölçülebilmesi referans alınan noktanın konumuna göre 'göreceli' ya da 'gerçek' olmak üzere iki şekilde yapılır (Nicholls 1978). Referans noktası model üzerinde yer alıyorsa değerlendirme 'gerçek' ya da 'model-implant ilişkisi' şeklinde, bu nokta model üzerinde bulunan implant ya da dayanak üzerindeyse ölçüm 'göreceli' ya da 'implant-implant ilişkisi' şeklindedir (Herbst ve ark 2000, Vigolo ve ark 2000, Akca ve Cehrelı 2004). Özellikle çok üyeli sistemlerde dayanaklar aracılığıyla birleştirilen implantlar üzerine bir protez yapılacağından referans noktasının dayanak veya implant üzerinde

yer alması ile implantlar arası ilişki daha iyi değerlendirilmiş olur. Yapılan çalışmalar da çok üyeli implant sistemlerinde referans noktasının implant veya dayanak üzerinde belirlendiği 'göreceli' ölçümlerin klinik koşullara daha yakın sonuçlar ortaya koyduğunu göstermişlerdir (Akca ve Cehreli 2004, Vigolo ve ark 2004, Cabral ve Guedes 2007, Lee ve ark 2008). Bu çalışmada ölçümlerin, modeller arası ve modellerdeki implant-implant etkileşimini incelemek amacıyla, göreceli olarak yapılması tercih edildi.

İmplant ölçülerinin hassasiyetinin değerlendirildiği benzer çalışmalarda farklı ölçüm teknikleri tercih edilmiştir. Lineer değerlendirmeler için üç boyutlu koordinat ölçüm cihazı (Buzayan ve ark 2013, Alikhasi ve ark 2015), profil projektörü (Vigolo ve ark 2004, Reddy ve ark 2013), toolmakers mikroskobu (Lee ve ark 2008, Akalin ve ark 2013), refleks mikroskobu (Herbst ve ark 2000) ve fotogrammetri (Holst ve ark 2007), açı değerlendirmelerinde ise üç boyutlu koordinat ölçüm cihazları (Buzayan ve ark 2013, Alikhasi ve ark 2015), profil projektörü (Vigolo ve ark 2004, Reddy ve ark 2013) ve modellerin fotoğraflarının AutoCad' e aktarımı (Assuncao ve ark 2008, Filho ve ark 2009, Rutkunas ve ark 2012) gibi teknikler kullanılır. Jemt ve Lie'nin 1995 yılında yaptığı çalışmada yer alan bilgilere göre mikroskobik ölçümler 1-5 µm hassasiyete sahipken, fotoğraflama yöntemi 10-12 µm' lik hassasiyet gösterir. Bu çalışmada da üç boyutlu tarama yapabilen optik tarayıcı kullanıldı ve elde edilen veriler uygun yazılıma aktarıldı.

Ölçü hassasiyeti ile ilgili günümüze kadar yapılan çalışmalarda, ana modellerden elde edilen çalışma modellerinin hiçbiri ana model ile tam anlamıyla uyumlu değildir (Wee 2000, Conrad ve ark 2007, Assuncao ve ark 2008, Del'Acqua ve ark 2008, Filho ve ark 2009, Mpikos ve ark 2012, Rutkunas ve ark 2012, Akalin ve ark 2013, Balamurugan ve Manimaran 2013, Balouch ve ark 2013, Nassar ve ark 2013, Reddy ve ark 2013, Ehsani ve ark 2014, Vojdani ve ark 2015). Bu çalışmada da kullanılan hiçbir ölçü tekniği ve ölçü maddesinde, hem lineer hem de açısal olarak ana modeldeki implant pozisyonu birebir transfer edilememiştir. Bu durumda kullanılan farklı ölçü materyalleri ve teknikler için pasif uyumun elde edilmesinde değişen derecelerde sorunlar ortaya çıkabilir. Bu nedenle ileride yapılacak olan çalışmalarda belli yüzey modifikasyon yöntemlerinin üzerinde durulabilir ve ölçü hassasiyetinin artırılmasına yardımcı olabilir.

İmplantların açılı yerleştirilmesinin implant üstü protez ölçüsüne etkisinin değerlendirildiği çalışmalara bakıldığında farklı sonuçlar karşımıza çıkar. Carr ve ark (1991)'nin 5 implant kullanarak yaptıkları çalışmaya göre, implant pozisyonunun doğru transfer edilmesi bakımından paralel implantlar açılı yerleştirilen implantlara oranla alçı modellere daha doğru aktarıldığı gözlenmiştir. Bir başka çalışmada ise paralel, 10° , 15° , 25° lik açılarla yerleştirilmiş 4 adet implant kullanılmış ve implantlarda açılanmanın artışının ölçü hassasiyetine olan olumsuz etkisi ortaya konmuştur (Assuncao ve ark 2004). Kurtulmuş-Yılmaz ve ark (2014)'nin çalışmasında ise üç modele paralel, 10° ve 20° açılarla implantlar yerleştirilmiş ve bu modeller üzerinden alınan ölçülerle hazırlanan laboratuvar modelleri üzerinden ölçünün doğruluğu değerlendirilmiştir ve açının artmasının tüm ölçü materyalleri için ölçünün doğruluğunu negatif yönde etkilediği sonucuna ulaşılmıştır. Mpikos ve ark (2012) ise eksternal bağlantılı imlantlar için implantın açısının ölçü hassasiyetine etkisi olmadığını; ancak internal bağlantılı implantlarda açının hassasiyeti anlamlı şekilde etkilediği kanıtlanmıştır. Araştırmacılar bu durumu ölçünün yerinden çıkarılması sırasında internal bağlantı bölgesinde oluşabilecek streslerle ilişkilendirmişlerdir.

