

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İMLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE ÖLÇÜ MATERYALİ
İLE MODEL ALÇISININ TEKNİK HASSASİYETE ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Dt. Zeynep KARA

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Oğuz ERASLAN

KONYA-2019

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İMLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE ÖLÇÜ MATERYALİ
İLE MODEL ALÇISININ TEKNİK HASSASİYETE ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Dt. Zeynep KARA

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Oğuz ERASLAN

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 18102038 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2019

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'na

Zeynep KARA tarafından savunulan bu çalışma, jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak oy birliği ile kabul edilmiştir.

Üye: Prof.Dr. Oğuz ERASLAN

Selçuk Üniversitesi

İmza

Üye: Prof.Dr. Münir Tolga YÜCEL

Selçuk Üniversitesi

İmza

Üye: Doç.Dr. Serkan SARIDAĞ

Kocaeli Üniversitesi

İmza

ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

İmplant Destekli Protezlerde Ölçü Materyali İle Model Alçısının Teknik Hassasiyete Etkisinin İncelenmesi

Dt. Zeynep KARA

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2019

Dental implantlar, tam ve parsiyel dişsizlik olgularında protetik restorasyonlara desteklik ve tutuculuk sağlamak amacı ile sıklıkla kullanılmaktadırlar. İmplant destekli protezlerin başarısında, üst yapının implantlara ve abutmentlere olan pasif uyumu çok büyük önem taşır. Protez üst yapısında pasif uyum olmamasının nedenleri multifaktoriyeldir. Ölçü aşamasında, alçı model hazırlığında ve protez yapımındaki hatalar; kuvvet dağılımında eşitsizlik, protez ve abutment vidası gevşemesi ve okluzal düzensizlikler gibi protetik komplikasyonlara yol açar. Doğru ve pasif uyuma sahip protez elde edilmesindeki ilk aşama, ölçü işlemleri ile implantların intraoral ilişkilerinin modele yansıtılmasıdır. Doğal diş üzerine uygulanan protetik restorasyonlarda ölçüye bağlı küçük uyumsuzluklar periodonsiyum tarafından tolere edilebilirken, bu tarz bir uyum mekanizmasına sahip olmayan implant üstü restorasyonlarda ölçü işleminin doğruluğu çok daha önemli bir nokta olarak karşımıza çıkmaktadır. Ölçü yöntemi, ölçü kopyalarının splintlenmesi veya splintlenmemesi, implantların açılı, implant sayıları, ölçü materyallerinin boyutsal stabilitesi, alçının sertleşme sırasındaki genleşmesi ve ölçü kaşığının tasarım ve rijiditesi ölçünün doğruluğunu etkileyen faktörlerdir. Ölçü maddeleri yıllar içerisinde en doğru, en hassas detayı kaydedebilmek için değişimlere uğramıştır. Yapılan çalışmalar ile boyutsal stabilite, yırtılma dirençleri, biyouyumlulukları gibi birçok fiziksel ve kimyasal özellikleri iyileştirilmeye çalışılmıştır. Her bir ölçü maddesinin farklı doğruluk hassasiyeti vardır. Güncel araştırmalara göre kullanılan en hassas ölçü maddeleri polieter ve polivinil siloksanlardır. Alçı ile hazırlanan dental modellerin yüzey özellikleri, dental laboratuarda gerçekleştirilen işlemler üzerinde önemli etkiye sahiptir. Alçı model ölçüyü doğru şekilde kopya etmeli, tüm nihai detayları sağlamalı bunlara ek olarak boyutsal olarak stabil olmalı ve abrazyona karşı dirençli olmalıdır. Bu çalışmanın amacı, implant destekli protezlerin yapımında kullanılan farklı ölçü materyalleri ve model alçısı tiplerinin implantların laboratuara transferini nasıl etkilediklerini araştırmaktır. Otopolimerizan akrilik rezinden hazırlanan anterior dişsiz alt çene ana modelde kanin bölgelerine birbirine paralel iki implant yerleştirildi. İki farklı ölçü materyali (polieter, polivinil siloksan) kullanılarak indirek teknikte toplam 72 adet ölçü alındı. Ölçüler üç farklı dental alçı ile döküldü (tip 3, tip 4, tip5). Ana model ve alçı modeller üç boyutlu optik tarayıcı ile taranmıştır. Ana model referans alınarak çalışma modellerinde lineer ve açısal ölçümler yapılmıştır. Elde edilen veriler MANOVA ve Shapiro Wilk testi kullanılarak istatistiksel olarak analiz edilmiştir ($p=0,05$).

Sonuçta, ana modeldeki implant pozisyonları, hiçbir çalışma modeline birebir transfer edilememiştir. Ölçü materyalleri (polieter, polivinil siloksan) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Dental alçılar arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).

Anahtar Sözcükler: İmplant ölçüsü; Dental alçı; Çalışma modeli

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY

SELCUK UNIVERSITY

FACULTY of DENTISTRY

Investigation Of The Effect Of Impression Materials And Dental Stones On Technical Precision In Implant Supported Prosthesis

Dt. Zeynep KARA

Department of Prosthodontics

SPECIALITY THESIS / KONYA-2019

Dental implants have been used frequently in completely and partially edentulous cases to provide retention and stability to prosthetic restorations. 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 occur during impression making, analogue placement and superstructure fabrication lead to prosthetic complications like uneven force distribution, loosening of superstructure or abutment screws and occlusal discrepancies. Reproduction of the intraoral relationship of implants through impression procedures is the first step in achieving an accurate and passive fit of prosthesis. Small discrepancies depending on impression can be tolerated by periodontium in tooth-supported restorations; however the accuracy of the impression becomes much more important in implant-supported restorations since the implant does not have an adaptive mechanism as in a tooth. Factors affecting the accuracy of such impressions include: Impression technique, splinting or not splinting the impression copings, implant angulation, the number of implants, dimensional stability of the impression material, the setting expansion of stone and the design and rigidity of the impression tray are the factors that affect the accuracy of implant impressions. Over the years, impression materials have undergone change in order to provide most accurate and precise detail. Physical and chemical properties like dimensional stability, tear strength and biocompatibility have been tried to increase by conducting new studies. Each impression material has different accuracy sensitivity. Existing research point at polyether and polyvinyl siloxane as the most sensitive types of impression materials. Surface properties of dental casts have critical importance in dental laboratory procedures. Dental stone cast are required to accurately reproduce the impressions they are made from, providing all the fine details, in addition to being dimensionally stable and resistant to abrasion. The purpose of this study is to investigate effects of different impression materials and dental stone types used in implant supported restorations on laboratory transfer. A lower jaw master model with anterior teeth missing were prepared from self curing acrylic resin. Two implants were placed parallel to each other and the teeth axis in canine regions by using surgical guides. A total of 72 impressions were obtained using two impression materials (polyether, polyvinyl siloxane) with indirect impression technic. The impressions were poured with three different dental stones (type III, type IV, type V). Master model and study casts were scanned a 3-dimensional optical scanner. Taking master model data as reference, linear and angular measurements of study casts were made. Data were statistically analyzed using MANOVA and Shapiro Wilk test ($p=0,05$).

As a result, none of the study casts transferred the exact implant positions in master model. The differences between the two impression materials, polyether and polyvinyl siloxane, were not statistically significant ($p>0,05$). The differences between three dental stones (type III, type IV, type V) were also not statistically significant for both polyether and polyvinyl siloxane ($p>0,05$).

Key Words: Implant impression; Dental stone; Study cast

ÖNSÖZ

Protetik Diş Tedavisi uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanmasında bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, zamanını ve desteğini esirgemeyen saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Oğuz ERASLAN'a,

Uzmanlık eğitimimde önemli katkıları bulunan Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, birlikte çalıştığım araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve bölümümüz personellerine,

Uzmanlık eğitimini beraber geçirdiğimiz, varlıkları ile bana huzur, mutluluk ve güven veren sevgili arkadaşlarım Mehtap BOZKURT, İlknur TORUN ve Gökçen FERİZ'e,

Tez çalışmam süresince, her zaman ve her konuda destekçim olan sevgili eşim Kürşat KARA'ya,

Hayatım boyunca benim için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, her zaman beni benden daha çok düşünen, eğitimimde bugünlere gelmemde en büyük payı olan, benim için en kıymetli olan canım annem Ayşe EKERBİÇER ve canım babam Hasan EKERBİÇER'e, her konuda düşünmeden yardım isteyebileceğim mutluluk kaynağım sevgili kardeşlerim Ramazan EKERBİÇER, Merve EKERBİÇER ve değerli ablam İlknur GÜVENDİ'ye,

İçtenlikle teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER	vii
ÇİZELGELER	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Pasif Uyum	3
2.2. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü	5
2.2.1. Abutment Seviyesinde Ölçü	5
2.2.2. İmplant Seviyesinde Ölçü	6
2.3. İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Ölçü Teknikleri.....	7
2.3.1. Direkt Ölçü Tekniği	7
2.3.2. İndirekt Ölçü Tekniği.....	8
2.3.3. Snap-on Tekniği.....	9
2.4. İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Ölçü Maddeleri.....	10
2.4.1. Elastomerler (Elastomerik Ölçü Maddeleri).....	11
2.4.1.1. Polisüfitler.....	12
2.4.1.2. Kondanse Polimerizasyonlu Silikonlar (C-Silikon).....	14
2.4.1.3. İlave Polimerizasyonlu Silikonlar (A-Silikon, Polivinil Siloksan)	15
2.4.1.4. Polieterler	18
2.4.1.5. Polivinilsiloksaneter Ölçü Maddeleri.....	20
2.5. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri	21
2.5.1. Viskozite (Akmazlık).....	21
2.5.2. Manipülasyon.....	22
2.5.3. Hidrofilik / Hidrofobik özellik.....	23
2.5.4. Islatabilirlik (Akıcılık)	24
2.5.5. Yırtılma Direnci.....	25
2.5.6. Fleksibilite (Elastiklik)	25
2.5.7. Elastik Geri Dönüşüm.....	26
2.5.8. Boyutsal Stabilite	26
2.5.9. Detay Kaydı	28
2.6. Model ve Model Materyallerinin Özellikleri	29
2.6.1. Dental Alçı	30

2.6.2. Dental Alçıda Sertleşme Reaksiyonu.....	32
2.6.3. Dental Alçıda Sertleşme Genleşmesinin Kontrolü	32
2.6.4. Dental Alçının Dayanıklılık Özelliği	33
2.6.5. Dental Alçı Ürünlerinin Karıştırılması.....	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	35
3.1. Akrilik Modelin Hazırlanması.....	36
3.2. Modele Uygun Cerrahi Rehber Plakların Hazırlanması.....	36
3.3. İmplantların Yerleştirilmesi	38
3.4. Ölçü Aşaması	39
3.5. Ölçü Maddeleri İle Ölçü Alınması	39
3.5.1. Polivinil Siloksan İle Ölçü Alınması	40
3.5.2. Polieter İle Ölçü Alımı.....	41
3.6. Alçı Modellerin Elde Edilmesi.....	44
3.7. Ölçümlerin Yapılması	46
4. BULGULAR.....	50
5. TARTIŞMA	54
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	66
7. KAYNAKLAR	67
8. EKLER.....	76
9. ÖZGEÇMİŞ.....	78

SİMGELER VE KISALTMALAR

°C: Santigrad Derece

µm: Mikrometre

ADA: Amerikan Diş Hekimleri Birliği

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım / Bilgisayar destekli üretim

CBCT: Konik ışınlı bilgisayarlı 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

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Polisülfitin polimerizasyon reaksiyonu	13
Şekil 2.2. Polieterin polimerizasyon reaksiyonu	18
Şekil 2.3. PVSE'in polimerizasyon reaksiyonu.....	21
Şekil 3.1. Kemik düzeyi implant.	35
Şekil 3.2. Prefabrik tam dişli alt çene modeli, alçı model ve akrilik ana model.	36
Şekil 3.3. Otopolimerizan akril ve akrilden hazırlanmış ana model.....	36
Şekil 3.4. Optik tarayıcı.....	37
Şekil 3.5. Ana model ve cerrahi rehber plaklar.	38
Şekil 3.6. İmplantların yerleştirilmesi öncesi hazırlık.	38
Şekil 3.7. İmplantların cerrahi rehber plaklar kullanılarak yerleştirilmesi.	39
Şekil 3.8. İmplantların yerleştirilmesi sonrası ana model.....	39
Şekil 3.9. Modele indirekt ölçü tekniği için üretilen ölçü parçalarının yerleştirilmesi. ..	40
Şekil 3.10. PVS kaşık adezivi ve adezivin uygulanması.	40
Şekil 3.11. PVS ölçü maddesi ve implant analogları yerleştirilmiş ölçüler.	41
Şekil 3.12. PE kaşık adezivi ve adezivin uygulanması.....	42
Şekil 3.13. Polieter ölçü maddesi.	43
Şekil 3.14. Polieter ölçü maddesinin uygulanması.....	43
Şekil 3.15. PE ölçü maddesi ile alınmış ve implant analogları yerleştirilmiş ölçüler.	44
Şekil 3.16. Tip 3, tip 4 ve tip 5 dental sert alçı.....	45
Şekil 3.17. Alçı modellerin silikon kalıplara gömülmesi	45
Şekil 3.18. Alçı modeller.....	46
Şekil 3.19. Ana modelin 3 boyutlu optik tarayıcı ile elde edilen görüntüsü	47
Şekil 3.20. Alçı modelin 3 boyutlu optik tarayıcı ile elde edilen görüntüsü	47
Şekil 3.21. Ana model ile alçı modelin karşılaştırılmış hali.....	48
Şekil 3.22. Ana model ile alçı modeldeki analoglar üzerinde temsili pinlerin modellenmesi.....	49
Şekil 3.23. İmplantların mesafe ve açı ölçümlerinin yapılması.....	49
Şekil 3.24. Ölçümleri yapılan implant örneği.....	49
Şekil 4.1. Ölçü maddesi ve alçı tipine göre lineer yer değiştirme miktarının ortalama değer grafiği.....	51
Şekil 4.2. Ölçü maddesi ve alçı tipine göre açısal yer değiştirme miktarının ortalama değer grafiği.....	52

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Ölçü maddelerinin sınıflandırılması .	11
Çizelge 2.2. Dental alçı ürünleri	31
Çizelge 3.1. İmplantın özellikleri.	35
Çizelge 3.2. Hazırlanan alçı modellerin gruplandırılması.	46
Çizelge 4.1. Ölçü maddesi ve alçı tipine göre lineer ve açısal yer değiştirme ortalama değerlerinin karşılaştırılması.	50
Çizelge 4.2. Ölçü maddesi ve alçı tipine göre lineer yer değiştirme miktarının ortalama ve standart sapma değerleri.	51
Çizelge 4.3. Ölçü maddesi ve alçı tipine göre açısal yer değiştirme miktarının ortalama ve standart sapma değerleri.	52

1. GİRİŞ

Günümüzde parsiyel ve total dişsizliğin tedavisinde dental implant uygulamalarının başarısı bilimsel olarak kanıtlanmıştır. Dental implant tedavisinin başarısı osseointegrasyon temeline dayanmaktadır. Osseointegrasyon, fonksiyonel yüklemeyi karşılayabilecek şekilde, organize vital kemik ve implant yüzeyi arasında bağ doku tabakası oluşmadan meydana gelen, doğrudan yapısal ve fonksiyonel bağlantıdır (Pye ve ark 2009). Başarılı bir osseointegrasyon, dental implantın uygun biyomateryal ve biyouyumluluk özelliklerine, implant tipi, gövde tasarımına, servikal ve apikal bölgelerinin şekli, yiv geometrisi, uzunluk ve çapı kapsayan implant boyutuna ve implantın yüzey özelliklerine bağlıdır (Fathi ve ark 2003, Lemons 2004).

Klinik açıdan etkin implant uygulaması; oral cerrahi, periodontoloji ve protez uzmanlıklarının ekip çalışmasını gerektiren çok yönlü bir tedavi şeklidir. Sabit veya hareketli implant destekli protezler için, cerrahi teknik ne kadar başarılı olursa olsun, fizyolojik sınırları aşan stresler, implant çevresinde kemik rezorpsiyonu oluşmasının ve osseointegrasyon kaybının en sık görülen sebebidir. Osseointegrasyonun devamı ve geliştirilmesi açısından uygun protetik hazırlık yapılmadığı sürece tedavi başarısı yetersiz kalmaktadır.

İmplant destekli protezlerde, üst yapının implantlara ve abutmentlere olan pasif uyumu tedavinin uzun dönem başarısı ve prognozu için son derece 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, Slots 2017). İmplant destekli bir restorasyonun pasif uyumlu olabilmesi için implantların ağız içindeki konumlarının, çalışma modeline üç boyutlu olarak doğru aktarılması gerekir. Bunu sağlamak için, ölçünün doğru alınması, ölçü tekniğinin doğru seçilmesi, uygun ölçü maddesinin kullanılması ve dişler ile komşu yapıların ilişkilerinin belirlenmesi gerekmektedir.

Diş destekli sabit protezlerle karşılaştırıldığında, periodonsiyum içermeyen ve ortodontik hareket etme yeteneği bulunmayan dental implantlar, ölçüde meydana gelebilecek uyum hatalarını tolere edemezler. Bu nedenle implant üstü protetik restorasyonlarda ölçü işlemi daha fazla teknik hassasiyet gerektirmektedir (Burns ve ark 2003, Del'Acqua ve ark 2010).

Başarılı bir protetik tedavi için ölçü işlemi sonrasında önemli olan diğer aşama ise ölçü materyalleri ile kopyalanan yüzey detayının çalışma modeli üzerine aktarılmasıdır. Alçı bazlı model materyalleri düşük detay kopyalama ve düşük aşınma dayanımı özelliklerine rağmen üstün boyutsal doğrulukları, düşük maliyetleri ve kullanım kolaylıkları nedeniyle en çok tercih edilen model materyalleridir (McCabe ve Walls 2013). Diğer bir model materyali olan poliüretan rezin ise yüksek transvers dayanım, aşınma dayanımı ve detay kopyalama özellikleri yanında düşük boyutsal doğruluk özellikleri nedeniyle yaygın kullanım alanına sahip değildir (Derrien ve Le Menn 1995, Kenyon ve ark 2005).

Birçok araştırmacı, temas açısı küçük olan ölçü maddelerinin kullanımı ile daha az hava kabarcığı içeren, başarılı alçı modellerin elde edilebileceğini belirtmiştir (Lorren ve ark 1976, Cullen ve ark 1991, Vassilakos ve Fernandes 1993). Bununla birlikte, ölçü maddelerinin ıslanabilirlik özellikleri ile model materyallerinin detay aktarma özellikleri arasında bir ilişkinin olduğu bildirilmiştir (Ragain ve ark 2000).

Bu çalışmanın ispatlanmamış hipotezi, implant üstü protez yapımında kullanılan farklı ölçü maddesi ve model alçısı tipinin teknik hassasiyeti etkileyeceğidir.

Çalışmanın amacı, ağız ortamındaki implantların üç boyutlu konumları ile farklı ölçü maddesi ve model alçısı kullanılarak, bu implantların ölçüsünden elde edilen alçı model üzerindeki implant analoglarının üç boyutlu konumlarını karşılaştırmaktır. Çalışmada, otopolimerizan akrilik rezinden hazırlanmış anterior dişsiz alt çene modeli üzerinde, kaninler bölgesine 4.1 mm çapında ve 11 mm uzunluğunda, kemik düzeyi implantlar yerleştirilmiştir. Daha sonra polieter (PE) ve polivinil siloksan (PVS) elastomerik ölçü materyalleri ile indirekt ölçü tekniği kullanılarak ölçü alınmıştır. Alınan ölçüler tip 3, tip 4 ve tip 5 sert alçı ile dökülüp alçı modeller elde edilmiştir. Bu alçı modellere transfer edilen implant konumları ile otopolimerizan akrilik rezinden hazırlanmış ana modeldeki implantların konumları karşılaştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Pasif Uyum

İmplant destekli bir protezin uzun süreli klinik başarısı, restorasyonun pasif uyumuna bağlıdır. Pasif uyum, restorasyonun destek yapı ile hassas yüzey teması sağlayarak, protetik sistem veya çevre kemik dokuda statik kuvvetler oluşturmaması ve fonksiyonel kuvvetleri uygun bir şekilde dağıtması olarak tanımlanır (Jo ve ark 2010, Sorrentino ve ark 2010).

Günümüzde, pasif uyuma sahip implant destekli restorasyonların hazırlanmasının mümkün olmadığı kabul edilmiştir. Yapılan çalışmalarda, konvansiyonel tek diş restorasyonlarda dahi 50 µm – 100 µm değerlerinde marjinal açıklık görülmüştür (Karlsson 1993, Gelbard ve ark 1994). Klinikte 60 µm'den küçük marjinal açıklık değerlerinin tesbit edilebilmesinin mümkün olmadığı bildirilmiştir (McLean 1971). Bununla birlikte, fabrike edilen üst yapılarda üye sayısının artmasıyla, marjinal açıklık miktarının de 50 µm – 400 µm arasında artış sergilediği kaydedilmiştir (Willis ve Nicholls 1980, Schiffleger ve ark 1985). Yapılan diğer bir çalışmada, implant üst yapısı ve implantlar arasındaki 30 µm'den küçük marjinal açıklığın, klinik ortamda tecrübeli hekimler tarafından saptanamadığı görülmüştür. Bu miktardaki hata payının, klinikte kabul edilebilir ve kabul edilemez üst yapılar arasında karar verebilmek için bir ölçüt olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (Assif ve ark 1992). Bu doğrultuda, implant destekli protezlerin yapım aşamalarında hedeflenen asıl amaç, olası komplikasyonların önüne geçilebilmesi için uyumsuzluğu en düşük seviyeye indirmek olmalıdır (Kan ve ark 1999).

Günümüzde protetik uyumsuzluğun, okluzal uyumsuzlukları ve abutment, vida, protetik restorasyon veya implant parçalarında oluşabilecek mekanik komplikasyonları artırdığı kabul edilmektedir (Del'Acqua ve ark 2008, Jo ve ark 2010). Marjinal uyumsuzlukların plak birikimini artırdığı ve implant çevresindeki yumuşak dokuyu olumsuz yönde etkilediği gösterilmiştir (Augthun ve ark 1997, Leonhardt ve ark 1999, Del'Acqua ve ark 2008).

Gelişen teknoloji ve yapılan çalışmalar ile birlikte, ana modelin hatasız fabrikasyonunda ilk aşama ve en önemli kriter implant üstü ölçünün hatasız alınmasıdır. Bu nedenle pasif uyuma sahip bir protez için gerekli ilk şartın 'doğru ölçü' olduğu vurgulanmıştır (Humphries ve ark 1990, Assif ve ark 1996, Herbst ve

ark 2000, Wee 2000, Assuncao ve ark 2004, Assunção ve ark 2008). Bununla birlikte, ölçü işlemini takiben laboratuara transferde, implantların üç boyutlu pozisyonlarının ve birbirleri ile ilişkilerinin çalışma modeline doğru şekilde aktarılması gerekir (Lorenzoni ve ark 2000, Naconecy ve ark 2004, Vigolo ve ark 2004, Conrad ve ark 2007, Lee ve ark 2008).

Hatalı bir ölçü sonucunda, implant komponentleri ve protez arasında oluşabilecek uyumsuzluk nedeni ile plak akümülyasyonunda artış, vida gevşemesi, vida kırığı, implant kırığı ve osteointegrasyon kaybı gibi mekanik ve/veya biyolojik komplikasyonlar yaşanabilir (Wee ve ark 1999, Sahin ve Çehreli 2001, Duygu ve ark 2013).

Pasif uyumu etkileyen faktörler şu şekilde sıralanabilir:

- ✓ İmplantların açısı, sayısı ve lokalizasyonu
- ✓ Kullanılan ölçü materyali ve ölçü tekniği
- ✓ Kullanılan ölçü başlıklarının splintlenmesi
- ✓ Restorasyon tipi (simante/vidalı sistemler)
- ✓ Kullanılan dayanak tipi (açılı/düz dayanak)
- ✓ Kullanılan altyapı materyali (Ni-Cr, titanyum, zirkonyum)
- ✓ Metal alt yapının fabrikasyon işlemleri
- ✓ Metal altyapı dizaynı ve konfigürasyonu
- ✓ Laboratuar işlemleri (alçı, mum modelaj, revetman materyali, plastik döküm başlıklarının kullanımı)
- ✓ Protetik restorasyon dizaynı (tek parça/çok parça)
- ✓ Hekimin ve teknisyenin tecrübesinin yeterli olup olmaması (Zarb ve Schmitt 1990, Kallus ve ark 1994, Naconecy ve ark 2004, Conrad ve ark 2007, Lee ve ark 2008).

2.2. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü

Klinik olarak, yapılan protetik restorasyonun implant üzerine tam olarak yerleştirildiğinde çevre dokuda, implant ve implant komponentlerinde stres oluşturmaması istenir. İmplant destekli restorasyonların başarılı olabilmesi için implantın ana modele üç boyutlu olarak doğru transferi gerekir. Doğru bir model oluşturmamanın ön koşulu ise, doğru bir ölçü elde etmektir. Yapılan araştırmalarda, implant üstü protezlerde pasif uyumu sağlamada ön şart olan hatasız ölçü kaydını elde etmede etkili olan birçok faktör bildirilmiştir.

Bu faktörler şu şekilde sıralanabilir:

- ✓ İmplant ölçüsünün alındığı aşama (Assif ve ark 1992, Barrett ve ark 1993, Phillips KM 1994, Assif ve ark 1996)
- ✓ Kullanılan ölçü tekniği
- ✓ Kullanılan ölçü materyalleri
- ✓ Ölçü kopinglerinin splintlenmesi veya splintlenmemesi
- ✓ Splintleme materyali
- ✓ Ölçü başlığında yapılan modifikasyonlar (Liou ve ark 1993, Herbst ve ark 2000, Vigolo ve ark 2004, Assunção ve ark 2008)
- ✓ Dental implantların sayısı ve açılanması
- ✓ Dental implantların subgingival derinliği
- ✓ Dental implantların internal veya eksternal bağlantı şekilleri (Lee ve ark 2008, Ma ve Rubenstein 2012).

2.2.1. Abutment Seviyesinde Ölçü

Abutment seviyesinde ölçü kapalı kaşık ile alınır. Abutment seviyesinde ölçü işleminde uygun açı, çap ve boydaki abutment seçilerek, hasta ağzında implant boynu üzerine yerleştirilir ve torklanır. Üzerine ölçü başlığı yerleştirilir ve ölçü alınır. Prefabrike implant abutmentı üzerindeki plastik ölçü başlığı ölçü içerisinde kalır. Uygun implant analogu ölçü içerisine yerleştirilip, ölçü laboratuara gönderilir. Teknisyen abutment üzerinden üst yapıyı elde eder (Lorenzoni ve ark 2000, Akalin ve ark 2006, Lee ve ark 2008).

Abutment seviyesinde ölçü işleminde, dokunma duyusunun hassasiyeti ve kilitleme mekanizmasının uygun şekilde yerleşimi önemlidir (Alikhasi ve ark 2011). Ölçü aşamasının basitleştirilmesi ve abutment üzerinde prefabrike sistemin

kullanılması, bu yöntemin avantajlarıdır (Lorenzoni ve ark 2000, Daoudi ve ark 2001, Lee ve ark 2008).

Yapılan bir çalışmada implant boynunun abutment çapından daha dar olması ve okluzal plandan daha aşağıda konumlanması nedeniyle, implant seviyesinde alınan ölçüde, ölçü başlıklarının daha kolay yer değiştirebildiklerini ve dolayısıyla üst yapının hatalı giriş yolu ile şekillendirildiği rapor edilmiştir (Daoudi ve ark 2001). İmplant seviyesinde indirekt tekniğin uygulanmasının, abutment seviyesinde alınan ölçüye göre daha fazla hata payı verdiği belirtilmiştir. Bununla birlikte yapılan bir diğer çalışmada ise, abutment seviyesinde ölçü işleminde, analogların ölçüdeki yerlerine doğru şekilde yerleştirilmesinde zorluk yaşanabileceği belirtilmiştir (Akca ve Cehreli 2004).

2.2.2. İmplant Seviyesinde Ölçü

İmplant seviyesinde ölçü açık veya kapalı kaşık ile alınabilir. Bu yöntemde kullanılan ölçü başlıkları kullanılan implanta göre metal, plastik veya vidalı olmak üzere farklı dizaynlara sahip olabilir.

İmplant seviyesinde ölçü işleminde ölçü başlıkları hasta ağzında implant boynu üzerine yerleştirilir. Kullanılan implant sistemine göre ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra ölçü başlıkları implant üzerinden sökülüp uygun implant analoguyla birleştirilerek ölçü içerisindeki yerine yerleştirilir (Lorenzoni ve ark 2000, Daoudi ve ark 2001, Lee ve ark 2008). Daha sonra ölçü laboratuvar aşamaları için teknisyene gönderilir.

İmplantın açılı olduğu veya interark mesafenin yetersiz olduğu durumlarda implant seviyesinde ölçü alınması önerilmektedir (Choi ve ark 2007).

İmplant seviyesinde ölçü yönteminin birçok avantajı vardır:

- ✓ İmplantın tüm parçalarının konumunun modele aktarılmasını sağlar
- ✓ Geçici restorasyon yapımında kolaylık sağlar (Hiochwald 1991)
- ✓ Estetiği geliştirir
- ✓ İnterark mesafenin az olduğu veya implantların açılı olduğu durumlarda kullanılabilir
- ✓ Laboratuvar ortamında uygun abutment seçimine izin verir (Choi ve ark 2007),
- ✓ Hastaya özel veya ajuste edilebilen abutmentler hazırlanabilir (Jemt 1986).

2.3. İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Ölçü Teknikleri

İmplant destekli protezlerin yapımında, dental implantların konumlarının ana modele aktarılması sırasında üç farklı ölçü tekniği kullanılmaktadır. Bunlar,

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

2.3.1. Direkt Ölçü Tekniği

Direkt teknik genellikle, aynı dental ark üzerinde birbirine paralel olmayan implant konumlarının varlığında ya da bilateral çoklu implant uygulamalarının olduğu durumlarda tercih edilir. Bu teknikte, ölçü kopinglerinin ölçü materyali içerisindeki retansiyonunun sağlanması amacıyla kare ölçü kopingleri kullanılır. Bu sistemde kullanılan ölçü kopinglerinin diğer bir özelliği ise, ölçü materyali ile birlikte ölçü kopinglerinin rahatça uzaklaştırılabilmesi için gövde kısmının üzerinde daha uzun vidaya sahip olmalarıdır.

Açık kaşık ölçü tekniğinde, hasta ağızından iyileşme başlıkları üzerinden bir ölçü alınır. Alınan ölçü içerisine alçı dökülür ve elde edilen alçı model üzerinde akrilik kaşık hazırlanır. Ölçü başlıkları ağız içerisinde implantlar üzerine vidalanır. Akrilik kaşık ağza yerleştirildiğinde ölçü başlıklarına denk gelen yerlerden kaşık delinir. Ölçü maddesi sertleştikten sonra kaşıktaki deliklerden dışarı çıkan ölçü başlıklarındaki vidalar gevşetilir, başlıklar ölçünün içinde kalacak şekilde kaşık ağızdan uzaklaştırılır (Assif ve ark 1996, Burawi ve ark 1997, Lorenzoni ve ark 2000, Akalin ve ark 2006). Daha sonra, ölçü materyali içerisinde kalan ölçü başlıklarına, implant analogları bağlanır ve ölçü içerisine model alçısı dökülerek işlem tamamlanır. Direkt ölçü tekniğinde ölçü başlıkları birbirine splintlenebilir. Bu amaçla ışıkla sertleşen kompozit rezin, ölçü alçısı, akrilik rezin veya otopolimerizan akrilik rezin kullanılabilir (Del'Acqua ve ark 2010).

Bu teknikle kaşık içerisinde ölçü maddesine yer açılması ve stop hazırlığı ile birlikte kaşığın stabilizasyonu, ölçü maddesinin her yerde eşit dağılımı ve istenilen kalınlıkta şekillendirilebilmesi sağlanır. Böylece kaşık ağızdan çıkarılırken, ölçü materyalini her yerde eşit desteklediği için ölçüde oluşabilecek deformasyon miktarı azalır. Ölçü başlıklarının ölçü içerisinde kalması sayesinde, başlıkların ölçü içine

tekrar yerleştirilmesine bağlı oluşabilecek hatalar elimine olur (Carr ve Implants 1991, Conrad ve ark 2007). Aynı şekilde implantların açılı yerleştirilmiş olduğu durumlarda, kaşığın ağızdan uzaklaştırılması sırasında ölçüde meydana gelebilecek deformasyon azalır.

Direkt ölçü tekniğinde dikkat edilmesi gereken en önemli konu, ölçü sertleştikten sonra ölçü başlığı vidalarının gevşetilmesi esnasında oluşabilecek rotasyonel hareketlerin engellenmesidir. Bu hareket engellenemediğinde, ölçü materyalinde kalıcı deformasyon meydana gelebileceği veya ölçü başlıklarının ölçü materyali içinde mikrohareketine neden olabileceği belirtilmiştir (Carr ve Implants 1991, Vigolo ve ark 2004). Ölçü başlıkları için kaşıқта hazırlanan deliklerin geniş açılması, ölçü alınırken başıncın düşmesine neden olur. Bu basınç düşüşü nedeniyle ölçü maddesinin dokular üzerine ve implant çevresine yayılımının olumsuz yönde etkilendiği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Humphries ve ark 1990, Assif ve ark 1996, Burawi ve ark 1997, Chee ve Jivraj 2006). Direkt tekniğin komplike olması ve hassasiyet gerektirmesi, ölçü başlıklarının gevşetilmesi ve ölçü başlıkları ile analogların bağlanması sırasında, ölçü başlığında rotasyonel bir hareket oluşturma riski gibi dezavantajları da vardır (Carr 1991, Conrad ve ark 2007).

2.3.2. İndirekt Ölçü Tekniği

İndirekt ölçü tekniğinde, fabrikasyon veya kişisel olarak hazırlanan kapalı ölçü kaşığı ile ölçü alınır. Bu teknikte kullanılan ölçü başlıklarına transfer tip ölçü başlığı denir (Lee ve ark 2008). Ölçü başlıkları ağızdan ölçü materyali ile birlikte uzaklaştırılmaz. Bu nedenle genellikle, ölçü materyalinin ölçü başlıklarından rahatça ve deforme olmadan ayrılabilmesi için konik şekilli ölçü başlıkları kullanılır (Liou ve ark 1993, Lorenzoni ve ark 2000).

Hasta ağızdaki iyileşme başlıkları çıkarılıp ölçü başlıkları implantlar üzerine vidalanır ve kapalı kaşık içerisindeki ölçü materyali ile ölçü alınır. Ölçü materyali sertleştikten sonra, kaşık hasta ağızından çıkarılır ölçü başlıkları ağızda kalır. Ölçü başlıklarının vidaları gevşetilerek implantların üzerinden ayrılır ve laboratuvar aşaması için ölçü başlıkları implant analoguyla birleştirilip ölçü içerisinde oluşturduğu negatif boşluklara doğru pozisyonda yerleştirilir (Lorenzoni ve ark 2000, Akalin ve ark 2006). Hazır kaşık kullanıldığında, ölçü başlıklarının çevresindeki ölçü materyali kalın şekilleneceği için kaşık ağızdan uzaklaştırılırken ölçü maddesinde

oluşabilecek deformasyon riski azalır (Assif ve ark 1996, Burawi ve ark 1997). Ayrıca direkt teknikte ölçü başlıkları gevşetilirken oluşabilecek rotasyonel hareketlerden kaynaklanan sorunlar da bu yöntemle ortadan kalkar.

İndirekt yöntemin daha kolay ve hızlı bir yöntem olması ve ölçü başlığı ile implant analogunun elde birleştirilmesinin daha güvenilir olması da bu tekniğin avantajları olarak sıralanabilir (Carr 1991). Ayrıca daha az çalışma zamanı gerektirmesi, hekim ve hasta açısından daha rahat uygulama imkanı sağlaması tekniğin diğer avantajlarıdır. İndirekt teknik özellikle, bulantı refleksi olan hastalarda, interark mesafesinin kısıtlı olduğu, sınırlı ağız açıklığı olan hastalarda veya posterior bölgede bulunan implantlara erişim zorluğunun yaşandığı durumlarda endikedir (Conrad ve ark 2007).

Bu tekniğin uygulanması sırasında karşılaşılabilecek problem, özellikle paralel olmayan implantların bulunduğu vakalarda ortaya çıkmaktadır. İmplantların paralel olarak yerleştirilemediği durumlarda indirek teknik kullanıldığında, kaşığın ağızdan uzaklaştırılması sırasında ölçü başlıklarının ölçü materyalinde deformasyonlara neden olabileceği bildirilmiştir (Carr 1991). İndirekt tekniğin en önemli dezavantajının, ölçü başlıklarının ölçü içerisine yerleştirilmesi sırasında ortaya çıkan hatalar olduğu öne sürülmektedir. Özellikle çok sayıda implant varlığında bu hata daha da artabilir. Yapılan birçok çalışmada, indirekt teknik kullanılarak alınan ölçülerde, implant analoguyla birleştirilmiş ölçü başlıklarının ölçü içerisine tekrar ağız içerisindeki pozisyonda yerleştirilmelerinin mümkün olmadığı belirtilmiştir (Liou ve ark 1993, Daoudi ve ark 2003). İndirekt ölçü tekniğinde, implant analoglarının aksiyel rotasyon hareketi yaptıkları ve daha çok -z aksında hata payı verdikleri bildirilmiştir. Bu nedenle laboratuardan gelen üst yapının pasif uyumunun olmadığı ve hasta ağızında kontrol edildiğinde üst yapının supraokluzyonda kaldığı belirtilmiştir (Barrett ve ark 1993, Daoudi ve ark 2001, Daoudi ve ark 2003).

2.3.3. Snap-on Tekniği

Bazı implant sistemlerinde, snap-fit adı verilen plastik ölçü başlıkları bulunmaktadır. Bu teknik, dayanak veya implant üzerine yerleştirilen plastik transfer parçaları ve kapalı kaşık ile elde edilen bir ölçü yöntemidir. Bu yöntem, plastik ölçü başlıklarının ölçü içerisinde kalması bakımından direkt teknikle, kapalı kaşık

kullanılması bakımından ise indirekt teknikle benzerlikler gösterir. Bu teknik abutment seviyesinde veya implant seviyesinde uygulanabilir (Lorenzoni ve ark 2000, Çehrelî ve Akça 2006, Lee ve ark 2008).

Abutment seviyesinde snap-on tekniği ile ölçü alınırken iyileşme başlıkları çıkarıldıktan sonra uygun abutment implanta torklanır. Abutment üzerine plastik ‘snap-fit’ ölçü başlığı takılır. Kapalı kaşıkla ölçü alınır. Sertleşen ölçü hasta ağızından çıkarıldığında ölçü başlıkları ölçünün içerisinde kalır. Analog ölçü içerisindeki bu başlığa sabitlenir ve ölçü laboratuvara gönderilir (Burawi ve ark 1997, Lorenzoni ve ark 2000, Daoudi ve ark 2001, Akca ve Cehrelî 2004, Cehrelî ve Akca 2006, Lee ve ark 2008, Slots 2017). İmplant seviyesinde snap-on tekniğinde ise iyileşme başlıkları çıkarıldıktan sonra implant boynu üzerine plastik ‘snap-fit’ ölçü başlığı yerleştirilir. Kapalı kaşık ile ölçü alınır. Polimerize olan ölçü materyali, içerisindeki ölçü başlıkları ile birlikte ağızdan çıkarılır. İmplant analogu ölçü içerisindeki başlığa sabitlenir ve ölçüler laboratuara gönderilir (Burawi ve ark 1997, Lorenzoni ve ark 2000, Daoudi ve ark 2001, Akca ve Cehrelî 2004, Cehrelî ve Akca 2006, Lee ve ark 2008, Slots 2017).

Snap-on ölçü tekniği, direkt ve indirekt ölçü tekniklerinin avantajlı yönlerini içerir. Birçok hastada, hekime uygulama kolaylığı sağlar. İmplantların fazla açılı veya birbirine yakın konumlu yerleştirildiği durumlarda, bu ölçü tekniği alternatif olabilmektedir. Bununla birlikte, implantların birbirine yakın konumlu yerleştirildiği bazı durumlarda, snap-fit ölçü başlıkları ağızda fixture'lara net oturtulamamakta hatta ölçü alımı sırasında retansiyon kaybına ve ölçünün tekrarlanmasını gerektirecek sorunlara neden olabilmektedir. Bu durumlarda açık kaşık ölçü tekniği kullanılabilir (Selecman ve Wicks 2009). Ölçünün ağızdan uzaklaştırılması sırasında snap-fit ölçü başlıklarında meydana gelebilecek mikro hareket, tekniğin dezavantajları arasındadır (Burawi ve ark 1997, Daoudi ve ark 2001, Lee ve ark 2008).

2.4. İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Ölçü Maddeleri

İmplantların üç boyutlu konumlarının doğru bir şekilde kaydedilmesinde, doğru ölçü tekniğinin kullanılmasının yanı sıra ideal ölçü materyalinin seçilmesi de önemli rol oynamaktadır. Tüm sabit ve hareketli protezlerde kullanılan ölçü maddeleri iki temel kategoriye ayrılır:

1. Elastik ölçü maddeleri

2. Elastik olmayan ölçü maddeleri (Şekil 2.1.) (O'Brien 2002).

Elastik olmayan ölçü maddeleri, tam dişsiz hastalarda ve interokluzal kayıtlarda kullanılır. Elastik ölçü maddeleri ise dişli hastalarda kullanılır (von Fraunhofer JA, 2015).

Çizelge 2.1. Ölçü maddelerinin sınıflandırılması (O'Brien 2002).

Elastik Ölçü Maddeleri		Elastik Olmayan Ölçü Maddeleri
<i>Hidrokolloidler</i>	<i>Elastomerler</i>	
Agar (dönüştürülebilir)	Polisülfid	Ölçü alçısı
Aljinat (dönüşümsüz)	Silikonlar <ul style="list-style-type: none">• Kondensasyon• İlave	Ölçü Stenci (impression compounds)
	Polieter	Çinko Oksit Ojenol (metalik oksit pat)

İmplant destekli protezlerde kullanılan ölçü materyalinde bulunması gereken özellikler;

- ✓ Doğru ve net bir ölçü vermelidir
- ✓ Tüm detayları kopyalayabilecek kadar akışkan olmalıdır
- ✓ Ağızdan çıkarılması sırasında yeterli yırtılma dayanımı göstermeli ve plastik deformasyona uğramamalıdır (tiraj yapmamalıdır)
- ✓ Boyutsal stabiliteye sahip olmalıdır
- ✓ Gerilime maruz kaldığında, kalıcı deformasyon oluşmayacak derecede elastikiyet göstermelidir (Kempler 2011)
- ✓ Ölçü içerisine model materyali döküldüğünde iki madde arasında kimyasal bir reaksiyon gerçekleşmemelidir (Ulusoy ve Aydın, 2005).

Ölçünün doğruluğuna etki eden birçok faktör arasında en önemli etkenlerden biri, ölçü maddesinin uygulanması sırasında ağız dokuları ile temastayken akıcılık göstermesidir. Akıcı ölçü materyali nemli oral yüzeyler ile yakın temas edebilir ve böylece detayları kaydedip hava kabarcıklarının oluşumuna engel olur (Hamalian ve ark 2011).

2.4.1. Elastomerler (Elastomerik Ölçü Maddeleri)

İmplant destekli protezlerin yapımının ölçü aşamasında elastomerler kullanılmaktadır. Elastomerler, sentetik lastik ve aköz olmayan ölçü maddeleri olarak

da adlandırılırlar. Elastomerik ölçü maddeleri, kimyasal olarak sertleşen dönüşümsüz elastik ölçü maddeleridir. Elastomerler, üç boyutlu bir ağ oluşturmak için köprülerle birbirlerine bağlanan geniş molekülü polimerlerden oluşur. Polimerler belirli bir kuvvet altında belli bir sınıra kadar şekil değiştirirler, kuvvet kaldırıldığında ise tekrar eski hallerine dönerler. Polimer zincirlerini birbirine bağlayan köprüler malzemenin fiziksel özelliklerini, rijit veya elastik davranış biçimini belirler (Davarpanah ve Martinez 2004). Polimerizasyon (çapraz bağlanma), kondensasyon ya da katılma reaksiyonu ile meydana gelir (Can ve ark 2014).

Sentetik lastik olarak da bilinen Elastomerler, American Dental Association (ADA) sınıflaması No.19' da, 'yapısal olarak su ihtiva etmeyen elastomerik ölçü maddeleri' olarak adlandırılmaktadır ve ADA 19 No.'lu spesifikasyona göre üç tiptir;

1. Silikon lastik esaslı materyaller

Polivinil siloksanlar ve kondensasyon silikonlar olmak üzere ikiye ayrılırlar.

2. Polieter lastik esaslı materyaller

3. Polisülfid lastik esaslı materyaller (Materials ve Devices 1977, Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007).

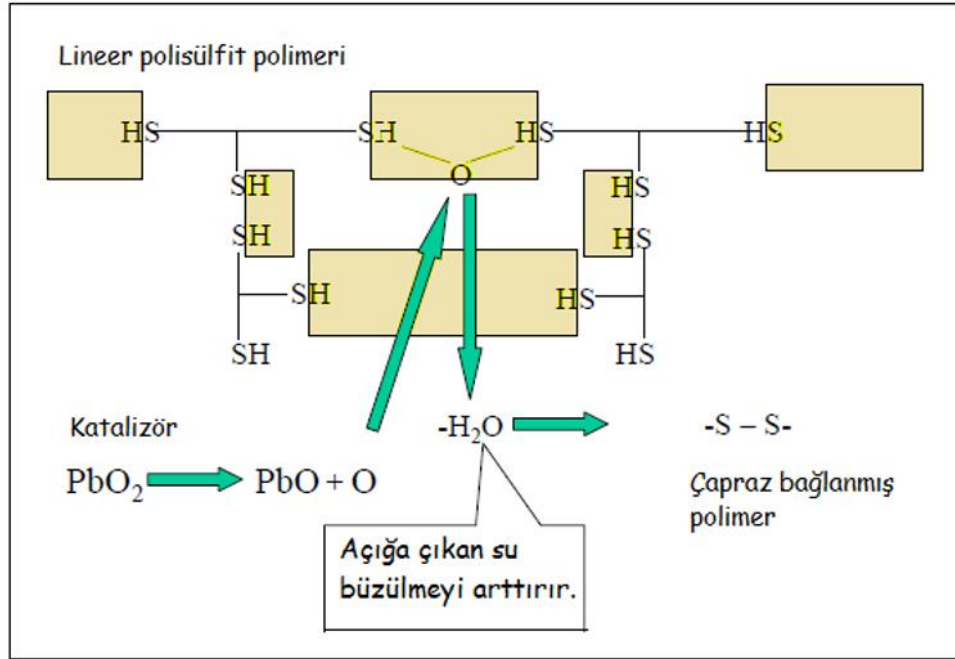
2.4.1.1. Polisülfidler

Baz ve katalizör olarak iki tüp halinde düşük, orta ve yüksek viskoziteli olarak bulunurlar. Baz kısmı polisülfid polimeri, doldurucular ve plastikleştirici ajanlar içerir. Güçlendirici doldurucuların (çinko oksit, titanyum dioksit, çinko sülfid ve silika) oranı ölçü maddesinin yoğunluğuna (düşük, orta, yüksek viskozite) göre %12-50 arasında değişmektedir. Katalizör, reaksiyon başlatıcı olarak kurşun dioksit (%30), hidrate bakır oksit ya da organik peroksit, düzenleyici olarak sülfür (%1-4), form kazandırıcı olarak da dibütildifalal ya da diğer reaktif yağları içermektedir. Ana pat olan polisülfid polimeri % 0.5 oranında kükürt içeren kiremit renkli bir sıvıdır. Katalizör (hızlandırıcı pat) içindeki kurşun dioksit ölçü maddesine karakteristik kahverengi rengini verir. Bazı polisülfidler, katalizöründe bulunan ağır metal oksitlere bağlı olarak toksik materyal olarak sınıflandırılır.

Polisülfidlerin çapraz zincir reaksiyonu, yan ürün olarak suyun açığa çıktığı polikondenzasyon sonucu oluşur. Polimerizasyon süreci ekzotermiktir, nemden ve

sıcaklıktan önemli derecede etkilenir. Bu uçucu nitelikteki yan ürün ölçü yüzeyinden buharlaşır ve ölçü zamanla boyutsal değişime uğrar.

Zincir reaksiyonunun başlaması ve materyalin elastik özelliklerini kazanması ise, -SH gruplarının oksidasyonu sonucu gerçekleşir (Şekil 2.1.) (Hamalian ve ark 2011).



Şekil 2. 1. Polisülfitin polimerizasyon reaksiyonu.