Jang ve ark (2011)'nin araştırmasına göre ise 15° nin altında eğimlendirilmiş internal bağlantılı implantlarda ölçü transferinin daha az hata ile yapıldığı, 10° ve altındaki açılarda eğimlendirilmiş implantlarda ise paralel implantlarla hassasiyet bakımından fark bulunmadığı belirlenmiştir. Balouch ve arkadaşlarının (2013) çalışmasında ise implantlar 15° ye kadar açıldırılmış ve paralel implantlar ile açılı implantlar arasında belirgin farklar tespit edilmiştir. Araştırmacılar bu farkı ölçü kaşığının ana modelden ayrılması sırasında oluşan streslere ve oluşabilecek kalıcı deformasyona bağlayarak, açının artmasının ölçü hassasiyetini olumsuz etkilediğini belirtmişlerdir. Conrad ve arkadaşlarının (2007) 3 implant kullanarak yaptıkları çalışmada ise paralel yerleştirilen implantlar ile, 5°, 10° ve 15° açılarla yerleştirilen implantlar arasında ölçünün doğru transfer edilmesi bakımından fark olmadığı belirlenmiştir. Benzer bir çalışmada da iki implant kullanılmış ve implantların biri paralel 8° eğimlendirilmiştir ve implantların açılı yerleştirilmesinin ölçünün hassasiyetine etki etmediği gösterilmiştir. (Choi ve ark 2007). Aynı araştırmacıların birer yıl ara ile yaptıkları iki çalışmada paralel ve 30° derecelik açılarla yerleştirilmiş implantlardan elde edilmiş modellerden ölçü alınmış ve ölçü hassasiyeti

değerlendirilmiştir (Ehsani ve ark 2013, 2014). Her iki çalışmada da ölçünün doğruluğu ile implantların açılı yerleştirilmesi arasında bir bağlantı kurulamamıştır. Bu çalışmada paralel ve eğimli implantlar arasında ölçü hassasiyeti bakımından fark bulunduğunu savunan çalışmaları destekler niteliktedir. Tüm ölçü materyalleri ve teknikleri için, ana modele düz veya açılı yerleştirilmiş implantların hiçbiri alçı modele tam olarak aynı pozisyonda aktarılamasa da açının artması ölçünün hassasiyetinin olumsuz etkilemiş, hem açılal hem de lineer yer değiştirmeler paralel yerleştirilen implantlarda daha az olmak üzere tüm implantlarda gözlenmiştir.

Geleneksel olarak iki farklı ölçü tekniğinden bahsedilebilir. Bunlar indirekt ölçü tekniği (transfer teknik, kapalı kaşık ölçü tekniği) ve direkt ölçü tekniği (pickup teknik, açık kaşık ölçü tekniği) olarak isimlendirilir. Snap-on tekniği ise bu iki tekniğe de benzeyen özellikler taşıyan; ama tam anlamıyla ikisine de uymayan bir tekniktir. Klinik olarak kolay uygulanabilir olması, hastaya ve hekime konfor sağlaması ve zamandan tasarruf ettirmesi gibi özellikleri ile son yıllarda popüler hale gelmiştir. Bu teknik güvenilir bir teknik olarak karşımıza çıksa da daha fazla araştırma gerekmektedir (Nissan ve Ghelfan 2009). Ölçü tekniklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda çok farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bu çalışmalarda araştırmada yer alan implant sayısı da önemlidir (Lee ve ark 2008). Humphries ve ark (1990)'nın çalışmasında toplam 4 adet implant yer almış ve indirekt teknik direkt teknikle kıyaslandığında daha doğru bir transfer sağlamıştır. Bir diğer çalışmada da indirekt tekniğin direkt tekniğe göre daha hassas olduğu sonucuna ulaşılmıştır (De La Cruz ve ark 2002); ancak bu çalışma klinik koşullara uygun olmadığından ve indirekt tekniği destekleyecek şekilde subjektif bir deney düzeneği kurduğundan sonuçları tartışmalıdır.

Walker ve ark (Walker ve ark 2008) ise snap-on tekniği ile indirekt tekniği karşılaştırmış ve üç implant kullanarak yaptıkları bu çalışmada indirekt tekniğinin daha hassas sonuç verdiğini söylemiştir. Araştırmacılar bu sonucu ölçünün yerinden çıkarılması sırasında snap-on tekniğinde kullanılan plastik başlıklarında oluşabilecek distorsiyonla ilişkilendirmiş ve alternatif olarak plastik yerine metal transfer parçalarının üretilebileceğinin öne sürmüştür. Balouch ve ark (2013)'nın 5°, 10°, 15° ye kadar eğimlendirilmiş 3 implant ile yaptıkları çalışmada indirekt teknikle alınan ölçülerde, direkt teknikle alınan ölçülere oranla daha az yer değiştirme görülmüştür.

Aslında bu durum yapılan pek çok çalışma ile ters düşmektedir. Araştırmacılar bu durumu indirekt tekniğinin uygulama kolaylığına ve uygulayıcıya bağlamışlardır. Yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde teknikler arasında fark bulunmadığını savunan araştırmacılar da vardır. Direkt teknik ile indirekt teknik arasında ölçü hassasiyeti bakımından fark olmadığını gösteren çalışmalardan bazılarında 3 ve daha az sayıda implant kullanılmıştır (Carr 1992, Daoudi ve ark 2004, Cabral ve Guedes 2007, Conrad ve ark 2007). Naconecy ve ark (2004)'nın 5 implant kullanarak yaptıkları çalışmada direkt teknik ve indirekt teknik arasında fark bulunamamıştır. Benzer şekilde Wenz ve ark (2008)'nin gerçekleştirdikleri çalışmada da iki teknik arasında anlamlı fark olmadığı belirtilmiştir. Toplam 8 implant kullanılarak yapılan bir başka çalışmada internal bağlantılı implantların ölçü tekniğinden etkilenmediği ortaya konmuş ve çoklu implant sistemlerinde direkt ve indirekt tekniklerin ölçü hassasiyetinde fark yaratmadıkları belirtilmiştir (Mpikos ve ark 2012).