-SH gruplarının oksidasyonu sonrası, zincirler uzar ve çapraz bağlantı gelişerek, materyal sertleşir ve elastik özellik kazanır (Giordano 2000, Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007). Başlangıç sertleşmesi 8-10 dakikada oluşur ve bu sırada sertleşme büzülmesi meydana gelir. Klinik olarak sertleşme gösterdikleri andan itibaren bir süre daha çapraz bağlanma reaksiyonu devam eder. Bu nedenle, sertleşmeden sonra 5 dakika daha ağızda tutulmalıdır (Nayyar ve ark 1979). Dolayısıyla, sertleşme süresinin diğer ölçü maddelerine göre uzun olması (12 dakika) bir dezavantajdır. Sertleşme büzülmesinin yaklaşık % 50'si ilk bir saatte meydana geldiği için ölçü zaman kaybetmeden dökülmelidir. Polisülfitlerin elastik özellikleri iyidir, yırtılma dayanımı mükemmeldir. Polieter ve polivinilsiloksan ile karşılaştırıldığında, rijit olmadıkları için, ölçü materyalinin ağızdan uzaklaştırılması daha kolaydır, ancak uygun elastik geri dönüşüm göstermezler (Hamalian ve ark 2011). Polisülfid ölçü materyalleri, kısmen hidrofilik özellik sergileyerek, iyi netlikte ölçüler verebilir

(Anusavice ve ark 2003). Polisülfid ile ölçü alınırken lateks eldiven kullanılabilir (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007).

Boyutsal stabiliteleri çok iyi olmamakla birlikte, hoş olmayan tatları, çalışan alana bulaşma özelliği ve yavaş polimerizasyon reaksiyonları da diğer dezavantajları arasındadır (Faria ve ark 2011).

2.4.1.2. Kondanse Polimerizasyonlu Silikonlar (C-Silikon)

Kondensasyon reaksiyonu ile polimerize oldukları için bu şekilde adlandırılmışlardır. Kondensasyon silikonların düşük, orta, yüksek ve çok yüksek viskoziteli (putty) formları mevcuttur. İki ayrı pat ya da pat-likit katalizör sistemi halinde bulunmaktadır. Baz, polidimetilsiloksan adında reaktif terminal hidroksil grupları içeren lineer bir silikondan oluşur. Doldurucular partikül büyüklüğü 2 ile 8 µm arasında değişen kalsiyum karbonat ve silikadır. Doldurucular, düşük yoğunluklu tiplerinde %35 oranındayken yüksek yoğunluklu tiplerinde oranları %75'e kadar çıkmaktadır. Aktivatör kalay oktoat süspansiyonu ve alkil silikat içeren bir sıvı halde veya kalınlaştırıcı ajan içeriyorsa da pat halde bulunur. Baz ve aktivatör karıştırıldığında, polimerde bulunan terminal hidroksil grupları ile etil ortosilikat arasında çapraz bağlanma reaksiyonu gelişir (Zaimoğlu ve ark 1993). Çapraz bağlantı oluşumu maddenin elastik özelliklerinin gelişmesini sağlar.

Polimerizasyon reaksiyonu sonucunda, üç boyutlu bir ağ yapısı oluşurken yan ürün olarak etil veya metil alkol açığa çıkar. Bu reaksiyon ekzotermik bir reaksiyon olup 1°C'lik ısı artışı meydana gelir. Reaksiyon esnasında alkolün buharlaşması nedeniyle, düşük yoğunluklu silikonlarda yüksek yoğunluklu olanlara göre daha fazla olmak üzere, materyalin yapısında bir büzülme meydana gelir. Yarısı ilk bir saatte olmak üzere, 24 saat içerisinde %0.2-1.0 oranları arasında büzülme gözlenir. Bunun nedeni polimerizasyonun büzülmeye sebep olması ve artık ürün alkolün buharlaşmasıdır. Ölçü maddesi süratle boyutsal değişikliğe uğradığı için ölçü ağızdan çıkarıldıktan en geç 1 saat içinde dökülmelidir. Ölçü birden fazla model hazırlamak için kullanılmamalıdır (Donovan ve Chee 2004).

Kondansasyon silikonlar hidrofobiktir. Bu özellik, ölçü alımı sırasında preparasyon yüzeyinin kuru olmasını gerektirmekte ve alçı dökümünü zorlaştırmaktadır (O'Brien 2002). Kondansasyon silikonlarının sertleşme süreleri polisülfitlerden kısa ve yaklaşık 6-8 dk. kadardır. Boyutsal stabiliteleri de

polisülfidlerden azdır (Zaimoğlu ve Can 2011). Orta viskozitedeki bir silikon kopmadan önce % 300 oranında esneme gösterir. Bu değer polisülfid ölçü maddeleri için % 700 kadardır. Ancak kondansasyon silikonlarındaki bu esneme miktarı büyük oranda geri dönüşümlüdür.

Kondenzasyon silikonları kullanılarak ölçüler, tek veya iki aşamalı olarak alınabilir. Çift aşamalı putty (ağır kıvamlı)-wash (hafif kıvamlı) tekniği, önemli hacimsel değişimleri kompanze ederek büzülme miktarını azaltıp doğruluk oranını arttırır. Aynı zamanda düşük yoğunluklu materyalin en az kalınlıkta şekillenmesini sağlayarak, tek aşamalı sisteme göre üstünlük gösterir. Tek aşamalı tekniğin dezavantajı, detayları kayıt edilmesi istenen bölgelerin ölçüsünün, düşük viskoziteli ölçü maddesinin itilmesi sonucunda, yüksek viskoziteli ölçü maddesiyle alınmasıdır. Bu da daha az detay kaydına ve modelin dökümünün zorlaşmasına neden olur (Anusavice ve ark 2003).

Kondenzasyon silikonları, hasta açısından temiz ve uygulamada rahatsızlık vermeyen materyallerdir. Bu silikonlara karşı herhangi bir hassasiyet reaksiyonu bildirilmemiştir. Bu ölçü maddesinin dezenfeksiyonu için % 10'luk sodyum hipoklorit solüsyonu, glutraldehitler veya iodofor solüsyonları kullanılabilir (Giblin ve ark 1990, Graig ve Powers 2002).

Kondansasyon silikonlarının depolanma ömrü sınırlıdır. Bunun nedeni etil ortosilikatın stabil olmaması ve aktivatörün yapısında bulunan kalay oktoatın okside olmasıdır (Powers 2006). Kondansasyon silikonları lateks ile kontamine olmazlar (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007).

2.4.1.3. İlave Polimerizasyonlu Silikonlar (A-Silikon, Polivinil Siloksan)

İlave polimerizasyonlu silikonları, kondensasyon reaksiyonlu silikonların özelliklerinin modifiye edilmesi ile ortaya çıkmıştır. 1970 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Poliviniller, viniller, vinil polisiloksan silikonları, katılma ile polimerleşen silikonları olarak da adlandırılırlar. Yapılan modifikasyon ile yan ürünlerin oluşmadığı bir ilave reaksiyon polimerizasyonu sağlanmıştır. Reaksiyon sonucunda ortaya herhangi bir yan ürün çıkmaması, ilave tip silikonların boyutsal olarak oldukça stabil olmalarını sağlar (Johnson ve Craig 1986, Graig ve Powers 2002). Yan ürün buharlaşmasına bağlı olarak büzülme gösteren kondenzasyonla polimerize olan ölçü materyallerinin aksine polivinilsiloksanları, boyutsal olarak

stabildir. Sertleşme sırasında çok az polimerizasyon büzülmesi oluşur (Zaimoğlu ve Can 2011). Reaksiyon sonucunda bazen ortaya çıkan hidrojen gazı gerçek bir yan ürün değildir.

İki pat halinde bulunan bu ölçü maddesinin düşük (light body), orta (regular body), yüksek (heavy body) ve çok yüksek viskoziteli (putty) formları mevcuttur. Patlardan biri, terminal silan hidrojen grupları ve inert doldurucu içeren silikondur. Diğer pat ise terminal vinil grupları, kloroplatinik asit katalizörü ve doldurucu içerir.  l  maddesi bu iki patın eşit miktarda karıştırılması ile hazırlanır (Shillingburg ve ark 1997). İlave polimerizasyonlu silikonların her iki patı da benzer içerikte olduğundan genellikle aynı form ve kıvamdadır. Bu da baz ve katalizörün daha kolay karıştırılabilmelerini sağlamaktadır. Monofazlı formülasyonları da bulunmasına rağmen ilave polimerizasyonlu silikonlar, genellikle ölçü tabancasında karıştılan düşük viskoziteli formu, kaşığa yüklenen yüksek viskoziteli formu ile birleştirilerek kullanılırlar. Monofazlı formülasyonla hava kabarcıkları daha kolay hapsedilir (Rosenstiel ve ark 2016).

Polivinil siloksanlar reaksiyon öncesinde kontaminasyona açıktırlar. Reaksiyonu başlatmak için az miktarda katalizöre (platinum) ihtiyaç duyduklarından, katalizörle etkileşebilecek (materyalin çapraz bağlantısını önleyecek) herhangi bir dış etken varlığında, ölçü yüzeyinde bozulma meydana gelebilir. Polivinil siloksanlar, lateks eldiven, retraksiyon ipi veya rubber dam'de bulunan sülfür veya sülfür bileşikleri ile kontamine olabilir. Sülfür bileşikleri, polivinil siloksandaki platinum içeren katalizörle etkileşerek, ölçünün kontamine olan bölgesinde polimerizasyonu yavaşlatır veya durdurur. Bu durumda, ölçü alımı sonrasında lateks ile kontamine olan bölgede materyalin polimerizasyonu tamamlanamadığından, ölçü yüzeyi kaygan ve yapışkan bir hal alır.

Bu materyal ile ölçü almadan önce, ölçüsü alınacak yüzey ve evre dokular %2'lik klorheksidin ile yıkanarak kontaminantlar uzaklaştırılabilir.  l  maddesi hazırlanırken lateks eldiven kullanılmamalıdır. Ayrıca ölçünün alınacağı bölgeye dahi lateks eldivenlerle dokunulmamalıdır. Bazı vinil eldivenler de sülfür ihtiva ettikleri için bu tip eldivenlerle de ölçü maddesine dokunulmamalıdır (O'Brien 2002). Polivinil siloksanlar (PVS) ile ölçü alınırken, sentetik lateks, sülfür ihtiva etmeyen vinil ve nitril eldivenlerin kullanılması tavsiye edilmektedir (Reitz ve Clark

1988, Kahn ve ark 1989, Donovan ve Chee 2004). Son arařtırmalar polimerizasyonu inhibe ettiđi dūřınūlen hemostatik ajanlar ve retraksiyon solūsyonlarının bōyle bir etkisinin olmadıđını gōstermiřtir.

İlave polimerizasyonlu silikonların kullanımlarında dikkat edilmesi gereken bir nokta da oldukça hidrofobik yapıda olmalarıdır. Bu özellik, siloksan bağlarının etrafındaki hidrofobik alifatik hidrokarbon gruplarından kaynaklanır (Anusavice ve ark 2003). Hidrofobik yapısı, nemli oral dokularla ve alçı bazlı model materyallerinin su ihtiva eden solūsyonlarıyla ıslanabilirliğini azaltmaktadır (Kess ve ark 2000). Bu nedenle, PVS ile ölçü alınırken ölçüsü alınacak bölge iyi kurutulmalıdır.

PVS ölçü maddelerinin ıslanabilirliğini arttırmak, daha az hidrofobik olmalarını sağlamak ve temas açısını azaltmak için surfaktanlar ilave edilmektedir (Rubel 2007). Bu moleküllerin, polimerize olmuş materyalin yüzey enerjisini arttırdıkları bildirilmiştir. Sūrfaktan ilave edilen bu tür ölçü maddeleri hidrofilik PVS olarak adlandırılır (Cullen ve ark 1991). Bu ölçü maddeleri, geleneksel hidrofobik PVS ölçü maddelerine kıyasla daha üstün ıslanabilirlik gōsterir (Pratten ve Craig 1989, Vassilakos ve Fernandes 1993). Artan hidrofilisite ölçü maddesine klinik uygulama esnasında optimal akma sağlar. Bu da PVS'nin detay kopyalama özelliğini geliştirir (Rupp ve ark 2008). Islanabilirliđin artırıldığı bir başka yöntem de hem ölçü alınacak bölgede hem de ağızdan çıkarıldıktan sonra ölçü üzerinde, yüzey gerilimini dūřürücü spreylelerin kullanmasıdır (O'Brien 2002, Petrie ve ark 2003, Rubel 2007).

PVS'lerin önceki formüllerinde, ölçü yüzeyinden açığa çıkan hidrojen gazı, porozite oluşturarak alçı modelin yüzey kalitesinin bozulmasına neden oluyordu. Bazı ürünlere, bu sorunu gidermek için hidrojeni absorbe eden palladyum ilave edilmiştir (Zaimoğlu ve ark 1993). Palladyum, aslında bir reaksiyon yan ürünü olmayan ancak patlardaki prepolimerlerin eşit oranda karıştırılmamasıyla açığa çıkan hidrojeni bağlar. Eğer paladyum ilave edilmez ise bu ölçü maddeleri bekletilmeden dōkıldüklerinde model üzerinde, hidrojen gazının çıkışına bağlı olarak küçük yüzey poroziteleri oluşabilir. Bu durum, paladyum ilavesi yapılmayan polivinilsiloksanlar ile alınan ölçülerin dōkülmeden önce bir saat kadar bekletilmesi ile önlenebilir (Fong ve Walter 1990, Graig ve Powers 2002).

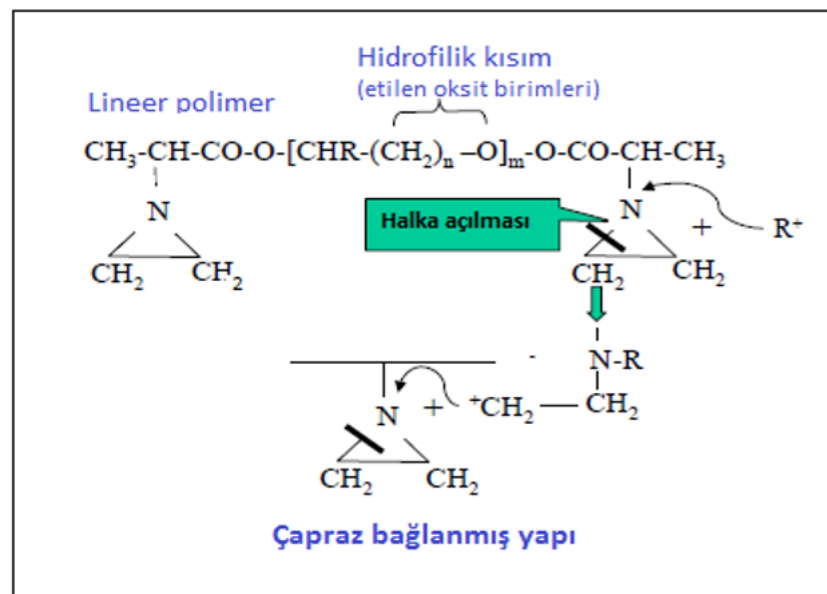
PVS'ler, polimerizasyon sonrası yüksek doğruluk ve boyutsal stabilite gōsterirler (Chai ve Yeong 1991, Caputi ve Varvara 2008). Diğer elastomerlerle

karşılaştırıldığında gösterdikleri bu üstün boyutsal stabilite, polimerizasyon reaksiyonu sonucu artık ürün oluşturmaması ile sağlanır (Butta ve ark 2005, Christensen 2008). Alınan ölçünün dökümü bir hafta sonra dahi yapılabilir ve aynı ölçüden birden fazla model elde edilebilir (Christensen 2008).

PVS, elastomerik ölçü maddeleri içinde elastik geri dönüş özelliği en yüksek olan, en az kalıcı deformasyon gösteren ölçü maddesidir. Rijitlikleri, polieterden daha az olacak şekilde orta derecededir. Detayları kopyalama özelliği, yeterli yırtılma direnci, polietera göre ağızdan çıkarılma kolaylığı gibi avantajları nedeniyle PVS, sabit protez ölçülerinde en çok tercih edilen ölçü maddesi haline gelmiştir (Hamalian ve ark 2011).

2.4.1.4. Polieterler

Polieter 1960 yılında Almanya’da geliştirilmiş elastomerik ölçü maddesidir. Materyal iki pat halinde düşük, orta ve yüksek viskozite formlarında bulunmaktadır. Baz, etilamin uç dallı polieter, doldurucular (koloidal silika) ve plastikleştiriciler (glikoleter ve ftalat); katalizör ise aromatik sülfanik asit ester, incelticiler ve doldurucular içermektedir. Baz ve katalizör karıştırıldığında etilenamin halkasının açılma polimerizasyonu başlar. Zincirler açılarak uzar ve çapraz bağlantı yaparak polieter lastiği oluştururlar (şekil 2.2.) (Giordano 2000, Rubel 2007). Bu ilave tipi bir reaksiyondur ve hiçbir uçucu yan ürün oluşmaz. Bu nedenle, boyutsal stabilite oldukça iyidir (Rosenstiel ve ark 2016).



Şekil 2. 2. Polieterin polimerizasyon reaksiyonu

Polieterin polimerizasyon reaksiyonunun mekanizması 'snapset' özelliğine dayanır. Polieterine özgü olan bu durum, çalışma sürecinden sertleşmiş hale hızlı bir geçiş anlamına gelir. Bu özellik, materyalin çalışma zamanı bitmeden sertleşmemesini, çalışma zamanı bittikten sonra ise hızlı bir şekilde sertleşmesini sağlar (Shillingburg ve ark 2010). Sertleşme zamanı (4-5 dk) ve çalışma zamanı (2,5 dk) diğer elastomerik materyallere göre daha kısadır (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007). Polimerizasyon reaksiyonu lateks eldiven kullanımından etkilenmez (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007).

Polieter kimyasal yapısı nedeniyle hidrofildir. Bu özelliği nedeniyle net ölçü, ince detay kaydı verir ve alçı dökümü kolaydır (Panichuttra ve ark 1991, Vassilakos ve Fernandes 1993). Aynı zamanda, polieterlerin hidrofilik özelliği sayesinde, dişetin altında bulunan basamakların ölçüsünün alınması kolaylaşır (Ahmad I 2012).

Polieterler tiksotropik-psödoplastik özellik gösterirler. Yani basınç altında akıcılıkları artar. Bu özellik, ağız içinde ölçü maddesinin kontrollü bir şekilde uygulanabilmesini, aynı zamanda kontrolsüz olarak akmasını ve damlamasını sağlar (Zaimoğlu ve Can 2011). Bu sayede polieter materyali, düşük basınç altında dahi kritik alanlara dek nüfuz ederek, mükemmel ölçülerin alınmasını sağlar (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007).

Polieterlerin polimerizasyon büzölmeleri, oda sıcaklığında sertleşen polimer sistemlerle karşılaştırıldığında oldukça düşüktür (Zaimoğlu ve Can 2011). Polimerizasyondan 24 saat sonra gösterdikleri büzölme miktarı % 0,3 'dür. Polieter ölçü maddeleri % 98,5 oranında elastik geri dönüşüm gösterirler. Düşük büzölme ve yüksek elastik geri dönüş gösterdiği için polieter, ölçü maddeleri içinde ilave silikonlardan sonra ikinci en yüksek boyutsal stabiliteye sahip ölçü maddesidir (Graig ve Powers 2002). Polieterler polimerizasyon sonrasında nihai sertliği en fazla olan elastomerik ölçü maddeleridir. Bu özellikleri nedeniyle polieterler, implant ölçülerinin alınmasında tercih edilirler (Hoist ve ark 2007). Esneyebilme yeteneği düşük olduğu için özellikle andırkatlı bölgelerde ölçünün ağızdan çıkarılması zor olmaktadır. Daha önce üretilen polieterler, yüksek viskozite, kötü koku ve tat gibi dezavantajlara sahipti. Ancak yeni üretilen türleri ('soft' tip gibi) daha düşük

viskoziteli ve tatsızdır. Bunların ağızdan ayrılmaları daha kolay ancak yine de polivinil siloksana göre daha rijittir. Yırılma dirençlerinin yüksek oluşu, ölçünün çıkarılması sırasında subgingival detayların korunmasını sağlar (O'Brien 2002, Anusavice ve ark 2003).

Polieter kuru ortamda saklanmalıdır. Nemli ortamda su emer ve boyutsal değişime (boyutsal genleşme) uğrar (Rosenstiel ve ark 2016). Polieter ile alınan ölçüler, kuru ortamda bekletilmeleri koşuluyla bir haftaya kadar boyutsal stabilitelerini koruyabilirler.

Hastalarda polieter ölçü maddelerinde kullanılan sülfonik aside karşı alerjik reaksiyon gelişebilir. Alerjik reaksiyon belirtileri hastada yanma, kaşıntı ve ağız rahatsızlıklarının ani başlangıcı, ölçü maddesini hazırlayan yardımcı personelde, kontak dermatitisi şeklinde görülebilir. Bu nedenle, alerjik hastalarda alternatif bir elastomer seçilebilir (McCabe ve Walls 2013).

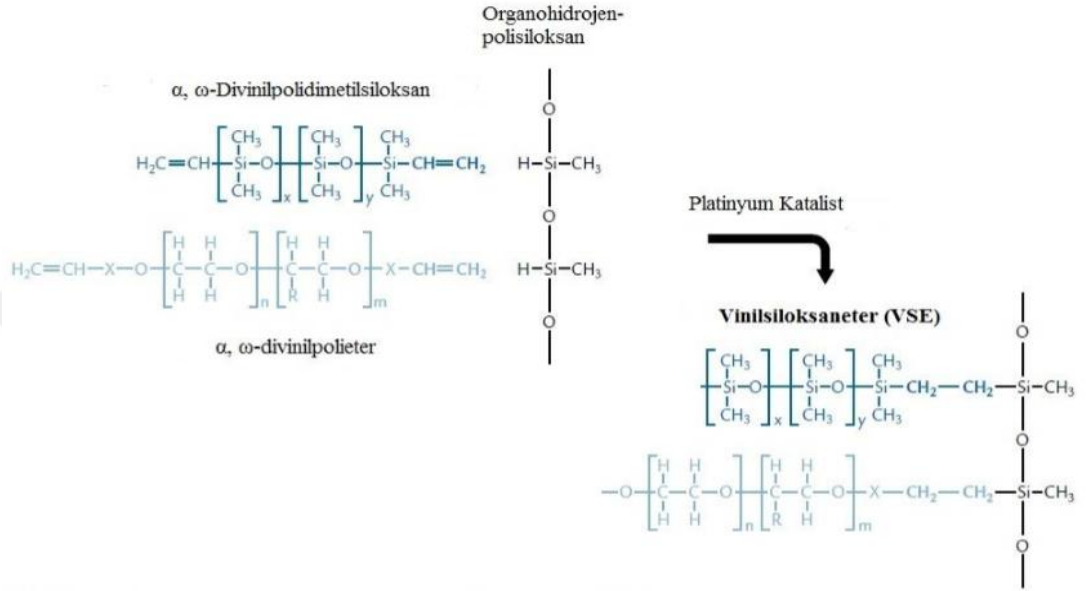
2.4.1.5. Polivinilsiloksaneter Ölçü Maddeleri

Polieter materyali ve polivinilsiloksan bileşenlerinin kimyasal bir kombinasyonu olan yeni ölçü materyali 2009 yılında, Vinil Polieter Silikon (VPES) (Exa'lonce, GC America), Vinilsiloksaneter (Identium, Kettenbach, USA) veya Polivinilsiloksaneter (PVSE) gibi isimlerle piyasaya sürülmüştür. Temel olarak PVS'den oluşan materyalin içine hidrofilik özelliği arttırmak amacıyla %5-%20 oranında polieter ilave edilmiştir (Nassar ve ark 2013).

PVSE, polieter ve polivinilsiloksan ölçü maddelerinin en üstün özelliklerini bünyesinde toplayıp, zayıf özelliklerinin elimine edildiği söylenen yeni hibrit elastomerik ölçü maddesidir (Nowakowska ve Raszewski 2011). PVSE'in, PVS'de bulunan üstün yırtılma direnci ve boyutsal stabilite özelliğine, polieterde bulunan hidrofilik ve ıslanabilirlik özelliğine sahip olduğu belirtilmektedir. Polieter ölçü maddesine göre kullanımının daha rahat olduğu bildirilmektedir (SOHMURA ve ark 2004, Balkenhol ve ark 2009, Enkling ve ark 2012). Bu ölçü materyali, nihai sertliğine daha hızlı bir şekilde ulaşır. PVSE ve polivinilsiloksan arasında kimyasal bir bağ kurulabilir (Enkling ve ark 2012).

PVSE ölçü maddesinin iyi mekanik özellik ve akıcılık gösterdiği, ıslatabilirliğinin ve doğruluğunun da mükemmel yakın olduğu iddia edilmektedir.

Hidrofilik özellik gösterdiği için surfaktan eklemenin gerekli olmadığı belirtilmiştir. Tadı hastayı rahatsız etmez (SOHMURA ve ark 2004, Balkenhol ve ark 2009). Yeni geliştirilen PVSE ölçü materyali de implant destekli protez ölçülerinde kullanılabilir. PVSE ölçü maddesinin kimyasal yapısında polisiloksan ve divinilpolieter bulunur (SOHMURA ve ark 2004) (Şekil 2.3.).



Şekil 2. 3. PVSE'nin polimerizasyon reaksiyonu

2.5. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

2.5.1. Viskozite (Akmazlık)

Viskozite, bir sıvının akmaya karşı gösterdiği dirençtir. Elastomerik ölçü maddeleri farklı viskozitelerde bulunurlar. Bu farklılığın nedeni ölçü materyalinin içindeki inert doldurucu miktarıdır. Düşük viskoziteye sahip ölçü materyalleri, daha net ölçü ve ince detay kaydı verirken daha yüksek oranda polimerizasyon büzülmesi gösterirler. İdeal bir ölçüde, olabildiğince az miktarda düşük viskoziteli materyal kullanarak daha net ve ince detaylar elde edilmesi sağlanmakla birlikte, ölçü maddesinin çoğunluğunu yüksek viskoziteli madde oluşturmalıdır (Hamalian ve ark 2011).

Tek veya çift aşamalı ölçü karıştırma tekniğinde, iki farklı viskoziteye sahip ölçü materyalinin birlikte kullanılması ile düşük viskoziteli ölçü maddesinin polimerizasyon büzülmesi ve boyutsal değişiminde azalma görülür. Bu durum, ölçünün ağızda parmak basıncı altında tutulması sırasında, kasık içerisindeki yoğun viskoziteli materyalin, akıcı kıvamlı düşük viskozitedeki materyali sulkusa doğru

iterek, düşük viskoziteli ölçü materyalini her bölgede desteklemesi ile sağlanır (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007). Viskoziteyi etkileyen birçok faktör vardır. Bunlar sıcaklık, maddenin yapısı, karıştırma yöntemi, karıştırma hızı ve karıştırma sonrası geçen zaman olarak sayılabilir (Powers 2006).

Makaslama kuvvetleri, polieter ve ilave polimerizasyonlu silikonların viskozitelerini etkileyebilir. Bu etkiye kayma incelmesi (shear thinning) ya da pseudoplastisite denir. Ölçü maddesinin dış kuvvetler altında daha akıcı hale gelebilme özelliğine ise 'tikotropi' adı verilir (Shillingburg ve ark 2012). Bu özelliğe sahip ölçü maddelerine, polimerize olmamış haldeyken artan bir dış kuvvet uygulandığında, materyalin viskozitesinde azalma meydana gelir. Bu dış kuvvet ortadan kaldırıldığında viskozitesi hemen artar. Bu durum özellikle tek fazlı ölçü maddelerinde önem kazanır (McCabe ve Carrick 1989). Polieterde bu özelliği, trigliserit kristallerinin meydana getirdiği zayıf ağlar sağlar. Polieter makaslama kuvvetine maruz kaldığında, örneğin ölçü tabancasının ucundan akarken, kristaller yan yana dizilir. Bu mikrokristalli trigliserit ağı, polieterin kaşıқта veya ağızdayken visköz kalmasını buna karşın basınç uygulandığında akmasını sağlar. Bu durum, tek fazlı bir materyalin hem düşük yoğunluklu hem de orta yoğunluklu bir ölçü maddesi gibi kullanılabilmesini sağlar (Hamalian ve ark 2011, Shillingburg ve ark 2010).

2.5.2. Manipülasyon

Manipülasyon, ölçü materyalinin karıştırılması, ağza yerleştirilmesi, sertleşen ölçünün ağızdan uzaklaştırılması ve alınan ölçünün dezenfeksiyon aşamalarını içerir. Doğru ölçü alma işleminde, seçilen ölçü materyali ile beraber materyalin doğru manipülasyonu da büyük önem taşır. Ölçü materyalinin ağız dokularında homojen dağılımı, ölçü kaşığına adezyon miktarı, uygun viskoziteye sahip olması, yeterince karıştırılmış olması ve ölçü materyaline uygun dezenfeksiyon prosedürlerinin uygulanmış olması ölçünün doğruluk payını etkileyen uygulayıcıya bağlı faktörlerdir (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007, Shillingburg ve ark 2012).

Elastomerik ölçü materyallerinin polimerizasyonu, monomer ünitelerin bir araya gelerek polimer zincirleri oluşturmaları ile gerçekleşir. Elastomerler, polimerizasyon reaksiyonu sonrasında sertleşirler ve polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Doğru ölçü kaydı almak için, polimerizasyon büzülmesinin ölçünün her yerinde eşit olması istenir (Christensen 1994, Donovan ve Chee 2004). Bu konuda yapılan çalışmalarda, elastomerik ölçü materyallerinin kaşık içerisindeki ideal

kalınlığının 2 mm olması ve ölçü materyalinin kaşığın her yerinde eşit dağılım göstermesi tavsiye edilmektedir (Eames ve ark 1979). Ölçü kaşığına adeziv uygulanması ile ölçü maddesinin polimerizasyon büzülmesinin kaşığına doğru olacağı belirtilmiştir. Kullanılan adezivin ölçü materyaline ve kullanılan kaşığına uygun olması gerekir. Adeziv ölçü işleminden en az 15 dk önce, kaşık içerisine ve 2 mm taşacak şekilde kaşık kenarlarına, ince bir tabaka halinde sürülmelidir (Cho ve ark 1995, Ceyhan ve ark 2003, Donovan ve Chee 2004).

Ölçü aşamasında, iki farklı viskoziteye sahip ölçü materyallerinin birlikte kullanılması tavsiye edilir. Bu şekilde, düşük viskoziteli materyal daha net, ince detay kaydı sağlarken, yüksek viskoziteli ölçü materyali de ölçünün ağza yerleştirilmesi ve ağızdan çıkartılması esnasında düşük viskoziteli ölçü materyalini destekler (Donovan ve Chee 2004). Elastomerik ölçü materyalleri genellikle farklı renklere sahip baz ve katalizörün eşit oranda ve homojen bir şekilde karıştırılması ile kullanıma hazırlanır. Tabanca ile karıştırılan sistemlerde, elle karıştırmaya göre, daha homojen bir karışım elde edildiğı, zamandan kazanıldığı ve ölçü materyalinden tasarruf edildiğı çalışmalarda bildirilmiştir (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007).

Ölçü alımı sonrasında, hasta ağızdaki mikroorganizmalarla kontamine olan ölçü materyallerinin laboratuara transferi çapraz kontaminasyona neden olabilir (Leung ve Schonfeld 1983). Bu nedenle alınan ölçüler, laboratuvara gönderilmeden önce, akan su altında yıkandıktan sonra uygun dezenfektan ile dezenfekte edilmelidir. Genel olarak dezenfektan maddelerinin, elastomerik ölçü materyalleri üzerine olumsuz bir etkisi yoktur; ancak hidrofilik özellikleri nedeniyle, polieter ve polisülfitin spray dezenfektanla dezenfeksiyonu sonrası, 10 dakika beklendikten sonra iyice kurutulması gerekmektedir (Cottone ve Molinari 1991, Adabo ve ark 1999, Rubel 2007).

2.5.3. Hidrofilik / Hidrofobik özellik

Nemi tolere edebilen materyaller hidrofilik, neme karşı hassas olan, nemi tolere edemeyen materyaller hidrofobik olarak isimlendirilir. Hidrofilik özelliğe sahip ölçü materyali nemli ortamda kullanılabilir ve ölçü alımı sonrasında doğruluğunu devam ettirir (Adabo ve ark 1999, Donovan ve Chee 2004, Shillingburg ve ark 2012). Elastomerik ölçü materyallerinden kondensasyon silikon ve polivinil siloksan ölçü materyallerinin ilk formülleri hidrofobik özellik gösterir. Bu materyaller kullanılırken ağız ortamı olabildiğince kuru olmalıdır. Tükürük veya kan

bulunan nemli ortamda, doğruluk oranları düşer ve ölçü marjinlerinde detay kaybedilir (Williams ve ark 1984, Schiffleger ve ark 1985, 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 oral mukozaya tutunarak ve ince girintilere girerek ilerler. Ayrıca üzerine dökülen model alçısının altında hava kabarcığı kalma ihtimali azdır. Hidrofobik ölçü maddesi mukoza üzerinde yuvarlanarak ilerler, girintilerin içine nüfus etmeden üzerinden geçer ve altında hava boşluğu kalma ihtimali yüksektir. Hidrofilik özellik katmak için polivinil siloksan ölçü maddesinin içeriğine sürfaktanlar eklenir. Böylece polivinil siloksanın daha az hidrofobik olması ve kolay dökülebilir olması amaçlanır (Shillingburg ve ark 2012).

Polieter ve polisülfid, su molekülleri ile hidrojen bağlantıları kurabilen fonksiyonel gruplar içerdiklerinden dolayı daha hidrofiliktirler. Bununla birlikte, polieterle ölçü alımı öncesinde yüzeyin nemli olmaması ve tüm lastik esaslı ölçü maddelerinin kullanımından önce ölçü yüzeyinin ve hasta ağzının iyice kurutulması tavsiye edilir (Peutzfeldt ve Asmussen 1988, Chong ve ark 1990, Rubel 2007). 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.

2.5.4. Islatabilirlik (Akıcılık)

Islanma (ıslatabilirlik), bir sıvının katı bir yüzeye temas kurabilme becerisidir. Ölçü materyalinin ıslatabilme özelliği, küçük yüzeylere akarak tüm yüzeye nüfuz etmesi ile ilişkilidir. Yüzeyi iyi ıslatabilen bir materyal, nemi ortamdan uzaklaştırarak, ince detayları kaydeder. Bu nedenle çoğu ölçü materyali için akıcı kıvamlı sistemler geliştirilmiştir. Bunlar, yüksek viskoziteli ölçü materyali veya özel ölçü kaşıkları ile birlikte uygulanarak, akıcı kıvamlı ölçü materyalinin ince detaylı bölgelere ulaşmasını kolaylaştırır (Panichuttra ve ark 1991, Rubel 2007).

Bir sıvı damlasının katı yüzey üzerinde yayılma derecesi ıslanabilirlik olarak adlandırılır. Sıvı yüzeyinin, sıvı ile katıyı ayıran yüzey ile oluşturduğu açı ıslatma açısı, temas açısı ya da kontakt açısı olarak adlandırılır. Temas açısı ıslanabilirlik derecesinin ölçülmesinde kullanılmaktadır. 0° temas açısı, tam ıslanmayı ifade ederken, düşük değerler iyi ıslanabilirliği, 90° üzerindeki değerler ise zayıf

ıslanabilirliği ifade etmektedir. Yüksek ıslatma açısına sahip ölçü materyallerinin akıcılıkları iyi değildir ve detay kaydı vermezler. Bu nedenle sabit protetik tedavi ve implant üstü protezlerin ölçülerinde kullanımları uygun değildir. Düşük ıslatma açısına sahip materyaller ise çok iyi akıcılığa sahip olup, ince detay kaydı vererek daha net ve doğru ölçülerin alınmasını sağlarlar. Yeni nesil polivinil siloksanların ve polieterlerin ıslatma açıları küçültülerek, akıcılık ve detay kaydetme özellikleri artırılmış ve tiksotropik özellikleri geliştirilmiştir (Panichuttra ve ark 1991, Boening ve ark 1998, Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007).

Yapılan çalışmalarda sabit protetik restorasyonlar için gerekli yüzey detay kaydınının 20 μm -70 μm boyutta olması (Petrie ve ark 2003, Bindl ve Mörmann 2005, Boeckler ve ark 2005), hareketli protezlerde ise bu değer 100 μm – 150 μm olması gerektiği bildirilmiştir (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007).

Yüksek temas açısı aynı zamanda ölçünün model alçısı ile dökümü sonrasında çalışma modelinde daha fazla hava kabarcığı oluşmasına neden olabilir. Temas açısını ve yüzey gerilimini azaltmak için kullanılan surfaktanlar ölçü dökümü sonrasında çalışma modelinde oluşan porozite miktarını da azaltır (Cullen ve ark 1991).

2.5.5. Yırtılma Direnci

Yırtılma direnci, sertleşmiş ölçü materyalinin ağızdan uzaklaştırılması sırasında, çekme kuvvetlerine karşı gösterdiği kırılma direncidir. Bu özellik, ölçünün ağızdan çıkarılması sırasında, interproksimal ve subgingival bölgelerde çok ince olan ölçü maddesinin yırtılarak bu bölgelerde kalması sorununa çözüm olması açısından oldukça önemlidir (Shillingburg ve ark 2010). Polisülfid, 7 kN/m değerlerinde en yüksek yırtılma direncine sahip elastomer olmasına rağmen ağızdan çıkarılırken, derin andırkatlı bölgelerde uzama gösterir ve elastik geri dönüşümü gerçekleşmez. Diğer elastomerik ölçü maddelerinin yırtılma direnci genellikle 2.4 ile 2.9 kN/m arasında değişiklik gösterir (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007, Shillingburg ve ark 2012).

2.5.6. Fleksibilite (Elastiklik)

Küçük bir stres uygulaması ile elastik limit içinde fazla deformasyon gösteren materyaller fleksibledir. Fleksibilite rijidite (sertlik) ile ters orantılıdır. Polimerizasyon sonrası, ölçü maddesinin ağızdan uzaklaştırılma süresi ve uğradığı

deformasyon miktarı, ölçünün doğruluğunu önemli derecede etkiler. Ölçü materyalinin fleksibilite özelliği arttıkça, polimerizasyon sonrası ağızdan uzaklaştırılması kolaylaşır (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007, Shillingburg ve ark 2012).

En rijit elastomerik ölçü materyali polieterdir. Bazı durumlarda, ölçünün ağızdan uzaklaştırılması için uygulanan kuvvet, materyalin yırtılma direncini asabilir. Bu durum, sertleşen polieter ölçüsünde yırtılmalara neden olabilir veya ölçü, alçı modelden ayrılırken modelde kırıklara neden olabilir (Giordano 2000, Donovan ve Winston 2004, Rubel 2007).

2.5.7. Elastik Geri Dönüşüm

Elastik geri dönüş, ölçü maddesinin ağızdan çıkarıldıktan sonra herhangi bir kalıcı distorsiyona uğramaksızın, orijinal boyutlarına geri dönebilme yeteneğidir. %99 elastik geri dönüş gösteren bir materyalde kalıcı deformasyon %1'dir. Hiçbir ölçü maddesi %100 elastik geri dönüşe sahip değildir ve her ölçü maddesi için andırkat derinliği arttıkça, kalıcı deformasyon miktarı artar (Hamalian ve ark 2011).

Elastik geri dönüşün ve kalıcı deformasyonun birlikte görüldüğü duruma viskoelastisite denir. Polimerin zincir uzunluğu, çapraz bağların sayısı, sıcaklık ve kuvvetin uygulanma hızı hangi davranış şeklinin baskın olacağını belirler. Tüm elastomerik ölçü maddeleri viskoelastiktir (Anusavice ve ark 2003, Saitoh ve ark 2010, Phan-Thien ve Mai-Duy 2017).

Elastomerik ölçü maddeleri arasında en az kalıcı deformasyona uğrayan ölçü maddesi, %99'luk elastik geri dönüşüm gösteren polivinil siloksanlardır. PVS bu özelliği sayesinde birden fazla model dökümüne izin verir. Elastik geri dönüşüm özelliği en az olan elastomerler ise polisülfidlerdir (Ciesco ve ark 1981, Derrien ve Le Menn 1995, Donovan ve Chee 2004).

2.5.8. Boyutsal Stabilite

Ölçü maddelerinin doğruluğu iki kısımda değerlendirilir. Bunlar ölçünün hemen alındığı andaki boyutsal doğruluğu ve zamana bağlı gelişen boyutsal satibilitesidir. İdeal ölçü maddesi zaman içinde boyutsal olarak stabil olmalıdır. American Dental Association (ADA) spesifikasyon no 19'a göre, elastomerik ölçü maddeleri 25 µ veya daha az detay gösterebilecek kadar hassas olmalıdır (Cramer ve ark 2010).

Ölçü maddelerinde boyutsal değişime sebep olan faktörler, polimerizasyon büzülmesi, kondansasyon reaksiyonu esnasında su veya alkol gibi bir yan ürünün açığa çıkması, ölçüde oral sıcaklıktan oda sıcaklığına geçerken ısısal büzülme meydana gelmesi, alınan ölçünün suya, dezenfektan maddeye veya uzun süre nemli ortama maruz kalması sonucunda imbibisyon fenomeni (su absorpsiyonu) görülmesi, ölçü maddesinin ağızdan çıkarıldıktan sonra havayla temas etmesi sonucu su kaybetmesinden dolayı sinerezis görülmesi (su buharlaşması) ve viskoelastik davranış nedeniyle bir miktar kalıcı deformasyonun görülmesidir (Anusavice ve ark 2003).

Tüm elastomerik ölçü materyalleri, sertleşme reaksiyonu sırasında polimerizasyon büzülmesi gösterir. Sertleşme sırasındaki bu büzülme, çapraz bağlanma ve polimer zincirleri arasındaki bağların yeniden düzenlenmesinden kaynaklanır. Sertleşme reaksiyonu sonrasında polisülfid ve kondensasyon silikonda ilave büzülmeler görülür. Bunun nedeni, kondensasyon silikonun yan ürün olarak etil alkolü, polisülfidin ise yan ürün olarak suyu, polimerize olmuş ölçü yüzeyinden buharlaşma yolu ile açığa çıkarmasıdır. Bundan dolayı, polimerizasyon sonrası en fazla boyutsal değişime uğrayan elastomerik ölçü maddeleri polisülfid ve kondensasyon silikonlardır (%-0.4 ile %-0.6). En az boyutsal değişim gösteren elastomerik ölçü maddesi ise polivinil siloksanıdır (%-0.15). Bunu polieter (%-0.2) izler (Williams ve ark 1984, Derrien ve LeMenn 1995, Donovan ve Winston 2004, Rubel 2007). Elastomerik ölçü maddelerindeki büzülme hızı ağızdan çıkarıldıktan sonraki 24 saat içinde değişkenlik gösterir. Büzülmenin yaklaşık %50'si ağızdan çıkarıldıktan sonraki ilk bir saat içinde gerçekleşir (Powers 2006).

Hekimler alçı modelleri hazırlamada, seçtikleri ölçü maddesinin boyutsal stabilite süresine uygun davranmalıdırlar. Kondenzasyon silikon ve polisülfidler, ölçü alımından sonra devam eden polimerizasyon süreci ve açığa çıkan yan ürünler nedeniyle yüksek oranda büzülmeye uğrarlar. Bu nedenle, kondenzasyon silikon ile ölçü alındıktan sonra zaman kaybetmeden ölçü dökülmelidir (Eames ve ark 1979, Luebke ve ark 1979). Polisülfid ile ölçü alımı sonrasında ise maksimum netlik elde edebilmek için ölçünün ağızdan çıkarıldıktan sonra 1 saat içinde veya daha kısa sürede dökülmesi gerektiği bildirilmiştir (Luebke ve ark 1979, Giordano 2000). Polieter ölçü materyalinin boyutsal stabilitesi yüksektir. Ölçünün dökülme süresi yaklaşık 1 hafta uzasa dahi yüksek oranda boyutsal stabilite gösterir. Ölçü maddelerinin çoğu devam eden polimerizasyon süreci ve uzaklaşan yan ürünler

nedeniyle büzülme gösterirken, polieter 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 alındığı andan itibaren 2 hafta süre ile boyutsal stabilitesini koruduğu ve bu özelliği ile polieterle kıyaslanabileceği yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (Nassar ve ark 2013).

2.5.9. Detay Kaydı

İnce detaylı, net, hassas bir ölçü almak ve doğru bir çalışma modeli elde edebilmek için düşük temas açısına sahip, akıcı ölçü materyalleri kullanılmalıdır. Temas açısı düşük olan ölçü materyali, dental alçının daha iyi akmasını ve hava kabarcığı içermeyen çalışma modeli elde edilmesini sağlar (Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007, Shillingburg ve ark 2012). Yapılan araştırmalar en doğru sonuçların, ölçü materyalinin içindeki hava kabarcığı miktarının en aza indirilmesi ile sağlanacağını göstermiştir. Klinik araştırmalar sonucunda, minimum hava kabarcığı ve maksimum detay kaydında en önemli özelliğin, ölçü materyalinin viskozitesi olduğu anlaşılmıştır (Ciesco ve ark 1981, Derrien ve Le Menn 1995, Giordano 2000, Donovan ve Chee 2004, Rubel 2007, Shillingburg ve ark 2012).

Karıştırılan ölçü maddesinin başlangıçta visköz bir sıvı gibi davranıp, kaşık hasta ağızına yerleştirilirken implant ölçü parçalarının, prepare dişlerin, yumuşak dokuların ve restorasyonların üzerinden kolayca akarak net, doğru ve detaylı bir kopya oluşturması beklenirken, ağızdaki polimerizasyonunu tamamladıktan sonra da elastik özellikler geliştirerek bu negatif kopyanın şeklini koruması ve dayanıklılığını sağlaması istenir. Sonuçta elde edilen ölçünün herhangi bir zarar görmeden andırkatlardan ayrılabilmesi için uygun bir elastisite modülüne sahip olması gerekir (Berg ve ark 2003, Lee ve Lee 2012).

İmplant üstü protezlerin ölçüsünde hekimler tarafından en çok tercih edilen ölçü materyalleri orta kıvamlı polieter ve yüksek kıvamlı polivinil siloksanlardır (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, Slots 2017). Bu ölçü maddeleri, ölçü başlığının rotasyonel hareketlerine karşı yeterli dirence sahiptirler.

İmplant üstü ölçü alırken tek aşamalı karıştırma tekniği kullanılır. Bu teknikte yoğun kıvamlı ölçü materyali 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 çevresine hem de kaşıktaki yoğun kıvamlı materyalin üzerine sürülür (Donovan ve Chee 2004, Shillingburg ve ark 2012). Polieter ve polivinil siloksan kullanılarak yapılan çalışmalarda, tek aşamalı karıştırma tekniğinin çift aşamalı tekniğe göre üstün olduğu anlaşılmıştır (Wenz ve Hertrampf 2008).

2.6. Model ve Model Materyallerinin Özellikleri

İmplant üstü protez ölçüsünün hatasız şekilde alınması ve laboratuvar aşamaları için çalışma modeline doğru şekilde aktarılması, implant üstü restorasyonun pasif uyumu için çok önemlidir (Wee 2000). İdeal çalışma modeli materyalinin sahip olması gereken özellikler; boyutsal doğruluk göstermesi, kabul edilebilir detay kopyalama özelliğine sahip olması, yüksek yüzey sertliği, aşınma dayanımı ve transvers dayanıma sahip olması, ölçü materyali ile uyumlu olması, toksik olmaması ve kullanımının kolay olmasıdır.

Günümüzde sıklıkla kullanılan model materyalleri; Tip IV ve Tip V sert alçı, rezinle güçlendirilmiş Tip IV sert alçı, epoksi rezin ve poliüretan rezindir. Ancak bu materyallerin hiç biri yukarıda sayılan özelliklerin tümünü aynı anda karşılayamamaktadır (Graig ve Powers 2002).

Tip IV ve Tip V sert alçı model materyalleri sırasıyla %0.1 ve %0.3 oranında sertleşme genleşmesi göstermektedir. Bu yüksek genleşme miktarı, baz metal alaşımların katılma büzülmesinin kompanze edilmesinde önemlidir. Ancak alçı bazlı model materyalleri düşük detay kopyalama özelliği, düşük aşınma direnci ve transvers dayanım gösterir (Derrien ve Sturtz 1995, Duke ve ark 2000). Model materyallerinin detay kopyalama yetenekleri yüzeyin formundan ve kullanılan ölçü maddesinin yapısal özelliklerinden etkilenebilir (Schelb ve ark 1991, Butta ve ark 2005). Resin esaslı model materyalleri ise polimerizasyon büzülmesi gösterirler ve boyutsal doğrulukları alçıdan düşüktür. Bununla birlikte üstün detay kopyalama özelliğine, yüksek aşınma direnci ve transvers dayanım özelliklerine sahiptir (Derrien ve ark 1995, Duke ve ark 2000).

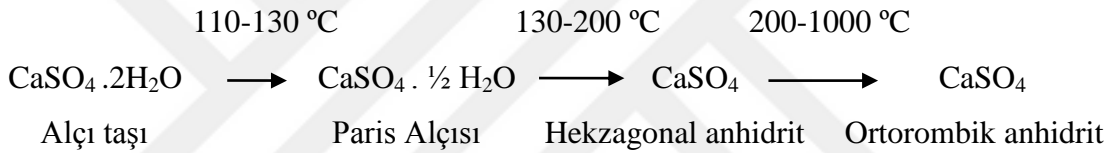
Genel olarak model materyalleri değerlendirildiğinde Tip IV ve Tip V geliştirilmiş sert alçılar düşük aşınma direnci, yetersiz gerilme dayanımı ve düşük detay kopyalama özelliklerine sahip olsa da; düşük maliyet, kullanım kolaylığı, genel

olarak tüm ölçü maddeleri ile uyumluluğu ve tutarlı sonuçları nedeniyle en sık olarak kullanılan model materyalleridir (Graig ve Powers 2002).