Akça ve Çehreli'nin (2004) snap-on ve direkt ölçü tekniğinin karşılaştırdıkları araştırmalarının sonucunda ise PVS ölçü materyali kullanılarak ve snap-on tekniği ile elde edilen ölçülerin, PE kullanılarak hazırlanmış ve direkt ölçü tekniği ile alınmış ölçülere yakın sonuçlar verdiği ortaya konmuştur. Çalışmaların büyük bir çoğunluğu direkt tekniğin indirekt tekniğe göre daha hassas ölçü sağladığını göstermiştir. Lee ve ark (2008)'nin o yıla kadar yapılan çalışmalarla elde ettikleri derlemede ölçü tekniğinin karşılaştırıldığı 14 çalışmanın 7'sinde iki teknik arasında fark olmadığı, 2'sinde indirekt tekniğin daha hassas olduğu, 5 tanesinde ise direkt tekniğin daha iyi sonuçlar verdiği belirtilmiştir. Bu 5 adet çalışmanın hepsinde en az 4 implant kullanılmıştır (Carr 1991, Barrett ve ark 1993, Phillips ve ark 1994, Assuncao ve ark 2004, Del'Acqua ve ark 2008). Rutkunas ve ark (2012)'nin ana modele 2 implant yerleştirerek yaptıkları çalışmada ise, açılı implant varlığında direkt tekniğin indirekt tekniğe göre implantların pozisyonlarını laboratuvar modeline aktarmada daha iyi olduğu ortaya konmuştur.

Alikhasi ve ark (2015)'nin çalışmasına bakıldığında ise 4 implant ile yapılan araştırmada özellikle açılı implantlar söz konusu olduğunda ölçü hassasiyeti bakımından tekniğin önemli bir faktör olduğu öne sürülmüş ve direkt teknikle elde edilen ölçülerde daha az hata payı olduğu savunulmuştur. İndirekt ölçü tekniği ile snap-on tekniğinin karşılaştırıldığı Daoudi ve ark (2001) tarafından yapılan bir

çalışmada ise snap-on tekniğinin daha iyi sonuçlar verdiği ortaya konmuştur. Snap-on tekniği ve direkt tekniğin karşılaştırıldığı iki farklı çalışmada snap-on tekniğinin doğru ölçü transferi bakımından daha başarılı olduğu sonucuna ulaşılmıştır (Daoudi ve ark 2001, Cehreli ve Akca 2006). Balamurugan ve Manimaran (2013) ise iki implant kullanarak yaptıkları bir başka çalışmada ise direkt ölçü tekniği ile snap-on tekniği karşılaştırılmış ve direkt tekniğin daha hassas bir ölçü sağladığı gösterilmiştir. Araştırmacılar bu sonucu snap-on tekniğindeki komponent sayısının daha fazla olmasına ve ölçü alırken kullanılan komponent sayısının artması ile hata oranının da artacağı görüşü ile ilişkilendirmişlerdir. Bu çalışma da özellikle açılı implantların varlığında, direkt teknik snap-on ile karşılaştırıldığında daha hassas bir ölçü sağladığı görüşünü destekleyen bulgulara ulaşılmıştır. Düz implantlar söz konusu olduğunda ise ölçü materyalleri arasında, açılal ve lineer yer değiştirme bakımından farklı sonuçlara varılabilir; ancak VPES ölçü materyali için, implantlar paralel yerleştirildiğinde snap-on tekniği ile daha az yer değiştirme görüldüğü söylenebilir.

İmplant ölçüsü için çok fazla ölçü materyali araştırılmış; ancak PE ve PVS bunlardan en popülerleri olarak öne çıkmıştır. VPES de son yıllarda popüler hale gelen elastomerik ölçü materyalidir. Bu elastomerik ölçü maddesi VPS ve PE nin özelliklerinin kombinasyonudur. Bu ölçü maddesi köken aldığı iki ölçü maddesinin stabilitesini ve karakterini yüksek olasıkla gösteren hidrofilik özelliğe sahip bir materyaldir. PE ve PVS ölçü materyallerini karşılaştıran araştırmacıların bazıları iki ölçü maddesi arasında fark bulamamıştır (Barrett ve ark 1993, Liou ve ark 1993, Lorenzoni ve ark 2000, Wee 2000, Daoudi ve ark 2001, Akca ve Cehreli 2004, Assuncao ve ark 2004, Cehreli ve Akca 2006, Holst ve ark 2007, Lee ve ark 2008, Wenz ve Hertrampf 2008). Wenz ve ark (2008)' nin araştırmasında ise farklı karıştırma metodları araştırılmış ve iki aşamalı PVS ölçü maddesinin, tek aşamalı PVS, orta kıvamlı PVS ve orta kıvamlı PE ölçü materyallerinden daha düşük hassasiyete sahip olduğu sonucuna varılmıştır. Lee ve ark (2008)' nin çalışmasında ise özellikle implantların subgingival olarak çok derine yerleştirilmesi durumunda PVS ölçü maddesinin heavy body ve light body birlikte kullanılarak alınan ölçüsünün orta kıvamlı PE ölçü materyalinden daha doğru sonuçlar ortaya koyduğu gözlenmiştir. Bir başka çalışmada ise PE ve PVS, paralel ve açılı implantlardan indirekt ölçü tekniği ile ölçü alınarak elde edilen modeller karşılaştırılmış ve iki ölçü maddesi arasında fark bulunmamıştır (Reddy ve ark 2013).