2.6.1. Dental Alçı

Diş hekimliğinde alçı ve alçı ürünleri klinik ve laboratuvar işlemlerinde kullanılır. Diş hekimliğinde kullanımı yaygın olan alçı, doğal alçı taşı olan kalsiyum sülfat dihidrat ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$)'dan kalsinasyon yolu ile elde edilir. Alçı taşı ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) ısıtıldığında 1.5 gr mol suyunu kaybederek hemihidrata ($\text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2} \text{H}_2\text{O}$) dönüşür. Hemihidrat suyla karıştırıldığında ekzotermik reaksiyonla tekrar dihidrata dönüşür. Tüm koşullara uygun bir dental alçının olmaması, alçı tiplerinin geliştirilmesini sağlamıştır.

Alçı taşı, derece derece ısıtılarak öncelikle kristalleşme suyu uzaklaştırılır. Bu şekilde farklı özellikte alçı tipleri elde edilir (Can ve ark 2014).



Kimyasal olarak benzer, morfolojileri ve fiziksel özellikleri birbirinden farklı olan dört tip dental alçı vardır:

- Model Alçısı (model plaster, $\beta\text{-CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2} \text{H}_2\text{O}$): Kimyasal formülü beta kalsiyumsülfat-hemihidrat'dır. "Tip II alçı" olarak bilinir. Alçı taşının açık şekilde, 110-120 °C'ye kadar ısıtılması ile elde edilir. Beyaz renklidir, tanecikleri düzensiz şekillidir ve poröz yapıdadır. Bu alçı, dental modelleri artikülatöre bağlamak için kullanılır.
- Sert Alçı (dental stone, $\alpha\text{-CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2} \text{H}_2\text{O}$): Kimyasal formülü alfa kalsiyumsülfat-hemihidrat'dır. "Tip III alçı" olarak bilinir. Alçı taşının 125°C' de basınçlı su buharı içinde dehidrate edilmesiyle elde edilir. Genelde sarı renklidir, model alçısına göre tanecikleri daha yoğun ve uniform şekillidir. Üzerinde sabit restorasyon yapılmayacak olan çalışma modelinin elde edilmesinde kullanılır.
- Geliştirilmiş sert alçı (die stone, $\alpha\text{-CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2} \text{H}_2\text{O}$): Yoğunluğu en fazla olan dental alçıdır. "Tip IV alçı" olarak bilinir. Alçı taşının %30'luk CaCl_2 solüsyonunda kaynatılıp artık kloridin 100°C su ile temizlenmesi ve kitlenin

öğütülerek toz haline getirilmesi ile elde edilir. Sabit restorasyon yapımında kullanılan yüksek dayanımlı ve abrazyona dirençli day elde etmek için kullanılır.

- Geliştirilmiş sert alçı (die stone): Ultra sert, yüksek dayanım ve yüksek genleşme özelliklerine sahiptir. “Tip V alçı” olarak bilinir. Alçı taşının otoklavlanması ile elde edilen, en son geliştirilen sert alçıdır. Tip III ve tip IV alçıya göre dayanıklılıkları daha fazladır. Day materyali olarak ve kron-köprü yapımı için ideal genleşmeye sahiptir. Tip V alçıdan elde edilen modelin ölçüden ayrılırken kırılma ihtimali daha düşük olduğu için özellikle polivinilsiloksan ve polieter ile alınan ölçülerin dökülmesi için uygundur (von Fraunhofer 2015).

Dental alçı ürünlerinin geleneksel ve ADA sınıflaması çizelgede verilmiştir (Çizelge 2.2.) (von Fraunhofer 2015).

Çizelge 2.2. Dental alçı ürünleri

ANSI*/ADA** Sınıflaması	Geleneksel Sınıflandırma
Tip I – Beyaz alçı, ölçü	Beyaz ölçü alçısı
Tip II – Beyaz alçı, model	Beyaz model veya laboratuvar alçısı
Tip III – Sert alçı	Klas I sert alçı; sert model alçısı
Tip IV – Sert alçı, yüksek dayanım Düşük genleşme (ISO Tip 4) Yüksek genleşme (ISO Tip 5)	Klas II sert alçı; geliştirilmiş sert alçı
* ANSI: Amerikan Ulusal Standartlar	
**ADA: Amerikan Diş Hekimleri Birliği	

Sert alçı ve geliştirilmiş sert alçı, karıştırılmalarında daha az su gerektirdikleri ve farklı toz morfolojisi gösterdikleri için beyaz alçıya göre daha yüksek dayanıma sahiplerdir. Sert alçı ve geliştirilmiş sert alçılar, yüksek dayanım, abrazyona direnç ve detay verebilme özelliklerinden dolayı çalışma modeli olarak kullanılırlar (von Fraunhofer 2015).

Partikül büyüklükleri ve sıklıklarına göre sert alçılar Tip III ve Tip IV olmak üzere iki grupta gösterilirler. Bu iki tip sert alçının tanecikleri şekil olarak birbirine

oldukça benzer. Aralarındaki en büyük fark, Tip IV'ün daha sıkı ve düzgün partiküllere sahip olması ve daha düşük yüzey alanı göstermesidir (Can ve ark 2014). Sert alçılar alfa hemihidrat yapısındadırlar. Alfa hemihidrat kristalleri daha az gözenek içerir ve daha düzgün yapıdadırlar. Bu alçıların tüm yapısının % 2-3'ünü modifiye ediciler oluşturur. Özellikle renk maddeleri belirgindir. Sert alçılar hızlandırıcı olarak potasyum sülfat, yavaşlatıcı olarak sodyum sitrat içerirler.

2.6.2. Dental Alçıda Sertleşme Reaksiyonu

Hemihidrat su ile karıştırıldığı zaman, ekzotermik reaksiyonla dihidrat şekillenerek sertleşme meydana gelir. Karıştırılan alçı kütlesi, iğne şeklinde kristaller halinde sertleşir. Alçının su ile temas etmesinden hemen sonra alçı kristalleri oluşmaya başlar. En son olarak alçı kristallerinin iç içe girmesi sonucu sağlam katı bir madde oluşur. Alçılar sertleşme sırasında genişler. Kullanılan alçı tipine bağlı olmaksızın, alçının hemihidrattan dihidrata dönüşümü sırasında genişleme gözlenir. Bu genişleme normal sertleşme genişmesi veya su içerisinde meydana gelen higroskopik genişleme şeklinde olur. Model ve day malzemelerinde sertleşme genişmesinin düşük oranda olması istenir.

Alçı ürününün bileşimine bağlı olarak sertleşme genişmesi doğrusal olarak % 0.06-% 0.5 arasında değişebilir. Genleşme olayı kristallenme mekanizmasına ve kristaller arası etkileşime dayanılarak açıklanabilir. Kristallenme işlemi, alçı kristallerinin kristallenme merkezlerinden başlayarak dışa dönük büyümesi ile oluşur. Sertleşmeden hemen sonraki en son yapı, aralarında mikro gözeneklerle, karıştırma için gerekli aşırı suyu içeren gözenekler bulunan, iç içe girmiş kristalleri içerir. Kuruma sonunda bu aşırı su uçarak toplam boşluk sayısı artar. Eğer alçının sertleşmesi su içerisinde olursa, meydana gelen sertleşme genişmesi, havada meydana gelen sertleşme genişmesinin iki katı büyüklüğünde olur.

2.6.3. Dental Alçıda Sertleşme Genleşmesinin Kontrolü

Diş hekimliği uygulamalarında yeterli hassasiyeti sağlamak için sertleşme reaksiyonunun iyi şekilde kontrol edilmesi gerekir. Sertleşme genişmesindeki azalma, ya dihidratın kristalin formundaki değişimden ya da kristallenme hızının çok yüksek olup, daha fazla büyümenin önlenmesinden kaynaklanır. Sertleşme genişmesini etkileyen çeşitli faktörler vardır:

- **Su/toz oranı:** S/T oranı ne kadar küçük ve karıştırma süresi ne kadar uzun ise sertleşme genleşmesi o kadar fazla olur.
- **Katkı maddeleri:** Sertleşme genleşmesinin kontrolünde en etkin rolü katkı maddeleri oynamaktadır. Kimyasal hızlandırıcı ve yavaşlatıcılar sadece sertleşme süresini kontrol etmekle kalmayıp, sertleşme genleşmesini de kontrol ederler. Hızlandırıcı olan sodyumklorür sertleşme genleşmesini artırır. Alçının sertleşme reaksiyonunu hızlandıran potasyum sülfat sertleşme genleşmesini azaltır. Boraks benzeri yavaşlatıcılar da sertleşme genleşmesini azaltırlar (Can ve ark 2014).

2.6.4. Dental Alçının Dayanıklılık Özelliği

Dental alçının dayanıklılığı, sıkıştırma (baskı) dayanıklılığı ve çekme dayanıklılığı olarak incelenir. Alçı maddeleri kırılmalıdır. Bu nedenle çekme dayanımları baskı dayanımlarının $1/5-1/10$ 'i kadardır. İdeal bir dental alçının dayanıklı, sert olması ve yüksek oranda yüzey sertliği göstermesi istenir. Baskı dayanımı alçının kurumasını tamamlaması ile artar. Sertleşmiş alçının fazla suyunu kaybetmesi ve yeterli dayanımı kazanması için en az 24 saat beklenmelidir. İdeal bekleme süresi 7 gündür. Dayanıklılık üzerinde çeşitli faktörler etkilidir:

- **Su/Toz Oranı:** Bu oran arttıkça sertleşmiş alçının kuru dayanıklılığı azalır ve yapısındaki gözenek miktarı da artar. Sertleşmiş yapıdaki serbest su miktarı ve kaybedilen su miktarı bu oranı etkiler.
- **Karıştırma Süresi:** Genel olarak karıştırma süresi arttıkça dayanıklılık belli bir sınır değere kadar artar. Bu sınır değere, alçının elde yaklaşık 1dakika boyunca karıştırılması ile ulaşılır. Aşırı uzun süre karıştırılma sonucunda ise oluşan alçı kristalleri kırılır ve daha az kristalin yapı oluşur.
- **Hızlandırıcı veya yavaşlatıcılar:** Her ikisi de alçının dayanıklılığını azaltır. Bu azalma kısmen, eklenen tuz ve kristal yapıdaki bozulma ile ilgili olabilir (Can ve ark 2014).

2.6.5. Dental Alçı Ürünlerinin Karıştırılması

Alçının su ile karıştırılma sürecindeki en önemli sorun, karıştırma sırasında karışıma giren hava kabarcıklarıdır. Karıştırma sırasında oluşan hava kabarcıklarını uzaklaştırmak için yüksek frekanslı ve düşük genlikli otomatik bir vibratör kullanılabilir. Vibratörün aşırı titreşim yapması istenmez. Aşırı titreşim, karışıma

daha fazla hava girmesine neden olur. Alçı karışımı, yüzeye hava kabarcığı çıkışı durana kadar vibratörde bekletilir.

En son karıştırma, vakum altında yapılırsa alçı karışımı içindeki hava kabarcıklarını tamamen uzaklaştırmak mümkün olabilir. Mekanik bir karıştırıcı kullanmak da önemli bir avantaj sağlar. Mekanik karıştırıcının bıçakları çok hızlı hareket ettiği için ufak boşluklardaki hava kabarcıkları dahi uzaklaştırabilir. Alçının uzun süre karıştırılması, oluşan alçı kristallerinin kırılıp son ürünün dayanıksız olmasına sebep olur. Bu nedenle elle yapılan karıştırma süresi yaklaşık 1-2 dakikada tamamlanmalıdır.

Uygun şekilde hazırlanmış bir alçı modelde sertleşme reaksiyonu bittikten sonra, oda sıcaklığı ve nemliliğinde modelin boyutları oldukça sabittir. Model eğer oda sıcaklığından daha yüksek sıcaklıktaki bir ortamda kurumaya bırakılırsa, alçı içindeki kristallenme suyu buharlaşarak uzaklaşır. Bu durumda dihidrat tekrar hemihidrata dönüşeceğiinden alçı modelde büzülme meydana gelir.

Alçı ortamın neminden de etkilenir. Nemden etkilenme, havadan alçı tozuna sertleşme reaksiyonunu başlatacak kadar suyun katılması ile olur. Bu durum, alçı tozundaki hemihidrat kristalinin üzerinde dihidrat kristalleri oluşmasına neden olur. Alçıdaki bozulmanın ilk göstergesi, sertleşme süresinin kısılmasıdır. Bu nedenle tüm alçı ürünleri kuru atmosferde ve kapalı kutu (nem geçirmez metal kutu) içinde saklanmalıdır (Can ve ark 2014).

3. 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. Cerrahi rehber plaklar ve 3 boyutlu ölçümler ise Ay Tasarım Ltd. Şti.' de yapılmıştır.

Çalışmada, bir adet alt anterior dişsiz akrilik modelin 33 ve 43 numaralı dişler bölgesine, birbirine paralel 2 adet implant yerleştirilmiştir (Şekil 3.1.). Kullanılan iki adet implantın özellikleri ve üretici firmaya ait bilgiler Çizelge 3.1.' de verilmiştir.



Şekil 3.1. Kemik düzeyi implant.

Çizelge 3.1. İmplantın özellikleri.

İmplantın Markası	Astra Tech Implant System
Ebatları	4.0 mm, 11 mm
Yüzey Özelliği	SLA
Adet	2 adet

Bu çalışmada, alt anterior dişsiz akrilik modele birbirine paralel olarak yerleştirilen implantların üç boyutlu konumlarının, kullanılan farklı ölçü materyallerine (polivinil siloksan ve polieter) ve üç farklı dental alçıya (tip 3, tip 4 ve tip 5) göre gösterecekleri lineer değişiklikler ve açılmalarda *in-vitro* olarak incelenmiştir.

3.1. Akrilik Modelin Hazırlanması

Hazır tam dişli alt çene modeli üzerinden, polivinil siloksan ölçü materyali kullanılarak prefabrik dişli kaşık ile ölçü alındı. Alınan ölçüye tip 4 sert alçı döküldü. Elde edilen tam dişli alt çene alçı modelinden anterior dişler kazındı. Sonrasında bu anterior dişsiz alçı model üzerinden, polivinil siloksan ölçü materyali kullanılarak prefabrik dişli kaşık ile ölçü alındı. Alınan ölçüye otopolimerizan akrilik rezin (Meliodent, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) tepilerek bir adet alt anterior dişsiz akrilik model elde edildi (Şekil 3.2.). Akril tepimi sonrasında elde edilen model 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 3.3.).



Şekil 3.2. Prefabrik tam dişli alt çene modeli, alçı model ve akrilik ana model.



Şekil 3.3. Otopolimerizan akril ve akrilden hazırlanmış ana model.

3.2. Modele Uygun Cerrahi Rehber Plakların Hazırlanması

Akrilik modele implantların planlanan konumlarda yerleştirilmeleri cerrahi rehber plaklar ile sağlandı. Hazırlanan alt anterior dişsiz akrilik modelde iki adet

implant 33 ve 43 numaralı diş bölgelerine, birbirine paralel olacak şekilde yerleştirildi. Modeldeki implantlar mezio-distal ve bukkolingual olarak birbirine paralel olacak şekilde dizayn edildi. Bunun için model, Activity 800 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-4447795 Bochum, Almanya) ile u boyutlu olarak taranıp implantların gelecekleri yerler model uzerinde belirlendi (şekil 3.4.). Tarayıcının modeli okuyabilmesi için model, beyaz su bazlı bir boya ile boyandı.



şekil 3.4. Optik tarayıcı.

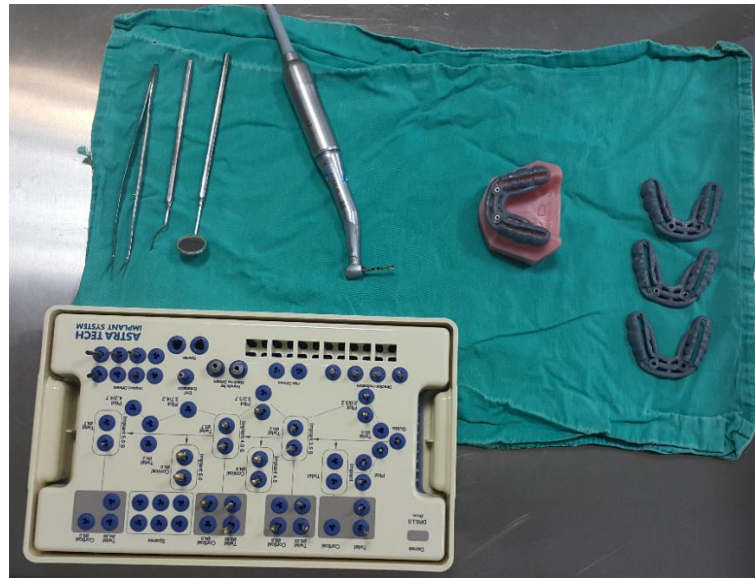
Elde edilen 3D tarama verisi, Rhinoceros yazılımına aktarıldı. Burada tarama verisi uzerine, planlanan dizayna uygun olarak implantlar birbirine paralel olacak şekilde 33 ve 43 numaralı diş bölgelerine yerleştirildi. Daha sonra bu yerleşim planına sadık kalınarak, Fused Deposition Modeling (FDM) yöntemiyle cerrahi rehber plaklar uzerildi. Cerrahi rehber plaklar, kullanılacak implant markasının frezlerine ve gerçek implant cerrahisinin aşamalarına uygun olacak şekilde, dört farklı frez giriş genişliğinde uzerildi (şekil 3.5.). Cerrahi rehber plakların akrilik model uzerine tam oturumu ve frez çaplarının plaklar uzerindeki deliklerden rahatlıkla geçtikleri kontrol edildi. Cerrahi rehber plakların model uzerine yerleştirilmesiyle implant yuvaları açıldı ve implantlar açılan boşluklardan planlanan konum ve paralellikte yerleştirildi.



Şekil 3.5. Ana model ve cerrahi rehber plaklar.

3.3. İmplantların Yerleştirilmesi

İmplant yuvalarını açmak için implanta ait cerrahi set (Dentsply, Mannheim, Almanya) kullanıldı (Şekil 3.6.). Cerrahi rehber plaklar model üzerine sabitlenerek, en dar çaplıdan geniş olana kadar yuvalar açılmaya başlandı. Boyun frezi ve yiv açıcı da kullanılarak kemik seviyesindeki implantlar planlanan yerlere, planlanan konumlarda yerleştirildi (Şekil 3.7.).



Şekil 3.6. İmplantların yerleştirilmesi öncesi hazırlık.



Şekil 3.7. İmplantların cerrahi rehber plaklar kullanılarak yerleştirilmesi.

3.4. Ölçü Aşaması

Alt anterior dişsiz akrilik modelin 33 ve 43 numaralı diş bölgelerine, birbirine paralel 2 adet implantın yerleştirilmesiyle akrilik model, ölçü prosedürleri için hazır hale getirildi (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8. İmplantların yerleştirilmesi sonrası ana model.

3.5. Ölçü Maddeleri İle Ölçü Alınması

Akrilik ana modelden, iki farklı ölçü maddesi (PVS ve PE) kullanarak indirekt ölçü tekniği ile ölçü alındı. Tüm ölçüler oda sıcaklığında ve aynı kişi tarafından alındı. Ölçü aşamasında, kullanılan implant markasının (Astra Tech, Dentsply, Mannheim, Almanya) indirekt ölçü tekniğine uygun ölçü parçaları ve implant analogları kullanıldı (Şekil 3.9.).



Şekil 3.9. Modele indirekt ölçü tekniği için üretilen ölçü parçalarının yerleştirilmesi.

3.5.1. Polivinil Siloksan İle Ölçü Alınması

Ölçü alma işleminden otuz dakika önce, prefabrik metal dişli kaşıkların tüm iç yüzeyine ve kenarlarından 2 mm taşacak şekilde dış yüzeyine kaşık adezivi (Universal Tray Adhesive, Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya) sürüldü (Şekil 3.10.).



Şekil 3.10. PVS kaşık adezivi ve adezivin uygulanması.

İndirekt ölçü tekniğine ait ölçü parçaları akrilik ana modeldeki implantlara bağlandı. Firmanın önerdiği şekilde, ölçü maddesinin kutusundan çıkan ölçükler kullanılarak yoğun kıvamlı polivinil siloksanın (Elite HD+, Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya) baz ve aktivatörü homojen şekilde karıştırıldı. Elde karıştırma sırasında polimerizasyonu olumsuz etkilememek için lateks içerikli bir maddeye temas edilmedi (Cook ve Thomasz 1986, Shillingburg ve ark 2010). Karıştırılan yoğun kıvamlı polivinil siloksan, yarım saat önce adeziv uygulanan prefabrik metal dişli 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. 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 ve ölçü parçalarının etrafı herhangi bir hata olmaması bakımından incelendi. Ana model üzerindeki ölçü parçaları gevşetilerek kullanılan implant firmasına ait implant analogları ile birleştirildi ve ölçü içerisine uygun pozisyonda yerleştirildi (Şekil 3.11.).



Şekil 3.11. PVS ölçü maddesi ve implant analogları yerleştirilmiş ölçüler.

3.5.2. Polieter İle Ölçü Alımı

Ölçü alma işleminden otuz dakika önce, prefabrik metal dişli kaşığın tüm iç yüzeyine ve kenarlarından 2 mm taşacak şekilde dış yüzeyine kaşık adezivi (Polyether Adhesive, 3M ESPE, Neuss, Almanya) sürüldü (Şekil 3.12.).

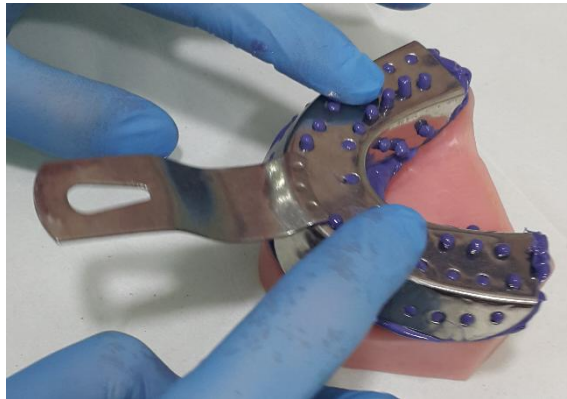


Şekil 3.12. PE kaşık adezivi ve adezivin uygulanması.

Yüksek viskozitedeki polieter ölçü maddesi (Impregum Penta H DuoSoft, 3M ESPE, Neuss, Almanya) Pentamix cihazında karıştırılıp doğrudan ölçü kaşığına aktarıldı. Düşük viskozitedeki polieter ölçü maddesi (Impregum Garant L DuoSoft, 3M ESPE, Neuss, Almanya) tabancaya (Mixpack, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirilip o firmaya ait tabanca ucuyla ana model üzerindeki ölçü parçalarının kole bölgelerine ve ölçü parçalarına komşu dişlerin okluzal yüzeylerine uygulandı (Şekil 3.13.). Daha sonra yüksek viskozitedeki polieter ölçü maddesi (Impregum Penta H DuoSoft, 3M ESPE, Neuss, Almanya) ile yüklenen kaşık akrilik ana model üzerine yerleştirilerek, küçük azı bölgelerinden bilateral parmak basıncı uygulandı (Şekil 3.14.). Çalışma oda sıcaklığında gerçekleştirildiğinden, ağız ortamı için geçerli olan ölçü maddesinin sertleşme süresinin iki katı kadar beklendikten sonra ölçü maddesi modelden ayrıldı. Ölçü yüzeyi ve ölçü parçalarının etrafı herhangi bir hata olmaması bakımından incelendi. Ana model üzerindeki ölçü parçaları gevşetilerek kullanılan implant firmasına ait implant analogları ile birleştirildi ve ölçü içerisine uygun pozisyonda yerleştirildi (Şekil 3.15.).



Şekil 3.13. Polieter ölçü maddesi.



Şekil 3.14. Polieter ölçü maddesinin uygulanması.



Şekil 3.15. PE ölçü maddesi ile alınmış ve implant analogları yerleştirilmiş ölçüler.

3.6. Alçı Modellerin Elde Edilmesi

36 adet polieter ve 36 adet polivinilsiloksan ölçü maddesi ile alınan toplam 72 adet ölçü ana modelden ayrıldı ve analoglarla bağlanan ölçü başlıkları ölçü içerisine yerleştirildi. Ölçü maddelerinde görülebilecek elastik geri dönüşüm için 24 saat beklendikten sonra ölçüler 12' şerli gruplar halinde tip 3 dental sert alçı (Elite Model, Zhermack, BadiaPolesine, İtalya) Tip 4 dental sert alçı (Elite Rock, Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya) ve tip 5 dental sert alçı (Marmorock E, Siladent, Almanya) (Şekil 3.16.) ile döküldü (Vigolo ve ark 2000, Hoist ve ark 2007). Firmanın önerileri göz önüne alınarak su/toz oranı 20 ml/ 100 gr olacak şekilde setten çıkan ölçeklerle ayarlandı ve 60 saniye sürede karıştırıldı. Hafif titreşim uygulanarak, alçı ölçü içerisine tek noktadan dökülmeye başlandı. Bu şekilde hava kabarcığı riski en aza indirilmeye çalışıldı.