Buzayan ve ark (2013)'nin çalışmasında da PE ve PVS ölçü maddelerinin hassasiyeti araştırılmış ve elde edilen modellerde üç boyutlu olarak PVS lehine 12 µm'lik bir fark çıkmış; ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Tork rezistanslarının karşılaştırıldığı bir çalışmada ise PE'in PVS'ye oranla daha yüksek tork değerlerine karşı dirençli olduğu ve bu özelliğinden dolayı direkt teknikte manüplasyon bakımından daha avantajlı olduğu gösterilmiştir (Wee 2000). Ayrıca Pujari ve ark (2014)'nin ve Hoods-Moonsammy ve ark (2013)'nin çalışmalarında da PE ile elde edilen ölçülerin daha hassas sonuçlar ortaya koyduğu saptanmıştır. Bir başka araştırmacı grubu ise implant üstü ölçüsü için daha elastik bir ölçü materyalinin kullanımının, internal bağlantılı implantlarda ölçü modelden ayrılırken implant-ölçü parçaları arasında oluşabilecek stresleri ve buna bağlı olası kalıcı deformasyonu azaltabileceğini gerekçe göstererek PVS ölçü maddesinin implant üstü ölçüsünde daha uygun olacağını söylemiştir (Vigolo ve ark 2004). Kurtulmuş-Yılmaz ve ark (2014) ise düz implantlar için PVS ve PE arasında fark olmadığını; ancak açılı implantlar PVS ile daha hassas ölçü elde edileceğini belirtmiş, VPES' in ise üç ölçü materyali arasında en düşük hassasiyete sahip olduğunu ortaya koymuştur. VPES ölçü maddesiyle çalışma gerçekleştiren bir diğer araştırmacı ise bu ölçü maddesinin PVS kadar güzel yüzey detay kaydı yaptığını, hatta ölçü alımından iki hafta sonrasında boyutsal olarak daha stabil olduğunu söylemiş; ancak daha fazla çalışmaya gerek olduğunu da eklemiştir (Nassar ve Chow 2015).

Bu çalışmada da açılı implantların yer aldığı modeldeki her açı değeri için hem açısal hem de lineer yer değiştirme bakımından PE ölçü maddesi ve PVS ölçü maddesi kullanıldığında direkt teknik daha iyi sonuç vermiştir. VPES için ise 20 ve 15 derece implantlar için, direkt teknik kullanıldığında hem açısal hem de lineer yer değiştirme miktarı snap-on tekniği ile elde edilen alçı modellerle karşılaştırıldığında daha az olarak gözlenmiştir. Aynı ölçü maddesi için 15 ve 10 derecelik implantlarda ise snap-on tekniğinde daha az yer değiştirme görülmüş; ancak aynı implant için direkt ve snap-on teknik arasındaki fark çok azdır. Bu farkın özellikle daha yüksek derecede eğilendirilmiş implantlar için teknikler karşılaştırıldığında çok daha yüksek olduğu gözlenir. Düz implantların yer aldığı model değerlendirildiğinde ise, PE için 4 implantın iki tanesinde direkt teknikte hem açısal hem de lineer yer değiştirme daha fazla olmuştur. VPS için ise açısal yer değiştirme 4 implantta da snap-on lehine sonuç

verirken, lineer yer değiştirme sadece en distaldeki implant için snap-on lehinedir. VPES' e baktığımızda tüm implantlarda hem açısal hem lineer yer değiştirme snap-on teknikte daha az gözlenmiştir. Bu durum özellikle açılı implant varlığında ve PE gibi daha rijit bir ölçü materyali kullanıldığında direkt teknik ile daha hassas bir ölçü elde edebileceği sonucuna ulaştırabilir. Benzer şekilde açılı implantlar için VPS ve direkt tekniğin birlikte kullanımı bir alternatif olabilir. VPES için ise özellikle 15 derece ve daha fazla eğimlendirilmiş implantların varlığında direkt teknik tercih edilebilirken, düz ve 15 dereceden daha az eğimli implantlar söz konusu ise snap-on tekniği önerilebilir.

Çalışmanın limitasyonlarından söz edecek olursak; kullanılan ana model her ne kadar alt çene ark formunu taklit etse de ağız ortamındaki undercutlerden yoksundur. Ayrıca ölçüler ağız ortamından elde edilemediği için ağız ısısına ve tükürüğe maruz kalmazlar. Bu nedenle ölçü alma işlemi tam olarak klinik durumu yansıtmaz. Araştırmada her açı, teknik ve ölçü maddesi kombinasyonu ile oluşturulan tek bir alçı model olduğundan uygulayıcıya bağlı hatalar göz ardı edilmemelidir. şimdiye kadar hassasiyeti değerlendiren tüm çalışmalarda tip 4 dental sert alçı kullanılmışken bu çalışmada tüm ölçü maddelerinin kullanım kılavuzlarında yazan 'Tip 3 alçı için uygundur.' ibaresinden yola çıkılarak Tip 3 dental alçı kullanılmış ve alçıdaki boyutsal değişikliklerden kaynaklanacak olumsuzluklar dikkate alınmamıştır. Son olarak bu çalışma sadece ölçü ve laboratuvar prosedürlerini içeren bir *in-vitro* çalışmadır. Ana modeller üzerine bir üst yapı oluşturulmadığından, üst yapının pasif uyumunu değerlendirmek mümkün değildir. Gelecek araştırmalar modeller üzerine hazırlanan üst yapıları pasif uyumu değerlendirme yöntemlerinden bir veya birkaçını kullanarak ölçülebilir hatta klinik sonuçları daha iyi gözlemek adına belli bir hasta grubunu uzun dönem takip ederek *in-vivo* bir çalışma gerçekleştirebilir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı açıda yerleştirilmiş implantların, farklı ölçü maddelerinin ve tekniklerin ölçü hassasiyetine etkisinin araştırıldığı çalışmamızın sonucunda:

- 1- İmplant ölçüsünün hassasiyetinde ölçü tekniğinin, implantların yerleştirilme açısının ve kullanılan ölçü maddesinin etkisi vardır.
- 2- Paralel ve açılı yerleştirilmiş implantların hiçbiri, kullanılan herhangi bir ölçü tekniği veya maddesi ile tam olarak ana modeldeki pozisyonda aktarılamamıştır.
- 3- Açılı implantlar varlığında PE ve PVS ölçü maddelerinin kullanımında direkt ölçü tekniği, snap-on teknikle elde edilen sonuçlardan daha doğru sonuçlar vermiştir.
- 4- Özellikle 15 ve 20 derecelik açılarla yerleştirilmiş implantlar için, PE ve PVS ölçü maddeleri ve direkt ölçü tekniği kombinasyonu en iyi sonuçları sağlayan kombinasyonlardır.
- 5- Açının artışıyla en olumsuz etkilenen ölçü maddesi VPES olmuştur. VPES en iyi sonuçları 5 ve 10 derece implantlarda snap-on tekniğinde vermiştir.
- 6- Paralel implantlar için en çok sapmayı VPES ölçü maddesi gösterirken PE ölçü maddesi ve direkt tekniğin, PVS ölçü maddesi ve snap-on tekniğin bir arada kullanıldığı ölçülerle daha hassas sonuçlar elde edilmiştir.

Bu sonuçlar ışığında klinik uygulamalarda PE ölçü maddesi ve direkt ölçü tekniği kombinasyonu ile PVS ölçü maddesi ve direkt teknik ya da snap-on tekniğin kullanılması önerilebilir. VPES ölçü maddesi ise açının artışıyla olumsuz etkilenmesinden dolayı düz implantlar varlığında snap-on tekniği ile uygulanabilir.

6. KAYNAKLAR

- Abrahamsson I, Linder E, Lang NP, 2009. Implant stability in relation to osseointegration: an experimental study in the Labrador dog. *Clin Oral Implants Res*, 20, 3, 313-8.
- Adabo GL, Zanarotti E, Fonseca RG, Cruz CA, 1999. Effect of disinfectant agents on dimensional stability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 81, 5, 621-4.
- Akalin ZF, Ozkan YK, Ekerim A, 2013. Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28, 1.
- Akca K, Cehreli MC, 2004. Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 19, 4, 517-23.
- Aktöre H, Kurtulmuş-Yılmaz S, 2015. İmplant destekli protezlerde ölçünün doğruluğunu etkileyen faktörlerin değerlendirilmesi The evaluation of factors that affect the accuracy of implant impressions. *Cumhuriyet Dental Journal*, 18, 2, 214-27.
- Albrektsson T, Zarb GA, 1998. Determinants of correct clinical reporting. *The International journal of prosthodontics*, 11, 5, 517-21.
- Albrektsson TO, Johansson CB, Sennerby L, 1994. Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontology 2000*, 4, 58-73.
- Alikhasi M, Siadat H, Rahimian S, 2015. The Effect of Implant Angulation on the Transfer Accuracy of External-Connection Implants. *Clinical implant dentistry and related research*, 17, 4, 822-9.
- Alikhasi M, Siadat H, Rahimian S, 2015. The Effect of Implant Angulation on the Transfer Accuracy of External-Connection Implants. *Clinical implant dentistry and related research*, 17, 4, 822-9.
- Alnıaçık G, 2011. Farklı seviyelerde uygulanmış implantlar üzerine yapılan mandibular overdenture protezlerin oluşturduğu streslerin incelenmesi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A, 1992. Comparative accuracy of implant impression procedures. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 12, 2, 112-21.
- Assif D, Marshak B, Schmidt A, 1996. Accuracy of implant impression techniques. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 11, 2, 216-22.

- Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A, 1999. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 14, 6, 885-8.
- Assuncao WG, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, dos Santos PH, 2008. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1--Influence of transfer copings surface abrasion. *J Prosthodont*, 17, 8, 641-7.
- Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O, 2004. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant dentistry*, 13, 4, 358-66.
- Assuncao WG, Tabata LF, Cardoso A, Rocha EP, Gomes EA, 2008. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant dentistry*, 17, 3, 248-56.
- Bahat O, 2000. Branemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 15, 5, 646-53.
- Balamurugan T, Manimaran P, 2013. Evaluation of accuracy of direct transfer snap on impression coping closed tray impression technique and direct transfer open tray impression technique: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*, 13, 3, 226-32.
- Balouch F, Jalalian E, Nikkheslat M, Ghavamian R, Toopchi S, Jallalian F, Jalalian S, 2013. Comparison of Dimensional Accuracy between Open-Tray and Closed-Tray Implant Impression Technique in 15 degrees Angled Implants. *J Dent (Shiraz)*, 14, 3, 96-102.
- Balshi TJ, 1989. Preventing and resolving complications with osseointegrated implants. *Dental clinics of North America*, 33, 4, 821-68.
- Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO, 1993. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont*, 2, 2, 75-82.
- Bindl A, Mörmann W, 2005. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of oral rehabilitation*, 32, 6, 441-7.
- Block MS, Achong RM, 2004. Osseointegration. In: *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery, Second Edition*, Eds, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD: B.C. Decker Inc, Hamilton, London, p.189-203.
- Block MS, Kent JS, 1995. Endosseous implants for maxillofacial reconstruction, WB Saunders Co, p.
- Boeckler AF, Stadler A, Setz JM, 2005. The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns. *The journal of contemporary dental practice*, 6, 4, 26-37.