Şekil 3.16. Tip 3, tip 4 ve tip 5 dental sert alçı

Sert alçının tamamen sertleşmesi için 2 saat bekletildikten sonra tüm ölçüler alçıdan ayrıldı (Herbst ve ark 2000, Filho ve ark 2009). Elde edilen alt çene alçı modelleri, düzgün bir platform sağlamak için silikon kalıplara gömüldü (Şekil 3.17.).



Şekil 3.17. Alçı modellerin silikon kalıplara gömülmesi

Elde edilen 72 adet alçı model kullanılan ölçü maddesi ve dental sert alçı tipine göre gruplandırıldı (Şekil 3.18.), (Çizelge 3.2.). 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).



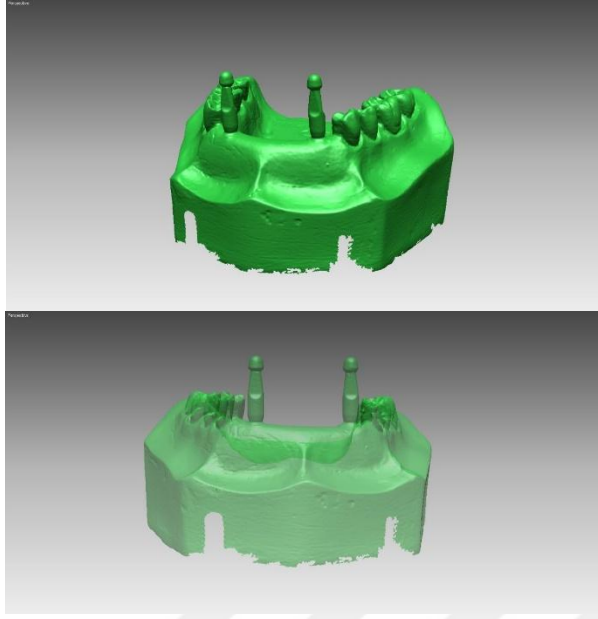
Şekil 3.18. Alçı modeller.

Çizelge 3.2. Hazırlanan alçı modellerin gruplandırılması.

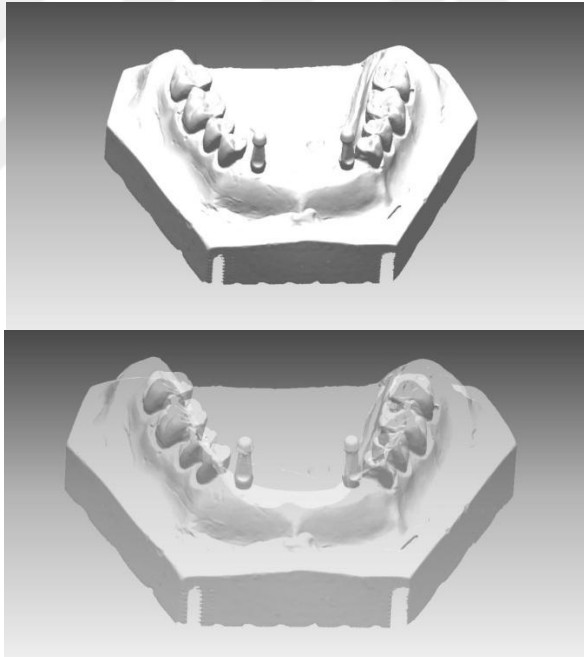
Kullanılan alçı tipi	Polivinil siloksan	Polieter
Tip 3 sert alçı	12 adet alçı model	12 adet alçı model
Tip 4 sert alçı	12 adet alçı model	12 adet alçı model
Tip 5 sert alçı	12 adet alçı model	12 adet alçı model

3.7. Ölçümlerin Yapılması

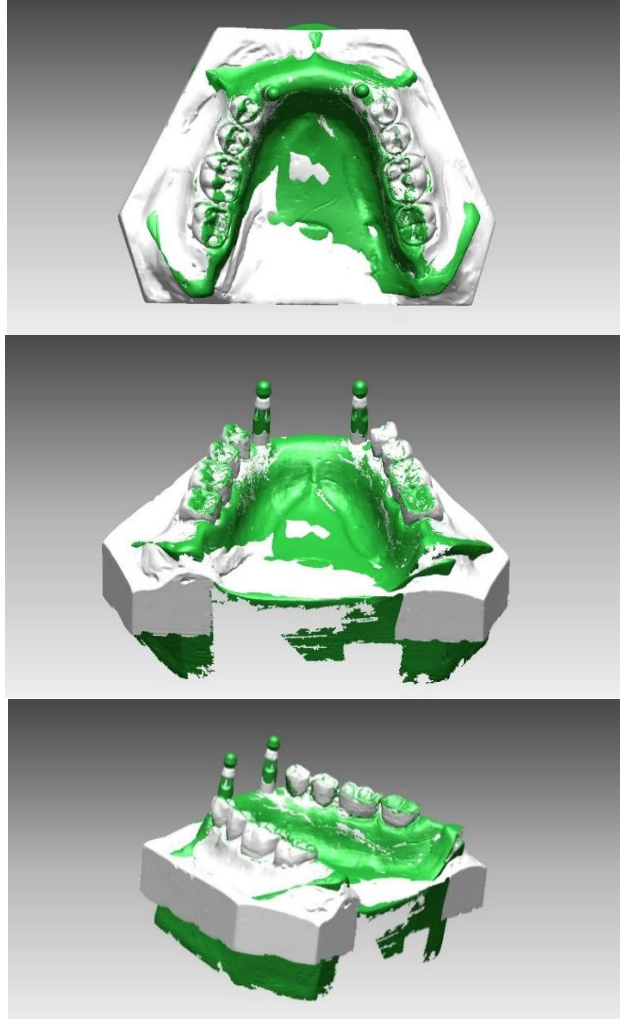
Çalışmanın ölçümleri Ay Tasarım Ltd. Şti'de (Ankara) yapıldı. Alçı modellere uygun ölçü parçaları yerleştirildi. Analizlerin yapılabilmesi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 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. Ana model ve yetmiş iki adet alçı model SmartOptics tarayıcısında tarandı ve STL formatında VRMesh yazılımına aktarıldı (Şekil 3.19.) (Şekil 3.20.). Master model sabit kabul edilerek, diğer taraması yapılan alçı modeller VrMesh yazılımında üst üste çakıştırıldı (Şekil 3.21.).



Şekil 3.19. Ana modelin 3 boyutlu optik tarayıcı ile elde edilen görüntüsü.

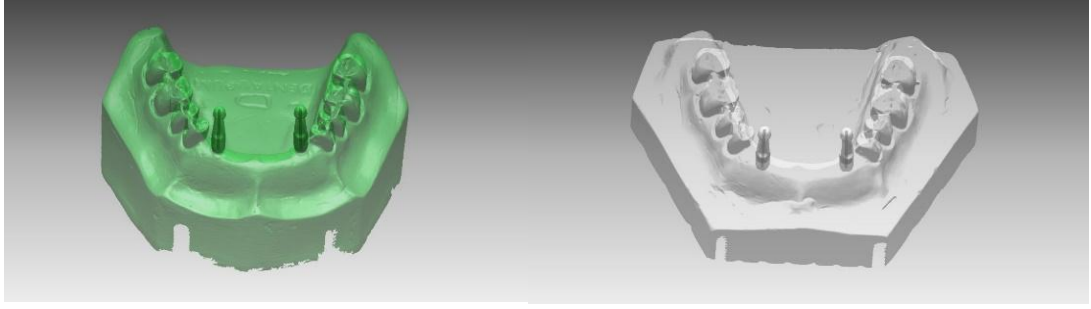


Şekil 3.20. Alçı modelin 3 boyutlu optik tarayıcı ile elde edilen görüntüsü.

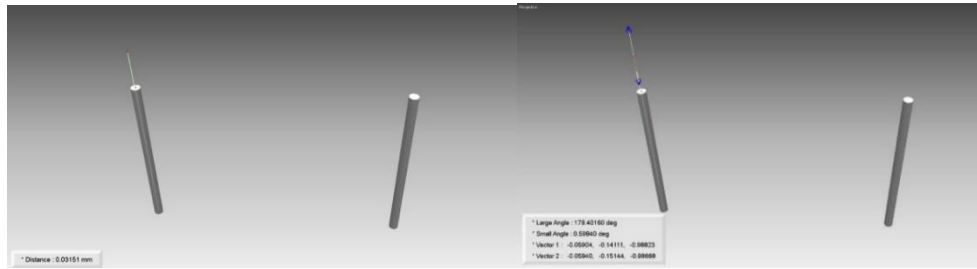


Şekil 3.21. Ana model ile alçı modelin çakıştırılmış hali.

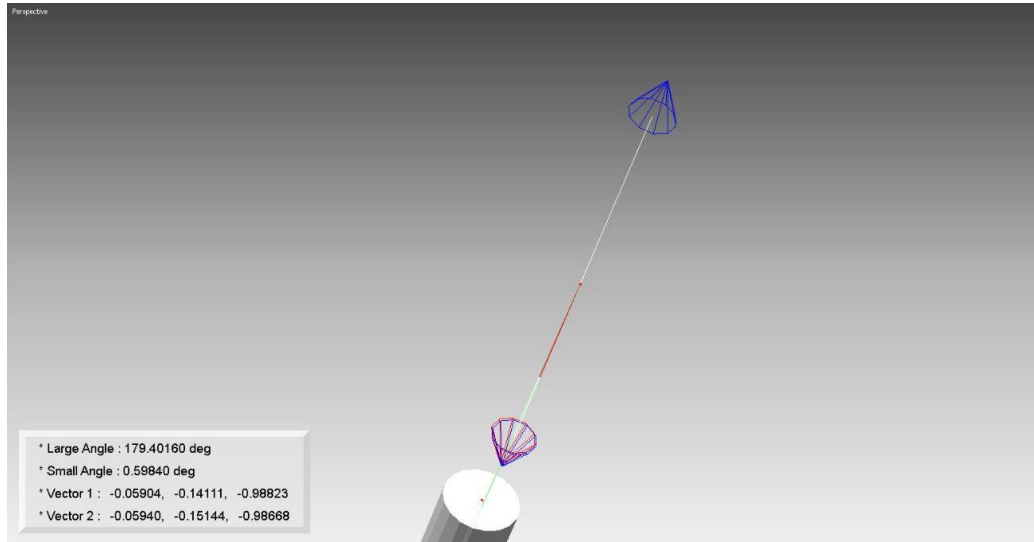
Analogların tam orta ekseninde temsili pinler modellendi ve tarama modellerinin atılmasıyla, ana modeller ve alçı modellerdeki pinlerin üst üste çakıştırılmış görüntüleri elde edildi (Şekil 3.22.). Oturtulan pinlerin tam orta noktalarının çakıştırılması ile aradaki fark mm cinsinden hesaplandı ve lineer yer değiştirme (deplasman) farkları kaydedildi. Pinlerin apikal ve koronal noktalarının kesiştirilmesi ile de her ölçü materyali ve dental sert alçı tipi için ana model ve alçı modelleri arasındaki konumsal ve açısal yer değiştirme oranları hesaplandı (Şekil 3.23.) (Şekil 3.24.). Yapılan bütün ölçümler Excell dosyasına kaydedildi.



Şekil 3.22. Ana model ile alçı modeldeki analoglar üzerinde temsili pinlerin modellenmesi.



Şekil 3.23. İmplantların mesafe ve açı ölçümlerinin yapılması.



Şekil 3.24. Ölçümleri yapılan implant örneği.

4. BULGULAR

Farklı ölçü materyali (PVS, PE) ve farklı dental sert alçı (tip 3, tip 4, tip 5) kullanılarak hazırlanan 72 adet alçı model üzerindeki implant analoglarının açısall sapma miktarları derece cinsinden ve lineer yer değıştirme miktarları mm cinsinden hesaplanmıştır.

Bu çalışmada veriler IBM SPSS V23 programı ile analiz edilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluğunun incelenmesi amacıyla Shapiro Wilk normallik testi kullanılmıştır. İmplant analoglarının, ölçü maddesi ve alçı tipine göre lineer yer değıştirme (distance) ve açısall sapma (angle) değeri MANOVA analizi ile değerlendirilmiştir. Elde edilen analiz sonuçları ortalama ve standart sapma değeri ile açıklanmıştır. Önem düzeyi $p < 0,05$ olarak alınmıştır.

Çizelge 4.1. Ölçü maddesi ve alçı tipine göre lineer ve açısall yer değıştirme ortalama değeri ve standart sapmalarının karşılaştırılması.

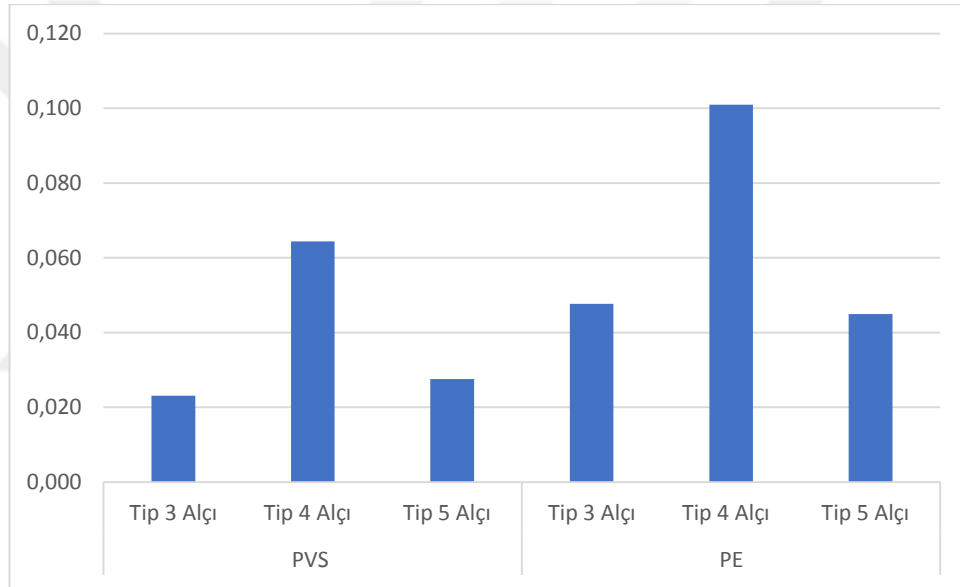
Ölçüm		Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p
Mesafe	Ölçü Maddesi	0,025	1,000	0,025	1,910	0,169
	Alçı Tipi	0,070	2,000	0,035	2,719	0,069
	Ölçü Maddesi* Alçı Tipi	0,002	2,000	0,001	0,087	0,916
Açı	Ölçü Maddesi	0,082	1,000	0,082	0,230	0,632
	Alçı Tipi	0,361	2,000	0,181	0,508	0,603
	Ölçü Maddesi* Alçı Tipi	0,151	2,000	0,076	0,213	0,808

F: Varyans analizi test istatistiği, sd: serbestlik derecesi

İmplantların lineer ve açısall yer değıştirme ortalama değeri ve standart sapmalarının değışimi, MANOVA analiz yöntemi ile incelenmiştir. Analiz sonucunda ölçü maddeleri arasında, implantların lineer ve açısall yer değışimleri üzerindeki etkileri bakımından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p değeri sırasıyla 0,169 ve 0,632). Kullanılan alçı tipleri arasında da implantların lineer ve açısall yer değışimleri üzerindeki etkileri bakımından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p değeri sırasıyla 0,069 ve 0,603). Ölçü maddesi ve alçı tipi etkileşimlerinin de implantların lineer ve açısall yer değışimleri üzerinde anlamlı bir etkisi bulunmamıştır (p değeri sırasıyla 0,916 ve 0,808) (çizelge 4.1.).

Çizelge 4.2. Ölçü maddesi ve alçı tipine göre lineer yer değiştirme miktarının ortalama ve standart sapma değerleri.

Lineer yer değişimi			
Ölçü Maddesi	Dental Alçı	Ortalama	S.Sapma
PVS	Tip 3 Alçı	0,023	0,019
	Tip 4 Alçı	0,064	0,234
	Tip 5 Alçı	0,028	0,019
PE	Tip 3 Alçı	0,048	0,039
	Tip 4 Alçı	0,101	0,140
	Tip 5 Alçı	0,045	0,029



Şekil 4.1. Ölçü maddesi ve alçı tipine göre lineer yer değiştirme miktarının ortalama değer grafiği.

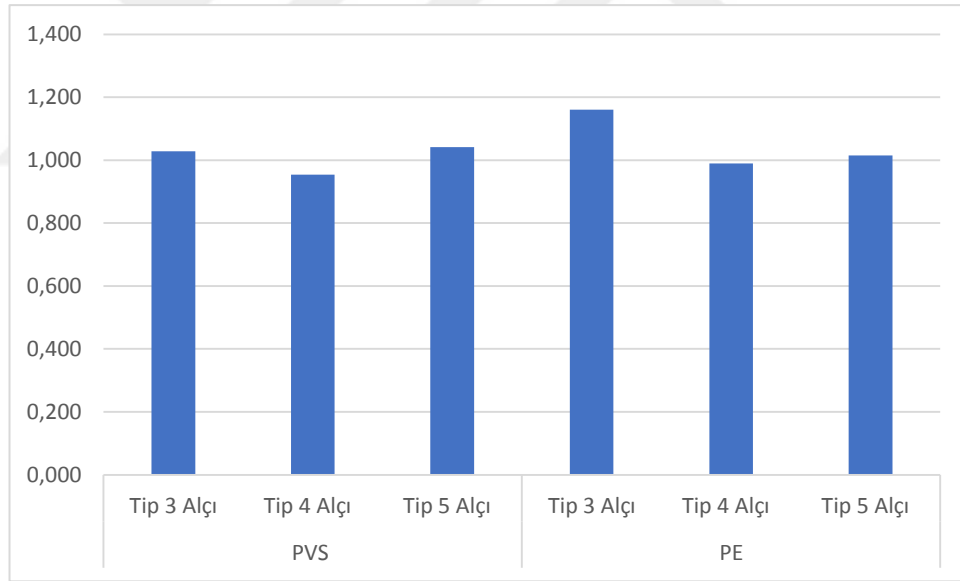
PVS ile alınan ölçülerde implantlar, en az lineer yer değiştirmeyi tip 3 alçı kullanımında en fazla lineer sapmayı ise tip 4 alçı kullanımı ile göstermiştir. Bununla birlikte implantlar, tip 3 ve tip 5 alçı kullanımında benzer değerlerde lineer yer değiştirme göstermiştir.

PE ile alınan ölçülerde implantlar, en az lineer yer değiştirmeyi tip 5 alçı kullanımında, en fazla lineer sapmayı ise tip 4 alçı kullanımı ile göstermiştir. Bununla birlikte implantlar tip 3 ve tip 5 alçı kullanımında benzer değerlerde lineer yer değişimi göstermiştir.

Kullanılan ölçü maddeleri karşılaştırıldığında PVS ile alınan ölçüler, PE'ye göre tüm alçı tipleri için implantlarda daha az lineer yer değiştirmeye neden olmuştur.

Çizelge 4.3. Ölçü maddesi ve alçı tipine göre açısal yer değiştirme miktarının ortalama ve standart sapma değerleri.

Açısal yer değişimi			
Ölçü Maddesi	Dental Alçı	Ortalama	S.Sapma
PVS	Tip 3 Alçı	1,028	0,563
	Tip 4 Alçı	0,954	0,502
	Tip 5 Alçı	1,041	0,602
PE	Tip 3 Alçı	1,160	0,762
	Tip 4 Alçı	0,990	0,599
	Tip 5 Alçı	1,016	0,509



Şekil 4.2. Ölçü maddesi ve alçı tipine göre açısal yer değiştirme miktarının ortalama değer grafiği.

PVS ile alınan ölçülerde implantlar, en az açısal yer değiştirmeyi tip 4 alçı kullanımında göstermiştir. Bununla birlikte tip 3, tip 4 ve tip 5 alçı kullanımında implantlarda görülen açısal yer değişim değerleri birbirine çok yakındır.

PE ile alınan ölçülerde implantlar, en fazla açısız sapmayı tip 3 alçı kullanımında göstermiştir. Bununla birlikte tip 3, tip 4 ve tip 5 alçı kullanımında implantlarda görülen açısız yer değışim değeri birbirine yakındır.

Kullanılan ölçü maddeleri karşılaştırıldığında, PVS ile alınan ölçüler implantlarda, PE ile benzer değeri açısız yer değıştirmeye neden olmuştur.



5. TARTIŞMA

Osseointegre implantlar doğal dişlerde olduğu gibi periodontal ligament ile çevrili değildir. Bundan dolayı osseointegre implantlar kemik içinde, sadece kemiğin elastisitesine bağlı olarak çok az miktarda hareket ederler (Sorrentino ve ark 2010). Doğal dişler, apikal yönde 150-500 mikron ve lateral yönde 70 mikron hareket eder. İmplantlar ise 2-7 mikron intrüzyona uğrarlar (K. Özkan 2012). Bu nedenle implantlar, üst yapıdaki herhangi bir uyumsuzluğu tolere edemezler. Günümüzde protetik uyumsuzluğun abutment, vida, protetik restorasyon ya da implant parçalarında oluşabilecek mekanik komplikasyonları ve okluzal uyumsuzlukları artırdığı kabul edilmektedir (Del'Acqua ve ark 2008, Jo ve ark 2010). Marjinal uyumsuzlukların plak birikimini artırdığı ve implant çevresindeki yumuşak dokuyu olumsuz yönde etkilediği de yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (Del'Acqua ve ark 2008). İmplant komponentleri ve protez arasındaki uyumsuzluk; vida gevşemesi, vida kırığı, plak akümülyasyonunda artış hatta osseointegrasyon kaybı ve implant kırığı gibi mekanik ve/veya biyolojik komplikasyonlara neden olabilmektedir (Sahin ve Çehreli 2001, Duygu ve ark 2013).

İmplant destekli bir protezin uzun süreli klinik başarısı restorasyonun pasif uyumuna bağlıdır. Pasif uyum implant, protetik sistem ya da çevre kemik dokuda statik bir stres oluşturmeyen restorasyonun uyumu olarak adlandırılır (Jo ve ark 2010). Yapılan çalışmalarda, implant üst yapısında pasif uyumu sağlamanın mümkün olmadığı bildirilmiştir. Bununla birlikte pasif uyuma yaklaşılabilmek ve çalışma modeli boyutsal değişimini en aza indirebilmek için implantların ağız içindeki üç boyutlu konumlarının ve birbirleriyle ilişkilerinin ana modele doğru transfer edilmesi gerektiği vurgulanmıştır (Wee 2000, Assunção ve ark 2008). Hassas bir dental implant modelinin hazırlanması ölçü tekniği, splintleme yöntemleri ve materyalleri, ölçü maddesi, implantların sayısı ve açılması, model elde etme tekniği gibi birçok faktör ile ilişkilidir. Bu tez çalışmasında, implant destekli protezlerde kullanılan farklı ölçü materyallerinin ve farklı model alçılarının, implantların çalışma modeline transferini nasıl etkiledikleri araştırılmıştır.

İmplant destekli protezlerde ölçü hassasiyetini değerlendirmek için yapılan birçok çalışmada, ark formunu taklit etmeyen üçgen, kare, dikdörtgen veya yuvarlak modeller kullanılarak ana modeller hazırlanmıştır (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 üzerinden alınan ölçüler modelden uzaklaştırılırken, ölçü maddesine uygulanan stres hasta ağızındaki durumu 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 nedenle bu çalışmada ana model, prefabrik tam dişli alt çene modeli kullanılarak hazırlanmıştır.

Choi ve ark (2007)'ı eksternal bağlantılı implantlarda ölçü parçalarının kısa hegzagon bağlantıya, internal abutment bağlantısı olan implantların ölçü parçalarının ise uzun ve paralele yakın duvarları olan bağlantıya sahip olduğunu belirtmiştir. Bundan dolayı internal bağlantıya sahip ölçü başlıklarında implant boynu ile ölçü başlığı arasında daha rijit bir bağlantı olduğunu bildirmiş ve internal bağlantılı ölçü başlıklarının eksternal bağlantılı olanlara göre rotasyonel kuvvetlere daha dirençli olduğunu savunmuştur. Bununla birlikte, internal bağlantıya sahip implantlarda ölçünün uzaklaştırılması sırasında, daha fazla zorluk yaşanacağını vurgulamıştır. Yine aynı araştırmacılar, özellikle implant sayısının fazla olduğu durumlarda, implant seviyesinde ölçü almanın, abutment seviyesinde alınan ölçüye göre birçok avantajı olduğunu bildirmişlerdir. İmplant düzeyinde ölçü alımı, abutmentlerin alçı model üzerinde seçilebilmesini ve açılı yerleştirilmiş implantların üzerine yapılacak restorasyonun giriş yolunun ayarlanabilmesini sağlar. Böylece, yapılacak restorasyonunun pasif uyumunun sağlanmasına katkıda bulunur (Choi ve ark 2007). Bu nedenlerle bu çalışmada, internal bağlantılı ölçü başlıkları kullanılarak, implant seviyesinde ölçü yöntemi tercih edildi.