- Boening KW, Walter MH, Schuette U, 1998. Clinical significance of surface activation of silicone impression materials. *Journal of dentistry*, 26, 5-6, 447-52.
- Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N, 1997. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent*, 77, 1, 68-75.
- 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, 3, 250-5.
- 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28, 6.
- Cabral LM, Guedes CG, 2007. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant dentistry*, 16, 2, 187-94.
- Carr AB, 1991. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 6, 4, 448-55.
- Carr AB, 1992. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 7, 4, 468-75.
- Cehreli MC, Akca K, 2006. Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: an in vitro study. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 26, 4, 379-85.
- Ceyhan JA, Johnson GH, Lepe X, Phillips KM, 2003. A clinical study comparing the three-dimensional accuracy of a working die generated from two dual-arch trays and a complete-arch custom tray. *J Prosthet Dent*, 90, 3, 228-34.
- Chee W, Jivraj S, 2006. Impression techniques for implant dentistry. *British dental journal*, 201, 7, 429-32.
- Cho GC, Donovan TE, Chee WW, White SN, 1995. Tensile bond strength of polyvinyl siloxane impressions bonded to a custom tray as a function of drying time: Part I. *J Prosthet Dent*, 73, 5, 419-23.
- Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW, 2007. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 22, 5, 761-8.
- Christensen GJ, 1991. An approach to prosthodontics. Meeting the needs of our patients. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 122, 7, 64-5.
- Christensen GJ, 1994. Now is the time to change to custom impression trays. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 125, 5, 619-20.

- Ciesco JN, Malone WF, Sandrik JL, Mazur B, 1981. Comparison of elastomeric impression materials used in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 45, 1, 89-94.
- Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS, 2007. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent*, 97, 6, 349-56.
- Cottone JA, Molinari JA, 1991. State-of-the-art infection control in dentistry. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 122, 8, 33-41.
- Craig RG, Urquiola NJ, Liu CC, 1990. Comparison of commercial elastomeric impression materials. *Operative dentistry*, 15, 3, 94-104.
- Cullen DR, Mikesell JW, Sandrik JL, 1991. Wettability of elastomeric impression materials and voids in gypsum casts. *J Prosthet Dent*, 66, 2, 261-5.
- Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ, 2001. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *The International journal of prosthodontics*, 14, 2, 152-8.
- Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ, 2004. An evaluation of three implant level impression techniques for single tooth implant. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 12, 1, 9-14.
- Davies JE, 1998. Mechanisms of endosseous integration. *The International journal of prosthodontics*, 11, 5, 391-401.
- Davies JE, 2003. Understanding peri-implant endosseous healing. *Journal of dental education*, 67, 8, 932-49.
- De La Cruz JE, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH, 2002. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *J Prosthet Dent*, 88, 3, 329-36.
- Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr., 2008. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 23, 2, 226-36.
- Derrien G, Le Menn G, 1995. Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. *J Prosthet Dent*, 74, 1, 1-7.
- Donovan TE, Chee WW, 2004. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dental clinics of North America*, 48, 2, vi-vii, 445-70.
- Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS, 2000. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*, 84, 1, 108-10.

- Eames WB, Sieweke JC, Wallace SW, Rogers LB, 1979. Elastomeric impression materials: effect of bulk on accuracy. *J Prosthet Dent*, 41, 3, 304-7.
- Eames WB, Wallace SW, Suway NB, Rogers LB, 1979. Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 42, 2, 159-62.
- Ehsani S, Siadat H, Alikhasi M, 2013. The effect of implant connection length on the dimensional impression accuracy of inclined implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28, 6.
- Ehsani S, Siadat H, Alikhasi M, 2014. Comparative evaluation of impression accuracy of tilted and straight implants in All-on-Four technique. *Implant dentistry*, 23, 2, 225-30.
- English CE, 1993. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant dentistry*, 2, 4, 221-42.
- Filho HG, Mazaró JV, Vedovatto E, Assunção WG, dos Santos PH, 2009. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques. *J Prosthodont*, 18, 2, 172-6.
- Giordano R, 2nd, 2000. Impression materials: basic properties. *General dentistry*, 48, 5, 510-2, 4, 6.
- Graves SL, 1994. The pterygoid plate implant: a solution for restoring the posterior maxilla. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 14, 6, 512-23.
- Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ, 2000. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*, 83, 5, 555-61.
- Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva MA, 2008. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dento maxillo facial radiology*, 37, 5, 268-73.
- Holst S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, Wichmann M, 2007. Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 38, 1, 67-73.
- Hoods-Moonsammy VJ, 2013. A comparison of the accuracy of polyether, polyvinyl siloxane, and plaster impression for long span implant supported prostheses.
- Hsu CC, Millstein PL, Stein RS, 1993. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent*, 69, 6, 588-93.
- Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ, 1990. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 5, 4, 331-6.

- İnan Ö, 1997. İmplant destekli köprü uygulamalarında okluzal yüzeylerde kullanılan restoratif materyallerin kuvvet dağılımına etkisinin incelenmesi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS, 1993. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*, 69, 5, 503-9.
- Ivanhoe JR, Adrian ED, Krantz WA, Edge MJ, 1991. An impression technique for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, 66, 3, 410-1.
- Jang HK, Kim S, Shim JS, Lee KW, Moon HS, 2011. Accuracy of impressions for internal-connection implant prostheses with various divergent angles. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 26, 5, 1011-5.
- Jemt T, Lie A, 1995. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res*, 6, 3, 172-80.
- Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR, 1996. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*, 75, 3, 314-25.
- Jo S-H, Kim K-I, Seo J-M, Song K-Y, Park J-M, Ahn S-G, 2010. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *The journal of advanced prosthodontics*, 2, 4, 128-33.
- Johnson GH, Craig RG, 1985. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *J Prosthet Dent*, 53, 4, 484-90.
- Johnson GH, Lepe X, Aw TC, 2003. The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. *J Prosthet Dent*, 90, 4, 354-64.
- Kahramanoğlu E, Kulak Özkan Y, 2012. İmplant destekli protezlerde pasif uyum. *Cumhuriyet Dental Journal*, 15, 3.
- Kallus T, Bessing C, 1994. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 9, 2, 169-78.
- Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM, 2005. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent*, 93, 4, 324-30.
- Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW, 2006. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 21, 5, 747-55.
- Kocacıklı M, Boyacı BK, Elastomerik Ölçü Materyalleri Dezenfeksiyonu ve Raf Ömrü.

- Krause A, Cowles EA, Gronowicz G, 2000. Integrin-mediated signaling in osteoblasts on titanium implant materials. *J Biomed Mater Res*, 52, 4, 738-47.
- Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H, 2000. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 15, 3, 405-14.
- Kulak Özkan Y, 2012. Tam protezler ve implantüstü hareketli protezler problemler ve çözüm yolları. İkinci cilt. İstanbul, Vestiyer, s.294-295
- Kupeyan HK, Lang BR, 1995. The role of the implant impression in abutment selection: a technical note. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 10, 4, 429-33.
- Kurtulmus-Yılmaz S, Ozan O, Ozcelik TB, Yagiz A, 2014. Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *Journal of dentistry*, 42, 12, 1551-9.
- Kürkçüoğlu I, Köroğlu A, Özkır SE, 2010. Dental implantlarda başarı kriterleri ve başarı değerlendirme yöntemleri. *J Dent Fac Atatürk Uni*, 20, 3, 221-9
- Lacy AM, Fukui H, Bellman T, Jendresen MD, 1981. Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part II: Polyether, polysulfides, and polyvinylsiloxane. *J Prosthet Dent*, 45, 3, 329-33.
- Lamolle SF, Monjo M, Lyngstadaas SP, Ellingsen JE, Haugen HJ, 2009. Titanium implant surface modification by cathodic reduction in hydrofluoric acid: surface characterization and in vivo performance. *J Biomed Mater Res A*, 88, 3, 581-8.
- Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C, 2008. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 100, 4, 285-91.
- Leung RL, Schonfeld SE, 1983. Gypsum casts as a potential source of microbial cross-contamination. *J Prosthet Dent*, 49, 2, 210-1.
- Liou AD, Nicholls JI, Yuodelis RA, Brudvik JS, 1993. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *The International journal of prosthodontics*, 6, 4, 377-83.
- Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider WA, 2000. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit-2 system. *Journal of oral rehabilitation*, 27, 7, 629-38.
- Luebke RJ, Scandrett FR, Kerber PE, 1979. The effect of delayed and second pours on elastomeric impression material accuracy. *J Prosthet Dent*, 41, 5, 517-21.

- Ma J, Rubenstein JE, 2012. Complete arch implant impression technique. *J Prosthet Dent*, 107, 6, 405-10.
- 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. *Clinical implant dentistry and related research*, 5 Suppl 1, 2-9.
- Marco F, Milena F, Gianluca G, Vittoria O, 2005. Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. *Micron*, 36, 7, 630-44.
- Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC, 2009. Biology of implant osseointegration. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 9, 2, 61-71.
- McCabe JF, Wilson HJ, 1978. Addition curing silicone rubber impression materials. An appraisal of their physical properties. *British dental journal*, 145, 1, 17-20.
- McGlumphy EA, Larsen PE, 2003. Contemporary implant dentistry. *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery*, 4th Edition, Eds: Peterson LJ, Hupp J, Tucker MR, Ellis E. Mosby Inc, USA, p.305-42.
- Mısır AF, 2008. İmplant Yuvası Açılmasında Oluşan Isının İn-Vitro Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun.
- Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC, 1990. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent*, 64, 6, 684-8.
- Morris HF, Winkler S, Ochi S, 2000. The ankylos endosseous dental implant: assessment of stability up to 18 months with the Periotest. *Journal of Oral Implantology*, 26, 4, 291-9.
- 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. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 27, 6, 1422-8.
- 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. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 19, 2, 192-8.
- Nassar U, Chow AK, 2015. Surface Detail Reproduction and Effect of Disinfectant and Long-Term Storage on the Dimensional Stability of a Novel Vinyl Polyether Silicone Impression Material. *Journal of Prosthodontics*, 24, 6, 494-8.
- Nassar U, Oko A, Adeeb S, El-Rich M, Flores-Mir C, 2013. An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *J Prosthet Dent*, 109, 3, 172-8.

- Nicholls JI, 1978. The measurement of distortion: mathematical considerations. *J Prosthet Dent*, 39, 3, 339-43.
- Nissan J, Ghelfan O, 2009. The press-fit implant impression coping technique. *J Prosthet Dent*, 101, 6, 413-4.
- O'Brien WJ, 1989. *Dental materials: properties and selection*, Quintessence Publishing Company, p.
- Panichuttra R, Jones RM, Goodacre C, Munoz CA, Moore BK, 1991. Hydrophilic poly (vinyl siloxane) impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *International Journal of Prosthodontics*, 4, 3.
- Petrie CS, Walker MP, O'Mahony AM, Spencer P, 2003. Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90, 4, 365-72.
- Peutzfeldt A, Asmussen E, 1988. Impression materials: effect of hydrophilicity and viscosity on ability to displace water from dentin surfaces. *Scandinavian journal of dental research*, 96, 3, 253-9.
- Phillips KM, Nicholls JI, Ma T, Rubenstein J, 1994. The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 9, 5, 533-40.
- Pratten DH, Craig RG, 1989. Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. *J Prosthet Dent*, 61, 2, 197-202.
- Prithviraj D, Pujari M, Garg P, Shruthi D, 2011. Accuracy of the implant impression obtained from different impression materials and techniques.
- Pujari M, Garg P, Prithviraj D, 2014. Evaluation of accuracy of casts of multiple internal connection implant prosthesis obtained from different impression materials and techniques: an in vitro study. *Journal of Oral Implantology*, 40, 2, 137-45.
- 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, 3, 279-84.
- Reddy S, Prasad K, Vakil H, Jain A, Chowdhary R, 2013. Accuracy of impressions with different impression materials in angulated implants. *Nigerian journal of clinical practice*, 16, 3, 279-84.
- Rubel BS, 2007. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dental clinics of North America*, 51, 3, 629-42, vi.