Plastik ve metal ölçü kaşıklarının ölçü hassasiyetine etkisinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, metal yani rijit ölçü kaşıklarının kullanımında, daha hassas ölçülerin elde edildiği gösterilmiştir (de Avila ve ark 2012). İmplant destekli protezlerin ölçüsünde kişisel ya da prefabrik ölçü kaşıkları kullanılır. Ölçü materyalinin ölçü kaşığına tutunmasını arttırmak için kullanılan kaşık adezivinin, kaşık iç yüzeyinde her alana homojen ve aynı kalınlıkta uygulanması gerekir (Ceyhan ve ark 2003). Bu çalışmada da kullanılan ölçü maddesine ait kaşık adezivi, üreticinin talimatlarına uygun olarak, prefabrik metal ölçü kaşığının iç yüzeyine ve kenarlarından 2 mm taşacak şekilde dış yüzeyine tek tabaka halinde ve homojen şekilde uygulandı.

Ölçünün uzaklaştırılması sırasında uygulanan rotasyonel ve çekme kuvvetlerine karşı, vidalı kare ölçü başlıkları konik şekilli ölçü başlıklarına göre daha fazla direnç gösterir (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 hekim için karışık ve zaman alıcı olan splintleme tekniklerini ortadan kaldırmak amacıyla, kare şekilli başlıklarda bir takım değişiklikler yapılması tavsiye edilmiştir. Bunlar, ölçü başlıklarının kumlama ile pürüzlendirilmesi, başlıkların ölçü adezivi ile kaplanması ve başlıklar üzerine akrilden çıkıntılar yapılması gibi yöntemlerdir. Ölçü başlıklarında yapılan modifikasyonların ölçü hassasiyetine etkisinin araştırıldığı çalışmalarda, bu modifikasyonların, ölçünün uzaklaştırılması sırasında ölçü içindeki başlığın hareketini azalttığı ve hassasiyeti artırdığı bildirilmiştir (Liou ve ark 1993, Herbst ve ark 2000, Vigolo ve ark 2000, 2003, Assuncao ve ark 2008, Assuncao ve ark 2008, Ghanem ve ark 2016). Bunların yanında, getirdiği avantajlardan dolayı birçok araştırmacı, ölçü başlıklarını splintlenmeyi tavsiye etmiştir. Ölçü alımından önce ölçü başlıklarının birbirine splintlenmesi, implant analoglarının başlıklara bağlanması sırasında, ölçü başlıklarında oluşabilecek rotasyonu önler ve stabilizasyonu artırır (Assif ve ark 1999, Vigolo ve ark 2003). Otopolimerizan akrilik rezin (GC Pattern Resin, Duralay II), prefabrik akrilik splint, metal splint, kayıt kapanış silikonu/polieteri gibi splint materyalleri birçok çalışmanın araştırma konusu olmuştur (Cabral ve Guedes 2007, Cerqueira ve ark 2012, Buzayan ve ark 2013). Bizim çalışmamızda ölçüler indirek teknik ile alındığı için ölçü başlıkları, ölçü maddesi ile birlikte uzaklaştırılmaz. Bu nedenle çalışmada, indirek teknik için daha uygun olan konik ölçü başlıkları kullanıldı ve ölçü başlıklarına herhangi bir yüzey işlemi ve splintlenme yapılmadı.

Geleneksel olarak kullanılan iki farklı ölçü tekniği vardır. Bunlar açık kaşık ölçü tekniği (direkt teknik, pick-up tekniği) ve kapalı kaşık ölçü tekniği (indirekt teknik, transfer tekniği) olarak adlandırılır. Bazı implant üreticileri snap-on, snap-fit veya press-fit adı verilen plastik bir başlık ve metal ölçü kopinginden oluşan bir sistem geliştirmişlerdir. Bu tip koping sisteminde, kopingin üzerindeki plastik parça ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra ölçü materyalinin içinde kalır. Daha sonra ağızdaki implanta vidalanan metal ölçü kopingi implanttan ayrılarak implant analogu ile birleştirilip, ölçü içerisindeki plastik parça içine yerleştirilir. Üretici firmalar bu

sistemde, ölçü kopinginin ölçü içerisine tekrar yerleştirilmesi sırasında oluşabilecek hataların elimine edilebileceğini öne sürmektedirler. Snap-on tekniği klinik olarak pratik olması, press-fit ölçü kopinglerinin manipülasyonunun kolay olması, hastaya ve hekime konfor sağlaması ve zamandan tasarruf sağlaması gibi özellikleri ile son yıllarda popüler hale gelmiştir. Teknikde, press-fit koping tasarımı sayesinde kopingin ölçü maddesi ile birlikte uzaklaştırılması sağlanır. Bu özelliğinden dolayı hem açık kaşık hem de kapalı kaşık ölçü tekniklerinin avantajlarına sahiptir. Bu sayede press-fit ölçü kopingleri, ölçü kopinglerinin ölçü materyali içindeki hareketinin engellenmesine yardımcı olur. Snap-on tekniği güvenilir bir teknik olarak karşımıza çıksa da üzerinde daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir (Nissan ve Ghelfan 2009). Walker ve ark (2008)'ı üç implant kullanarak snap-on tekniği ile indirekt tekniği karşılaştırdıkları çalışmalarında, indirekt teknik ile daha doğru alçı modeller elde ettiklerini bildirmişlerdir. Araştırmacılar bu sonucu, ölçünün uzaklaştırılması sırasında snap-on tekniğinde kullanılan plastik başlıklarda oluşabilecek distorsiyonla ilişkilendirmiş ve alternatif olarak plastik yerine metal transfer parçalarının üretilebileceğini öne sürmüşlerdir (Walker ve ark 2008). Lee ve ark (2008)'nın 1980 ve 2008 yılları arasında yayınlanan çalışmaları inceleyerek hazırladıkları derlemelerinde, pick-up ve transfer ölçü tekniklerinin karşılaştırıldığı 14 çalışmanın 5'inde pick-up tekniği, 2'sinde transfer tekniği daha fazla doğruluk göstermiştir. Kalan 7 çalışmada ise pick-up ve transfer teknik arasında fark bulunmamıştır. Çoğu çalışma 3 veya daha az implant kullanıldığında pick-up ve transfer teknik arasında fark olmadığını, 4 veya daha fazla implant kullanıldığında ise pick-up tekniğinin daha yüksek doğruluk gösterdiğini vurgulamıştır (Lee ve ark 2008). Total ve parsiyel dişsizlikte implant ölçü doğruluğunun değerlendirildiği başka bir derlemede 72 adet invitro ve 4 adet klinik çalışma olmak üzere toplam 76 adet çalışma incelenmiştir. Çalışmalarda tam dişsizlikte, direk ölçü tekniği indirek ölçü tekniğine göre daha doğru sonuçları verirken parsiyel dişsizlik durumunda, ölçü teknikleri arasında ölçü doğruluğu açısından belirgin bir fark bulunmamıştır (Papaspriyidakos ve ark 2014). Biz de çalışmamızda, parsiyel dişsiz (anterior dişsiz) alt çene modelinin 43 ve 33 numaralı bölgelerine yerleştirilen iki implant üzerinden ölçü aldığımız için ölçü tekniğinin ölçü hassasiyetine anlamlı bir etkisinin olmayacağını düşünerek, tek bir ölçü tekniği (indirek teknik) kullanmayı tercih ettik.

Eksternal ve internal bağlantılı implantlarda ölçü tekniğinin ve implant açılanmasının ölçü hassasiyetine etkisinin incelendiği bir çalışmada, 4 internal-hex ve 4 eksternal-hex bağlantılı olmak üzere toplam sekiz adet implant, düz veya açılı olarak yerleştirilmiştir. Araştırmanın sonucunda, ölçü tekniğinin ve implant açılanmasının eksternal bağlantılı implantların ölçü hassasiyetine anlamlı bir etkisinin olmadığı, internal bağlantılı implantların ölçü hassasiyetine ise sadece implant açılanmasının anlamlı etkisinin olduğu bildirilmiştir. Ölçü doğruluğunda en büyük sapmayı ise en fazla açılıya sahip olan implantın gösterdiği bulunmuştur (Mpikos ve ark 2012). Jang ve ark (2011)'ı düz ve açılı yerleştirilen internal bağlantılı implantlardan implant seviyesi ölçü almışlardır. Bu ölçülerden elde edilen çalışma modellerinde, 15°'den daha az açıyla yerleştirilen implantların doğru şekilde transfer edildikleri ancak 20° açılı implantların transferinde, diğer gruplara göre önemli ölçüde sapma görüldüğü bildirilmiştir. Yine başka bir çalışmada, farklı derinlik ve açılarda yerleştirilen implantlarda, çeşitli ölçü tekniklerinin ana modelin doğruluğuna etkisi değerlendirilmiştir. Araştırmanın sonucunda ölçü tekniğinin, farklı derinlik ve açıda yerleştirilmiş implantların alçı modellerinin doğruluğunu etkilediği görülmüştür (Martínez-Rus ve ark 2013). Çalışmamızda, farklı ölçü maddesi ve model alçısının, implantların çalışma modeline üç boyutlu transferini nasıl etkilediklerini öğrenmek istediğimiz için implantları açılı yerleştirmek, çalışmamızın sonuçlarını etkileyebileceğinden, implantları birbirine paralel ve düz olarak yerleştirdik. Bununla birlikte tek bir ölçü tekniği kullanarak ölçü tekniğini sabit tutup, ölçü maddeleri ve model alçıları arasında karşılaştırma yapmak ve ölçü başlıklarının implantın platformuna tam olarak oturduğundan emin olmak istediğimiz için implantları subgingival olarak değil, implant platformu kretle aynı okluzal seviyede olacak şekilde yerleştirdik.

İmplant destekli protetik restorasyonlarda kullanılan ölçü maddesi, ölçü doğruluğunu etkileyen en önemli faktörlerden biridir. En sık kullanılan implant ölçü materyalleri elastomerlerdir. Elastomerik ölçü materyalleri ile ölçü alınımından sonra ölçü maddesinde oluşan elastik deformasyonun geri dönüşümü için ölçüler, oda sıcaklığında 24 saat bekletildikten sonra dökülmelidir (Lorenzoni ve ark 2000, Vigolo ve ark 2000, Holst ve ark 2007). Bu çalışmada da, elastomerik ölçü materyallerinde oluşacak elastik geri dönüşümü beklemek için alınan ölçüler, 24 saat sonra döküldü.

İmplant üstü protezlerde en sık kullanılan ve tavsiye edilen elastomerler, PE ve PVS'lerdir. Assuncao ve ark (2004)'nın farklı implant ölçü materyallerini karşılaştırdıkları çalışmada, polisüfit, kondenzasyon silikonu, PVS ve PE ölçü maddeleri değerlendirilmiş ve en iyi materyallerin PVS ve PE olduğu bulunmuştur (Assuncao ve ark 2004). Bunların yanında 2009 yılında, polieter ve polivinilsiloksan bileşenlerinin kimyasal bir kombinasyonu olan, Vinil Polieter Silikon(VPES), Vinilsiloksanoeter veya Polivinilsiloksaneter (PVSE) olarak adlandırılan yeni bir ölçü materyali piyasaya sürülmüştür. VPES son yıllarda popüler hale gelen elastomerik ölçü materyalidir. Temel olarak PVS'den oluşan materyalin içine hidrofilik özelliği arttırmak amacıyla %5-%20 oranında polieter ilave edilmiştir (Nassar ve ark 2013). VPES'in PVS'de bulunan üstün yırtılma direnci ve boyutsal stabilite özelliğine ve polieterde bulunan hidrofilik ve ıslanabilirlik özelliğine sahip olduğu belirtilmektedir (SOHMURA ve ark 2004, Balkenhol ve ark 2009, Enkling ve ark 2012). Çalışmamızda, implant ölçülerinde uzun yıllardır kullanılan ve implant ölçüleri için uygun oldukları birçok çalışma ile kanıtlanmış olan PVS ve PE ölçü maddeleri kullanıldı.

Wee ölçü materyallerini karşılaştırdığı çalışmasının sonucuna dayanarak, orta viskozitedeki polieterin veya yüksek viskozitedeki ilave silikonun direk implant ölçü tekniği ile kullanılabilmesini açıklamıştır (Wee 2000). Farklı viskozitede ölçü maddesi (polieter medium-body veya polieter heavy-body) kullanarak alçı modelin doğruluğunun değerlendirildiği başka bir çalışmada, implantların çalışma modeline transferinde, ölçü maddesinin viskozitesinin anlamlı bir etkisinin olmadığı bulunmuştur (Walker ve ark 2008). Wenz ve ark (2008)'nin farklı implant ölçü karıştırma metodlarını karşılaştırdıkları çalışmada, putty-light body PVS iki aşamalı teknik kullanıldığında implant transferinin doğruluğu, putty-light body PVS/PE tek aşamalı teknik ve orta kıvamlı PVS/PE tek aşamalı tekniğe göre önemli ölçüde düşük bulunmuştur. Bundan dolayı araştırmacı iki aşamalı karıştırma tekniğinin implant ölçüsünde tavsiye edilemeyeceğini bildirmiştir (Wenz ve ark 2008). Bu nedenle, çalışmamızda ölçüleri, putty-light body PVS ve heavy body- light body PE ölçülerini kullanarak tek aşamalı karıştırma tekniği ile aldık.

İmplant destekli protezlerin geleneksel fabrikasyonunda, dental alçıdan hazırlanan çalışma modelleri kullanılır. Doğru bir çalışma modeli elde etmek için modellerin hazırlanma tekniği ve kullanılan model materyali son derece önemlidir

(Hsu ve ark 1993, Wee ve ark 2002). Geçmişte, çalışma modellerinin özelliklerini (özellikle yüzey sertliği, abrazyona direnç ve detay verebilirlik) geliştirmek amacıyla, epoksi rezin dahil farklı materyaller kullanılmıştır (Duke ve ark 2000). Ancak karşılaşılan en büyük problem, boyutsal kararsızlığa neden olan belirgin polimerizasyon büzülmesi olmuştur. Bu nedenle, çalışma modelinin hazırlanmasında genellikle tip4 ve tip5 dental sert alçı kullanılır (Millstein 1992, Kenyon ve ark 2005, Chang ve ark 2012). Dental alçıların karakteristik özelliği, sertleşme sürecinde genişleme göstermeleridir. Sertleşme genişmesi kullanılan alçı tipine bağlı olarak %0.08 ve % 0.2 aralığında değişir (FINGER 1980). ADA'nın 25 nolu sınıflandırmasında, dental alçının % 0,2'lik bir genişleme gösterebileceği ve bu genişlemenin, çalışma modelindeki yer değiştirmeyi önemli ölçüde etkileyeceği bildirilmiştir (Materials ve Devices 1972). Genellikle ilk 24 saatte gözlenen sertleşme genişmesinin neredeyse %75'i ilk bir saat içinde gerçekleşir. Bununla birlikte, sertleşme genişmesinin 96 saat boyunca devam ettiği gösterilmiştir (Heshmati ve ark 2002). Bu genişmenin, implant destekli protezin pasif uyumunu olumsuz yönde etkilemediği bildirilmiştir (Chang ve ark 2012). Bu görüşe karşı çıkan araştırmacılar da vardır (Wee ve ark 1998, Wise 2001). Biz de çalışmamızda, farklı dental alçıların, implantların çalışma modeline üç boyutlu transferini nasıl etkilediklerini karşılaştırdık. Bu nedenle, çalışmamızda alınan ölçüleri dökmek için üç farklı (tip 3, tip 4 ve tip 5) dental alçı kullandık. Kullandığımız alçıların döküldükten 2 saat sonra gösterecekleri, üretici firmanın bildirdiği sertleşme genişme değerleri; tip 3 için % 0,04, tip 4 için % 0,08 ve tip 5 için % 0,25'dir. Hazırlanan alçıların su-toz oranları, tip 3 alçı için 30 ml/100 gr iken tip 4 ve tip 5'de 20 ml/100gr'dır. Elde edilen alçı modeller, sertleşme genişmesi için oda sıcaklığında 24 saat bekletildikten sonra ölçümlere geçilmiştir.

Ana modeldeki implantın ve alçı modeldeki implant analoglarının konumlarının ölçülebilmesi referans alınan noktanın konumuna göre 'göreceli' ya da 'gerçek' olmak üzere iki şekilde yapılır (Nicholls 1978). Referans noktası model üzerinde ise değerlendirme 'gerçek' ya da 'model-implant ilişkisi' şeklinde, referans noktası model üzerinde bulunan implant ya da dayanak üzerindeyse ölçüm 'göreceli' ya da 'implant-implant ilişkisi' şeklinde yapılır (Herbst ve ark 2000, Vigolo ve ark 2000, Akca ve Cehreli 2004). Özellikle çok üyeli implant sistemlerinde protez, dayanaklar aracılığıyla birleştirilen implantlar üzerine yapılacağından, referans

noktasının dayanak veya implant üzerinde yer alması ile implantlar arası ilişki daha iyi şekilde değerlendirilir. Yapılan çalışmalarda da referans noktasının, implant veya dayanak üzerinde belirlendiği çok üyeli implant sistemlerinde ‘göreceli’ ölçümlerin, klinik koşullara daha yakın sonuçlar ortaya koyduğu gösterilmiştir (Akca ve Cehrelı 2004, Vigolo ve ark 2004, Cabral ve Guedes 2007, Lee ve ark 2008). Bu çalışmada da, modeller arası ve modellerdeki implant-implant etkileşimini incelemek amacıyla ölçümlerin göreceli olarak yapılması tercih edildi.

İmplant ölçülerinin ve bu ölçülerden elde edilen alçı modellerin doğruluğunun değerlendirildiği birçok çalışmada farklı ölçüm teknikleri kullanılmıştır. 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 kullanılmıştır. Jemt ve Lie’nin 1995 yılında yaptığı çalışmadan elde edilen 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.

Farklı dental alçılardan elde edilen alçı model üzerinde hazırlanan implant destekli vida tutuculu barın pasif oturumunun değerlendirildiği bir çalışmada, üç eksternal hegzagonal bağlantılı implant polyoxymetilen bloğa yerleştirilmiştir. PVS ölçü maddesi ve metal splint kullanılarak açık kaşık ölçü tekniği ile ölçüler alınmıştır. Alınan ölçüler farklı tipteki (tip 3, tip 4 ve tip 5) dental alçılarla dökülmüştür. Elde edilen alçı model üzerinde hazırlanan vida tutuculu bar, pasif oturumun değerlendirilmesi için ana modele yerleştirilmiştir. Ana modele yerleştirilen barın en distaldeki abutmentı 20Ncm’le torklanmıştır. Bu torklamadan sonra diğer abutmenlar ve implantların protetik platformu arasında oluşan aralık, kamera bağlı optik mikroskopla, 10 kat büyütme altında görüntülenmiştir ve ölçümler için özel bir yazılıma aktarılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, implant destekli barın yapıldığı modelde kullanılan alçı ürünü ile barın marjinal uyumu

arasında anlamlı bir ilişkinin olduğu açıklanmıştır. İmplant destekli barda en az marjinal uyumsuzluğun tip 3 alçı kullanımı ile, en fazla marjinal uyumsuzluğun ise tip 5 alçı kullanımı ile görüldüğü açıklanmıştır (Kioleoglou ve ark 2018). Bizim çalışmamızda da alt anterior dişsiz mandibular modele yerleştirilen iki implant üzerinden alınan ölçüler tip 3, tip 4 ve tip 5 alçılarla dökülmüştür. Elde ettiğimiz sonuçlara göre, istatikselsel olarak anlamlı olmamakla birlikte, implant transferinde en az lineer yer değişimi tip 3 alçı kullanıldığında en fazla lineer sapma ise tip 4 alçı kullanımında görülmüştür. Açısal yer değişiminde ise üç alçı da benzer değerleri göstermiştir.

Farklı dental alçı ve ölçü materyali kullanılarak, üç farklı implant ölçü tekniği ile alınan ölçülerden elde edilen 12 adet çalışma modelinin doğruluğunun değerlendirildiği başka bir çalışmada, çalışma modellerinin yatay düzlemdeki ölçüm değerleri, kullanılan ölçü teknikleri, ölçü maddeleri ve dental açı tipine göre farklılık göstermemiştir (Chang ve ark 2012). Bizim çalışmamızda da farklı ölçü maddeleri ve alçı tipleri kullanılarak 72 adet alçı model hazırlandı. Araştırmanın sonunda, kullanılan dental alçılar ve ölçü maddeleri arasında istatikselsel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Farklılık çıkmamasının, hazırlanan model sayısı ile ilgili olabileceği düşünülmüştür. Daha fazla sayıda model hazırlanarak yeni çalışmalar yapılabilir.

Yedi farklı day materyalinin boyutsal doğruluklarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, rezin ilave edilmiş tip 4 dental alçının boyutsal doğruluğunun, tip 4 ve tip5 dental alçıya göre daha yüksek olduğu bulunmuştur. İstatikselsel olarak anlamlı olmasa da çalışmada, Tip 4 alçı, Tip 5 alçıya göre her boyutta daha fazla genleşme göstermiştir (Kenyon ve ark 2005). Çalışmamızda da istatikselsel olarak önemli olmamakla birlikte tip 4 alçı tip 5'e göre daha fazla lineer sapma göstermiştir. Açısal yer değiştirme de ise benzer değerlere sahiplerdir.

PE ve PVS ölçü maddelerinin hassasiyetlerinin karşılaştırıldığı bazı çalışmalarda, iki ölçü maddesi arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (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). Yapılan bir çalışmada paralel ve açılı implantlardan PE ve PVS ölçü maddeleri kullanılarak indirekt ölçü tekniği ile

ölçüler alınmıştır. Ölçülerden elde edilen alçı modeller karşılaştırılmış ve iki ölçü maddesi arasında fark bulunmamıştır (Reddy ve ark 2013). Çalışmamızda da bu çalışmaya benzer olarak, paralel yerleştirilen implantlar üzerinden, PE ve PVS ölçü maddeleri kullanılarak indirek teknik ile ölçüler alındı. Hazırlanan alçı modellerde yapılan ölçümlerin istatistiksel değerlendirmesi sonucunda, ölçü maddeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü.

Aguilar ve ark (2009)'ın yaptığı araştırmada, iki farklı ölçü materyali (PVS, PE) kullanılarak, mandibuler modelin anterior bölgesine yerleştirilen 5 adet implant üzerinden alınan ölçülerden 20 adet model elde edilmiştir. Araştırma sonucunda elde edilen modellerde implant analoglarının, üç boyutlu yer değiştirme bakımından PE ve hidrofilik PVS ölçü maddesi kullanımında benzer sonuçlar sergilediği, ancak dikey yöndeki distorsiyon açısından PVS ölçü materyalinin, daha hassas sonuçlar verdiği belirtilmiştir. Buzayan ve ark (2013)'nın çalışmasında da tam dişsiz mandibular modele yerleştirilen 6 adet implant üzerinden PE ve PVS ölçü maddeleri kullanılarak açık kaşık tekniği ile 40 adet ölçü alınmıştır. Ölçülerden elde edilen alçı modeller üzerinde implant analoglarının konumları ölçülmüş ve ana modellerle karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre PVS kullanılarak elde edilen modeller, PE kullanımına göre daha fazla doğruluk göstermiştir. Bizim çalışmamızda da istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte PVS kullanımı, PE'ye göre implantlarda daha az lineer yer değiştirmeye neden olmuştur. İmplantların açısız değişimi ise iki ölçü maddesi kullanımında da benzer değerler göstermiştir.

Tam dişsiz maksiller modele 4 implant yerleştirilerek yapılan başka bir çalışmada ise PE kullanılarak alınan ölçülerden elde edilen modellerin, PVS kullanımına göre daha doğru implant transferi sağladığı gösterilmiştir (Pujari ve ark 2014). İki adet maksiller master modelin kullanıldığı başka bir çalışmada birinci modelde, maksiller anterior bölgeye birbirine paralel dört adet implant diğer modele ise anterior iki implant orta hatta doğru ve posterior iki implant orta hattan uzaklaşacak şekilde 5° açıyla toplam dört adet implant yerleştirilmiştir. Ölçü, orta kıvamlı polieter ve orta kıvamlı PVS ölçü materyali kullanılarak direkt ölçü tekniği ile alınmıştır. Paralel olmayan implantların bulunduğu modelden PVS ile alınan ölçüler daha doğru sonuçlar verirken, paralel implantların bulunduğu modelde ise polieter ölçü materyali daha iyi bulgular göstermiştir (Sorrentino ve ark 2010).