- Rutkunas V, Sveikata K, Savickas R, 2012. Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study. *International Journal of Prosthodontics*, 25, 5.
- Schmitt JK, Adrian ED, Gardner FM, Gaston ML, 1994. A comparison of impression techniques for the CeraOne abutment. *J Prosthodont*, 3, 3, 145-8.
- Schneider RL, Wee AG, 1996. Fabricating low-fusing metal casts for more accurate implant prosthodontics. *J Prosthodont*, 5, 4, 301-3.
- Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain J, Mitchell D, Blanco L, Kessler J, 2012. *Fundamentals of fixed prosthodontics*, Quintessence Publishing Company, p.
- Skalak R, 1983. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 49, 6, 843-8.
- 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. *Clinical implant dentistry and related research*, 12 Suppl 1, e63-76.
- Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI, 1990. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, 63, 4, 444-7.
- Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA, 1993. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *The International journal of prosthodontics*, 6, 4, 346-63.
- Tjan AH, Whang SB, Tjan AH, Sarkissian R, 1986. Clinically oriented evaluation of the accuracy of commonly used impression materials. *J Prosthet Dent*, 56, 1, 4-8.
- Triplett RG, Frohberg U, Sykaras N, Woody RD, 2003. Implant materials, design, and surface topographies: their influence on osseointegration of dental implants. *Journal of long-term effects of medical implants*, 13, 6, 485-501.
- Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G, 2004. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent*, 92, 5, 470-6.
- Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G, 2000. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *J Prosthet Dent*, 83, 5, 562-6.
- Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G, 2003. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent*, 89, 2, 186-92.
- Vojdani M, Torabi K, Ansarifard E, 2015. Accuracy of different impression materials in parallel and nonparallel implants. *Dent Res J (Isfahan)*, 12, 4, 315-22.

- Walker MP, Ries D, Borello B, 2008. Implant cast accuracy as a function of impression techniques and impression material viscosity. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23, 4.
- Watzek G, 1996. *Endosseous implants: scientific and clinical aspects*, Quintessence Pub Co, p.
- Wee AG, 2000. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent*, 83, 3, 323-31.
- Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL, 1999. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *The International journal of prosthodontics*, 12, 2, 167-78.
- 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. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 23, 1, 39-47.
- Williams PT, Jackson DG, Bergman W, 1984. An evaluation of the time-dependent dimensional stability of eleven elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 52, 1, 120-5.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L, 1993. *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. 1. baskı. Ankara: AÜ.
- Zarb GA, Symington JM, 1983. Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent*, 50, 2, 271-6.

7. EKLER



SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Sayı: 01
Konu: 2015/01 sayılı komisyon kararları

19.10.2015

Sayın;Prof.Dr.Özgür İNAN

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 08.10.2015 tarihinde yapılan 2015/01 sayılı toplantısında yürütücüsü olduğunuz **"Farklı açıda yerleştirilmiş implantlarda ölçü hassasiyetinin değerlendirilmesi"** konu başlıklı projenin, bilimsel etik açısından uygun olduğuna oy birliği ile karar verildi.

Gereğini bilgilerinize saygılarımla rica ederim.


Prof.Dr.Bora ÖZTÜRK
Komisyon Başkanı V.



**SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU**


Toplantı Sayısı : 2015/01


Toplantı Tarihi : 08.10.2015

Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalından Prof.Dr.Özgür İNAN ve aynı Anabilim Dalından Dt.Hande ÇİTİR tarafından sunulan **“Farklı açıda yerleştirilmiş implantlarda ölçü hassasiyetinin değerlendirilmesi”** araştırma projesi 13 üyenin katılımı ile değerlendirildi.

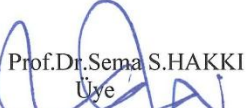
Değerlendirme sonucunda, Projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **“kabulüne”** oybirliği ile karar verildi.


Prof.Dr.Bora ÖZTÜRK
Üye



Prof.Dr.Nilgün ÖZTÜRK
Üye


Doç.Dr.Esra ÜLKER
Üye


Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ
Üye


Prof.Dr.Sema S.HAKKI
Üye


Prof.Dr.Duygu FINDIK
Üye

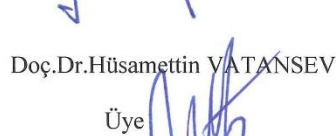

Prof.Dr.Ender ERDOĞAN
Üye


Doç.Dr.Erhan ÖZCAN
Üye


Prof.Dr.Faruk AKGÜNLÜ
Üye


Doç.Dr.Gül TOSUN
Üye


Yrd.Doç.Dr.Mehmet AKIN
Üye


Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV
Üye


Doç.Dr.K.Hakan DOĞAN
Üye

8. ÖZGEÇMİŞ

6 Mayıs 1990 yılında Tekirdağ'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini TED Ankara Koleji Vakfı Özel İlköğretim Okulu'nda, lise eğitimini Ankara Atatürk Lisesi'nde tamamladı. 2008 yılında başladığı Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2013 yılında mezun oldu. 2014 yılında halen görev yapmakta olduğu Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı. Yabancı dili İngilizcedir. Evlidir.