VPES, PVS ve PE ölçü maddelerinin ıslanabilirliğinin ve zamana bağlı iki/üç boyutlu stabilitelerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada PVS, VPES ve PE benzer boyutsal stabilite değerleri sergilemiştir. Bununla birlikte PVS, aralarında boyutsal stabilitesi ve ıslanabilirlik özelliği en yüksek ölçü maddesi olarak bulunmuştur. PVS'nin temas açısı ortalamaları VPES ve PE'den, PE'nin temas açısı ortalamaları VPES'den anlamlı derece düşük bulunmuştur (Karaaslan ve ark 2018). Bizim çalışmamızda da bu sonuçlara paralel olarak; istatiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte, PVS ile alınan ölçülerden elde edilen modeller daha yüksek doğruluk göstermiştir.

PE ve VPES ölçü maddelerinin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada, 6 adet implant yerleştirilmiş tam dişsiz mandibular modelden, direk ölçü tekniği ile 20 adet PE ve 20 adet VPES olmak üzere toplam 40 adet ölçü alınmıştır. Ölçülerden elde edilen alçı model üzerindeki implant-abutment analoglarının pozisyonları incelenip ana modelle karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre VPES ve PE arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Baig ve ark 2018).

İmplantlarda kullanılan konvansiyonel ve dijital ölçünün doğruluğunu değerlendirmek ve aralarında karşılaştırma yapmak için hazırlanan derlemede, 2012 ve 2017 yılları arasında yayınlanan 75 invitro ve 4 invivo olmak üzere toplam 79 adet çalışmadan yararlanılmıştır. Bu çalışmaların 59'unda konvansiyonel ölçü doğruluğu, 11'inde dijital ölçü doğruluğu incelenmiştir. Kalan 9 çalışmada ise konvansiyonel ve dijital ölçülerin doğrulukları karşılaştırılmıştır. Yapılan derlemede elde edilen sonuçlara göre, kullanılan ölçü tekniğine bakılmaksızın, konvansiyonel implant ölçülerinde açılı implant kullanımında ölçü hassasiyeti, paralel implant kullanımına göre anlamlı miktarda düşük bulunmuştur. Dijital implant ölçüsünde açılı ve paralel implantlar arasında ölçü hassasiyeti açısından anlamlı farklılık görülmemiştir. Bu çalışmanın sonucunda, şu anki verilere bakılarak bir çalışma protokolü oluşturulamayacağı ve ölçü doğruluğunun güvenilir bir şekilde değerlendirilebilmesi için konvansiyonel ve dijital implant ölçü yöntemleri kullanılarak, daha fazla invivo çalışma yapılması gerektiği vurgulanmıştır (Flügge ve ark 2018).

Ölçü doğruluğu ile ilgili günümüze kadar yapılan çalışmalarda, ana modellerden elde edilen alçı modellerin hiçbiri ana model ile birebir 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 maddesi ve dental alçıyla, hem lineer hem de açısız olarak, ana modeldeki implant pozisyonu çalışma modeline birebir transfer edilememiştir. Bu durumda kullanılan farklı ölçü materyalleri ve model alçıları için pasif uyumun elde edilmesinde değişen derecelerde sorunlar ortaya çıkabilir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, implantların üç boyutlu konumlarının çalışma modeline transferinde, kullanılan farklı ölçü maddeleri ve alçı tiplerinin teknik hassasiyete etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Sonuçlar göz önüne alındığında “implant destekli protezlerde ölçü materyali ile model alçısının teknik hassasiyeti etkileyeceği” şeklindeki önerilen hipotez kabul edilmemiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda, farklı ölçü maddelerini kullanarak, paralel yerleştirilmiş implantlardan alınan ölçülerin, farklı dental alçılar ile dökülmesi sonucunda alçı modeller elde edilmiştir. Farklı ölçü maddesi ve dental alçıların, implantların çalışma modeline üç boyutlu tranferine olan etkilerinin araştırıldığı çalışmamızın sonucunda:

1. Ana modeldeki implant pozisyonları, hiçbir çalışma modeline birebir transfer edilememiştir.
2. İmplantların üç boyutlu konumlarının çalışma modeline doğru tranferinde, kullanılan ölçü maddeleri arasında istatiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
3. İmplantların üç boyutlu konumlarının çalışma modeline doğru tranferinde, kullanılan dental alçılar arasında da istatiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
4. İstatiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte, implantlarda en az lineer yer değişimi, her iki ölçü maddesi için tip 3 dental alçı kullanımında, en fazla lineer sapma ise tip 4 dental alçı kullanımında görülmüştür. Ayrıca tip 3 ve tip 5 dental alçı benzer değerlerde lineer yer değişimine neden olmuştur.
5. İstatiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte, PVS kullanımında her üç dental alçı için PE'e göre, implantlarda daha az lineer yer değişimi görülmüştür.
6. Kullanılan ölçü maddeleri ve dental alçılar implantlarda, benzer değerlerde açılma değişimine neden olmuşlardır.

Bu sonuçlar ışığında, implant destekli protezler için klinik uygulamalarda PVS ve PE ölçü maddesinin kullanılması, laboratuvar uygulamalarında tip 3, tip 4 ve tip 5 dental alçı kullanılması önerilebilir. Çalışmanın limitasyonları, ölçülerin invitro çalışma ortamında alınması, standardizasyon bakımından önemli olan alçı karıştırma cihazı ve vibratörün kullanılmaması, sadece paralel ve iki implant üzerinden ölçü alınması olarak gösterilebilir. İleriki çalışmalarda implant sayısı artırılarak farklı açılarda yerleştirilmiş implantlar üzerinden, daha fazla sayıda ölçü alarak, standardizasyon için alçı karıştırma cihazı ve vibratör kullanarak çalışma tekrarlanabilir.

7. KAYNAKLAR

- Adabo GL, Zanarotti E, Fonseca RG, dos Santos Cruz CA, 1999. Effect of disinfectant agents on dimensional stability of elastomeric impression materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81, 5, 621-4.
- Ahmad I, 2012. *Prosthodontics at a glance*. First ed. Oxford, Wiley-Blackwell, p. 87.
- Akalin F, Kulak Y, Valandro LF, Faria R, 2006. Evaluation of the methods used for impression making for different implant systems in prosthetic dentistry. *Brazilian Dental Science*, 9, 2.
- Akalin F, Kulak Y, Valandro LF, Faria R, 2006. Evaluation of the methods used for impression making for different implant systems in prosthetic dentistry. 9, 2.
- 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.
- Alikhasi M, Siadat H, Monzavi A, Momen-Heravi F, 2011. Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: Effect on marginal discrepancy. 37, 6, 649-57.
- 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.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, 2003. *Phillips' science of dental materials*, Saunders. St Louis, Mo.
- 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. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11, 2, 216-22.
- Assif D, Marshak B, Schmidt A, Implants M, 1996. Accuracy of implant impression techniques. 11, 2.
- 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.
- Assunção WG, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, Santos PHd, 2008. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1--Influence of transfer copings surface abrasion. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 17, 8, 641-7.
- Assunção WG, Tabata LF, Cardoso A, Rocha EP, Gomes ÉAJd, 2008. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. 17, 3, 248-56.
- Augthun M, Conrads G, Implants m, 1997. Microbial findings of deep peri-implant bone defects. 12, 1.

- Baig MR, Buzayan MM, Yunus N, 2018. Accuracy of a new elastomeric impression material for complete-arch dental implant impressions. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 9, 2, e12320.
- 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.
- Balkenhol M, Eichhorn M, Wöstmann B, 2009. Contact angles of contemporary type 3 impression materials. *International Journal of Prosthodontics*, 22, 4.
- 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.
- Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO, 1993. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *Journal of Prosthodontics*, 2, 2, 75-82.
- Berg JC, Johnson GH, Lepe X, Adán-Plaza S, 2003. Temperature effects on the rheological properties of current polyether and polysiloxane impression materials during setting. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90, 2, 150-61.
- 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.
- Boeckler AF, Stadler A, Setz JM, 2005. The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns. *J Contemp Dent Pract*, 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.
- Butta R, Tredwin CJ, Nesbit M, Moles DR, 2005. Type IV gypsum compatibility with five addition-reaction silicone impression materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93, 6, 540-4.
- 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.
- Can G, Ersoy AE, Aksu ML, 2014. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. İkinci baskı. Ankara, Yurtmim, s. 43-7.
- Caputi S, Varvara G, 2008. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophase, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 99, 4, 274-81.
- Carr AB, 1991. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac 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.
- Cerqueira NM, Özcan M, Gonçalves M, Rocha DMd, Vasconcellos DK, Bottino MA, Yener-Salihoğlu E, 2012. A strain gauge analysis of microstrain induced by various splinting

- methods and acrylic resin types for implant impressions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27, 2.
- 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. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90, 3, 228-34.
- Chai JY, Yeong T-C, 1991. Wettability of nonaqueous elastomeric impression materials. *International Journal of Prosthodontics*, 4, 6.
- Chang W-G, Vahidi F, Bae K-H, Lim B-S, 2012. Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *International Journal of Prosthodontics*, 25, 1.
- Chee W, Jivraj SJBdj, 2006. Impression techniques for implant dentistry. 201, 7, 429.
- 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. *The Journal of prosthetic dentistry*, 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.
- Chong Y, Soh G, Setchell D, Wickens J, 1990. The relationship between contact angles of die stone on elastomeric impression materials and voids in stone casts. *Dental Materials*, 6, 3, 162-6.
- Christensen GJ, 2008. Ensuring accuracy and predictability with double-arch impressions. *The Journal of the American Dental Association*, 139, 8, 1123-5.
- Christensen GJJotADA, 1994. Now is the time to change to custom impression trays. 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. *The Journal of the American Dental Association*, 122, 8, 33-41.
- Craig RG, Urquiola NJ, Liu CC, 1990. Comparison of commercial elastomeric impression materials. *Operative dentistry*, 15, 3, 94-104.
- Cramer N, Newman S, Lee TY, Schreck K, Bowman CN, Bracho-Troconis CB, (2010). Polymer impression materials, Google Patents.
- Cullen DR, Mikesell JW, Sandrik JL, 1991. Wettability of elastomeric impression materials and voids in gypsum casts. *J Prosthet Dent*, 66, 2, 261-5.
- Çehreli MC, Akça K, 2006. Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: an in vitro study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 26, 4.
- Daoudi M, Setchell D, Searson L, 2003. A laboratory investigation of the accuracy of the repositioning impression coping technique at the implant level for single-tooth implants. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 11, 1, 23-8.
- Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ, 2001. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont*, 14, 2, 152-8.
- Davarpanah M, Martinez H, 2003. *Clinical manual of implant dentistry*. Quintessence Pub Co, p. 90.
- de Avila ÉD, Chagas Amaral ÂL, Pereira Pinelli LA, de Assis Mollo Jr F, 2012. Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27, 3.

- 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.
- Del'Acqua MA, Chávez AM, Compagnoni MA, JoO, Implants M, 2010. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. 25, 4.
- 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.
- Derrien G, Sturtz G, 1995. Comparison of transverse strength and dimensional variations between die stone, die epoxy resin, and die polyurethane resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 74, 6, 569-74.
- Donovan TE, Chee WW, 2004. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dental clinics of North America*, 48, 2, vi-vii, 445-70.
- Duke P, Moore BK, Haug SP, Andres CJ, 2000. Study of the physical properties of type IV gypsum, resin-containing, and epoxy die materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83, 4, 466-73.
- Duygu G, Özkurt Z, Şençift K, Kazazoğlu EJCDJ, 2013. İmplant destekli sabit ve hareketli protezlerde implant kırığı komplikasyonu: 2 olgu sunumu. 16, 4, 308-18.
- Eames W, Sieweke J, Wallace S, Rogers L, 1979. Elastomeric impression materials: effect of bulk on accuracy. *The Journal of prosthetic dentistry*, 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, 2014. Comparative evaluation of impression accuracy of tilted and straight implants in All-on-Four technique. *Implant dentistry*, 23, 2, 225-30.
- Enkling N, Bayer S, Jöhren P, Mericske-Stern R, 2012. Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clinical implant dentistry and related research*, 14, 1, 144-51.
- Faria JCBd, Neves ACC, Miranda ME, Teixeira ML, 2011. Evaluation of the accuracy of different transfer impression techniques for multiple implants. *Brazilian oral research*, 25, 2, 163-7.
- Fathi MH, Salehi M, Saatchi A, Mortazavi V, Moosavi SJDM, 2003. In vitro corrosion behavior of bioceramic, metallic, and bioceramic–metallic coated stainless steel dental implants. 19, 3, 188-98.
- Filho HG, Mazarro JV, Vedovatto E, Assuncao WG, dos Santos PH, 2009. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques. *J Prosthodont*, 18, 2, 172-6.
- FINGER W, 1980. Effect of the setting expansion of dental stone upon the die precision. *European Journal of Oral Sciences*, 88, 2, 159-60.
- Flügge T, van der Meer WJ, Gonzalez BG, Vach K, Wismeijer D, Wang P, 2018. The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research*, 29, 374-92.
- Fong PG, Walter JD, 1990. The Effects of an Immersion Disinfection Regime on Rigid Impression Materials. *International Journal of Prosthodontics*, 3, 6.
- Gelbard S, Aoskar Y, Zalkind M, Stern NJTJopd, 1994. Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. 71, 1, 1-6.
- Ghanem RA, Nassani MZ, Baroudi K, Abdel Fattah A, 2016. Dimensional accuracy of different techniques used for complete-arch multi-implant impressions. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 7, 3, 225-31.
- Giblin J, Podesta R, White J, 1990. Dimensional stability of impression materials immersed in an iodophor disinfectant. *International Journal of Prosthodontics*, 3, 1.

- Giordano R, 2nd, 2000. Impression materials: basic properties. *General dentistry*, 48, 5, 510-2, 4, 6.
- Graig R, Powers J, 2002. *Restorative dental materials 11th edition*, Mosby. St Louis, 668-71.
- Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ, 2011. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20, 2, 153-60.
- 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.
- Heshmati RH, Nagy WW, Wirth CG, Dhuru VB, 2002. Delayed linear expansion of improved dental stone. *The journal of prosthetic dentistry*, 88, 1, 26-31.
- Hiochwald DAJJPd, 1991. Surgical template impression during stage I surgery for fabrication of a provisional restoration to be placed at stage II surgery. 66, 6, 796-8.
- 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.
- Hsu C-C, Millstein PL, Stein RS, 1993. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*, 69, 6, 588-93.
- Humphries RM, Yaman P, Bloem TJJoO, Implants M, 1990. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. 5, 4.
- 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 TJJoPD, 1986. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. 55, 2, 243-7.
- 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, 1986. Accuracy of addition silicones as a function of technique. *The Journal of prosthetic dentistry*, 55, 2, 197-203.
- 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.
- Kahn RL, Donovan TE, Chee WW, 1989. Interaction of gloves and rubber dam with a poly (vinyl siloxane) impression material: a screening test. *International Journal of Prosthodontics*, 2, 4.
- Kallus T, Bessing CJJoO, Implants M, 1994. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. 9, 2.
- Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BRJTJopd, 1999. Clinical methods for evaluating implant framework fit. 81, 1, 7-13.
- Karaaslan G, Malkoc M, Yildirim G, Malkoc S, 2018. Comparison of time-dependent two-dimensional and three-dimensional stability with micro-computerized tomography and wettability of three impression materials. *Nigerian journal of clinical practice*, 21, 7, 912-20.
- Karlsson SJAOS, 1993. The fit of Procera titanium crowns: an in vitro and clinical study. 51, 3, 129-34.
- Kempler J, 2011. The effect of impression technique, connection type and implant angulation on impression accuracy.
- Kenyon BJ, Hagge MS, Leknius C, Daniels WC, Weed STJJoPI, Esthetic, Dentistry R, 2005. Dimensional accuracy of 7 die materials. 14, 1, 25-31.

- Kess RS, Combe EC, Sparks BS, of Minnesota U, 2000. Effect of surface treatments on the wettability of vinyl polysiloxane impression materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84, 1, 98-102.
- Kioleoglou I, Pissiotis A, Konstantinos M, 2018. Accuracy of fit of implant-supported bars fabricated on definitive casts made by different dental stones. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 10, 3, e252.
- Kulak Özkan Y, 2012. Tam protezler ve implantüstü hareketli protezler problemler ve çözüm yolları. İkinci cilt. İstanbul, Vestiyer, s. 348.
- 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.
- Lee H-O, Lee I-B, 2012. Rheological properties of polyvinylsiloxane impression materials before mixing and during setting related to handling characteristics. *Korea-Australia Rheology Journal*, 24, 3, 211-9.
- Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C, 2008. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 100, 4, 285-91.
- Lemons JEJJoI, 2004. Biomaterials, biomechanics, tissue healing, and immediate-function dental implants. 30, 5, 318-24.
- Leonhardt Å, Renvert S, Dahlén GJCoir, 1999. Microbial findings at failing implants. 10, 5, 339-45.
- Leung RL, Schonfeld SE, 1983. Gypsum casts as a potential source of microbial cross-contamination. *Journal of Prosthetic dentistry*, 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.
- Lorren RA, Salter DJ, Fairhurst CWJJoPD, 1976. The contact angles of die stone on impression materials. 36, 2, 176-80.
- 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 JEJJoPD, 2012. Complete arch implant impression technique. 107, 6, 405-10.
- Martínez-Rus F, García C, Santamaría A, Özcan M, Pradíes G, 2013. Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels. *Implant dentistry*, 22, 3, 268-76.
- Materials CoD, Devices, 1972. New American Dental Association specification No. 25 for dental gypsum products. *The Journal of the American Dental Association*, 84, 3, 640-4.
- Materials CoD, Devices, 1977. Revised American Dental Association specification No. 19 for non-aqueous, elastomeric dental impression materials. *The Journal of the American Dental Association*, 94, 4, 733-41.
- McCabe J, Carrick T, 1989. Rheological properties of elastomers during setting. *Journal of dental research*, 68, 8, 1218-22.
- McCabe JF, Walls AW, 2013. *Applied dental materials*, John Wiley & Sons, p.
- McLean JJBdj, 1971. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. 131, 107-11.
- Millstein P, 1992. Determining the accuracy of gypsum casts made from type IV dental stone. *Journal of oral rehabilitation*, 19, 3, 239-43.

- Mpikos P, 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27, 6.
- 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, 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. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109, 3, 172-8.
- Nayyar A, Tomlins CD, Fairhurst CW, Okabe T, 1979. Comparison of some properties of polyether and polysulfide materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 42, 2, 163-7.
- 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101, 6, 413-4.
- Nowakowska D, Raszewski Z, 2011. Effect of gingival margin retraction agents on the polymerization time of the vinylsiloxanether impression elastomer in rheometer study. *J Stoma*, 64, 11, 887-94.
- O'Brien WJ, 2002. *Dental Materials and Their Selection*; Quintessence Pub. Co.: Chicago, IL, USA, 23.
- 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.
- Papaspyridakos P, Chen C-J, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber H-P, Chronopoulos V, 2014. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29, 4.
- 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. *Scand J Dent Res*, 96, 3, 253-9.
- Phan-Thien N, Mai-Duy N, 2017. *Understanding viscoelasticity: an introduction to rheology*, Springer, p.
- 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.
- Powers JM, 2006. Craig's restorative dental materials. Mechanical properties, 51-96.
- Pratten DH, Craig RG, 1989. Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. *J Prosthet Dent*, 61, 2, 197-202.
- 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.
- Pye A, Lockhart D, Dawson M, Murray C, Smith AJJoHi, 2009. A review of dental implants and infection. 72, 2, 104-10.
- Ragain JC, Grosko ML, Raj M, Ryan TN, Johnston WMJIJoP, 2000. Detail reproduction, contact angles, and die hardness of elastomeric impression and gypsum die material combinations. 13, 3.
- Reddy S, Prasad K, Vakili 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.

- Reitz CD, Clark NP, 1988. The setting of vinyl polysiloxane and condensation silicone putties when mixed with gloved hands. *The Journal of the American Dental Association*, 116, 3, 371-5.
- Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J, 2016. *Contemporary fixed prosthodontics*. Fifth ed. New York, Elsevier Inc, p. 380-38.
- 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.
- Rupp F, Axmann D, Geis-Gerstorfer J, 2008. Effect of relative humidity on the hydrophilicity of unset elastomeric impression materials. *International Journal of Prosthodontics*, 21, 1.
- 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.
- Sahin S, Çehreli MCJId, 2001. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. 10, 2, 85-92.
- Saitoh S, Sasaki K, Nezu T, Taira M, 2010. Viscoelastic behavior of commercially available tissue conditioners under compression. *Dental materials journal*, 1007170046-.
- Schelb E, Cavazos Jr E, Troendle KB, Prihoda TJ, 1991. Surface detail reproduction of Type IV dental stones with selected polyvinyl siloxane impression materials. *Quintessence International*, 22, 1.
- Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi KJJoPD, 1985. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. 54, 6, 770-6.
- Selecman AM, Wicks RA, 2009. Making an implant-level impression using solid plastic, press-fit, closed-tray impression copings: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101, 3, 158-9.
- 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.
- Slots JJP, 2017. Periodontitis: facts, fallacies and the future. 75, 1, 7-23.
- SOHMURA T, WAKABAYASHI K, LOWMUNKONG R, HOJO H, KUSUMOTO N, OKUDA H, KOJIMA T, NAKAMURA T, YATANI H, TAKAHASHI J, 2004. 3D shape measurement of dental casts using medical X-ray CT. *Dental materials journal*, 23, 2, 121-8.
- Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone FJCid, research r, 2010. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. 12, e63-e76.
- 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.
- Vassilakos N, Fernandes CPJod, 1993. Surface properties of elastomeric impression materials. 21, 5, 297-301.
- 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. *The Journal of prosthetic dentistry*, 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.

- Von Fraunhofer JA, 2015. Dental materials/at a glance. Second ed. John Wiley & Sons, p. 18-2.
- 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.
- Wee AG, 2000. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent*, 83, 3, 323-31.
- Wee AG, Aquilino SA, Schneider RLJJoP, 1999. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. 12, 2.
- Wee AG, Cheng AC, Eskridge RN, 2002. Accuracy of 3 conceptually different die systems used for implant casts. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87, 1, 23-9.
- Wee AG, Schneider RL, Aquilino SA, Huff TL, Lindquist TJ, Williamson DL, 1998. Evaluation of the accuracy of solid implant casts. *Journal of Prosthodontics*, 7, 3, 161-9.
- 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.
- Willis LM, Nicholls JJJJoPD, 1980. Distortion in dental soldering as affected by gap distance. 43, 3, 272-8.
- Wise M, 2001. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86, 5, 532-8.
- Zaimoğlu A, Can G, 2011. Sabit protezler. İkinci baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi, s. 84-8.
- Zarb G, Schmitt AJTJopd, 1990. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. 64, 2, 185-94.

8. EKLER



GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Sayı: 05

15.05.2018

Konu: 2018/05 sayılı komisyon kararları

Sayın, Prof.Dr.Oğuz ERASLAN

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 10.05.2018 tarihinde yapılan 2018/05 sayılı toplantısında yürütücüsü olduğunuz **"İMLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE ÖLÇÜ MATERYALİ İLE MODEL ALÇISININ TEKNİK HASSASİYETE ETKİSİNİN İNCELENMESİ"**

konu başlıklı projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **"kabulüne"** oybirliği ile karar verildi.

Gereğini bilgilerinize saygılarımla rica ederim.

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ
Komisyon Başkanı

**GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU**

Toplantı Sayısı : 5

Toplantı Tarihi : 10.05.2018

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalından Prof.Dr.Oğuz ERASLAN aynı anabilim dalından Dt.Zeynep EKERBİÇER tarafından sunulan **“İMLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE ÖLÇÜ MATERYALİ İLE MODEL ALÇISININ TEKNİK HASSASİYETE ETKİSİNİN İNCELENMESİ”** araştırma projesi 10 üyenin katılımı ile değerlendirildi.

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

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ
Başkan

Prof.Dr.İsa YÖNDEM
Üye

Doç.Dr.Nevin ÇOBANOĞLU
Üye

Prof.Dr.Hanife ATAĞLU
İzinli

Prof.Dr.Sema S.HAKKI
Üye

Prof.Dr.Duygu FINDIK
İzinli

Prof.Dr.Ender ERDOĞAN
Üye

Prof.Dr.Hale ARI AYDINBELGE
Üye

Doç.Dr.Füsün YAŞAR
Üye

Prof.Dr.Sibel YILDIRIM
İzinli

Dr.Öğr.Ü. Z. Müge BAKA
Üye

Doç.Dr.Hüsamettin MATANSEV
Üye

Prof.Dr.K.Hakan DOĞAN
Üye

9. ÖZGEÇMİŞ

30 Aralık 1989 yılında Çankırı’da doğdu. İlköğrenimini Atatürk İlköğretim Okulu’nda ve orta öğrenimini İsmet İnönü İlköğretim Okulu’nda, lise eğitimini Çankırı Anadolu Lisesi’nde tamamladı. 2008 yılında başladığı Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2013 yılında mezun oldu. 2016 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitime başladı. Halen aynı anabilim dalında araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır. Yabancı dili İngilizce’dir. Evlidir.

