



KUZEY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ÇOK SAYIDA AÇILI İMPLANT VARLIĞINDA İMPLANT VE
DAYANAK SEVİYESİ ÖLÇÜ TEKNİKLERİNİN
DOĞRULUĞUNUN DİJİTAL OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

Diş Hek. M. WAFA RICHİ

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. SEVCAN KURTULMUŞ YILMAZ

2020 – LEFKOŞA

BEYAN

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

M.Wafa RICHI

TEŞEKKÜR

Doktora tez çalışmamın gerçekleşmesi sürecinde tezimin planlanıp yürütülmesinde büyük bir titizlik, sabır ve özveriyle bana destek olan, yakın ilgi ve yardımlarını gördüğüm, bilgi ve deneyimleri ile beni yönlendiren, beni araştırmaya yönelten ve hiçbir yardımını benden esirgemeyen kıymetli danışman hocam, Sayın Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ-YILMAZ' a sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmam boyunca bana her konuda destek olan, dış hekimliğine ve hayata dair engin bilgi ve tecrübesini esirgemeyen, anabilim dalı başkanımız ve dekanımız saygıdeğer hocam Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY'a sonsuz teşekkür ederim.

Tez çalışmam sırasında yardımlarını ve manevi desteklerini benden esirgemeyen Prof. Dr. Güney YILMAZ ve Prof. Dr. Oğuz OZAN' çok teşekkür ederim.

Ailemden ayrı kaldığım 4.5 senelik doktora eğitimim süresince yalnız olmadığımı hissettiren; desteğini, tecrübesini ve muhabbetini her daim benle paylaşan sevgili arkadaşlarım hem de kardeşlerim Yrd. Doç. Dr. Salim ONGUN, Yrd. Doç. Dr. Özay ÖNÖRAL, Yrd. Doç. Dr. Burcu GÜNAL-ABDULJALİL'a çok teşekkür ederim.

Tüm yaşamım boyunca sevgilerini, emeklerini, maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen, haklarını hayatımın sonuna kadar ödeyemeyeceğimi bildiğim kıymetlilerim annem Mayada RASLAN'a, babam Abdulhamid RICHİ'E, canım ablam Aya RICHİ'ye ve canım kız kardeşim Haya RICHİ'ye teşekkür ederim.

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER	Sayfa No
BEYAN	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	v
RESİMLER DİZİNİ	viii
TABLOLAR DİZİNİ	x
ÖZET	xii
ABSTRACT	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Pasif Uyum Kavramı ve Önemi	5
2.2. Ölçünün Doğruluğunu Etkileyen Faktörler	6
2.2.1. Ölçü teknikleri	6
2.2.1.1. Konvansiyonel ölçü teknikleri	7
2.2.1.1.1. Kapalı kaşık ölçü tekniği	7
2.2.1.1.2. Açık kaşık ölçü tekniği	8
2.2.1.1.3. Ölçü seviyesine göre konvansiyonel ölçü teknikleri	8
2.2.1.1.4. Ölçü kopinglerinin splintlenmesi	10
2.2.1.1.5. Konvansiyonel ölçü tekniklerinin karşılaştırılması	13
2.2.1.2. Dijital ölçü teknikleri	15
2.2.2. Ölçü materyalleri	18
2.2.3.1. Polivinil siloksan (A-tipi silikon, ilave tip silikon, katılma silikonu)	19
2.2.3.2. Polieter	20
2.2.3.3. Vinil polieter silikon	21
2.2.3.4. Ölçü materyallerinin karşılaştırılması	21
2.2.3. İmplantların Açılı Yerleştirilmesi	27
2.2.4. İmplant-Abutment Bağlantısı	30
2.2.5. Ölçü Kopingleri	31
2.2.6. İmplantın Yerleştirilme Derinliği	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	34
3.1. Ana Modellerin Elde Edilmesi	36

3.2. Ana Modellerin Dublike Edilmesi	42
3.2.1. Şahsi kaşıkların üretilmesi,	42
3.2.2. Ölçülerin alınması	43
3.2.2.1. İmplant seviyesi ölçü yöntemlerinin uygulanması	44
3.2.2.2. Abutment seviyesi ölçü yöntemlerinin uygulanması	46
3.2.3. Ölçü kaşıklarının ana modellerden ayrılması	48
3.2.4. Alçı dublike modellerin elde edilmesi	50
3.3. Ana ve Dublike Modellerin Çakıştırılması	51
3.4. Açısal ve Koronal Sapmanın Hesaplanması	53
3.6. İstatistiksel Analiz	55
4. BULGULAR	56
4.1. Ölçü seviyesi ve ölçü kopinglerinin koronal sapma üzerine etkisinin değerlendirilmesi	57
4.2. Ölçü seviyesi ve ölçü kopinglerinin açısal sapma üzerine etkisinin değerlendirilmesi	63
4.3. İmplantlar arası açı farkının koronal sapma üzerine etkisinin değerlendirilmesi	68
4.4. İmplantlar arası açı farkının açısal sapma üzerine etkisinin değerlendirilmesi	69
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	72
KAYNAKLAR	81
ÖZGEÇMİŞ	96

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

CAD-CAM	Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing
°	Derece
HS	Heks splintli
HNS	Heks splintsiz
NHS	Hekssiz splintli
NHNS	Hekssiz splintsiz
mm	Milimetre
µm	Mikrometre
MUS	Multi-unit splintli
MUNS	Multi-unit splintsiz
SS	Standart sapma
Stl	<i>standard tessellation language</i>

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 1. Abutment seviyesindeki ölçü tekniğinde abutment üzerine yerleştirilen plastik ölçü kopingleri	9
Şekil 2. <i>Multi-unit</i> abutment ve ölçü kopingi	9
Şekil 3. İmplant seviyesindeki ölçü tekniğinde kullanılan transfer ve <i>pick-up</i> tipi ölçü kopingleri	10
Şekil 4. Çalışmanın akış şeması	34
Şekil 5. Farklı açılarda yerleştirilen implantlara göre oluşturulan ana modellerin şematik görüntüsü	39
Şekil 6. Ana modeller ile dublike modellerdeki ölçü kopingleri arasındaki ortalama koronal sapma (mm) değerleri	56
Şekil 7. Ana modeller ile dublike modellerdeki ölçü kopingleri arasındaki ortalama açısal sapma (°) değerleri	57
Şekil 8. Ana Model 1 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama koronal sapma değerlerinin grafiksel gösterimi	59
Şekil 9. Ana Model 2 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama koronal sapma değerlerinin grafiksel gösterimi	60
Şekil 10. Ana Model 3 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama koronal sapma değerlerinin grafiksel gösterimi	62
Şekil 11. Ana Model 1 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama açısal sapma değerlerinin grafiksel gösterimi	64

Şekil 12. Ana Model 2 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama açısal sapma değerlerinin grafiksel gösterimi	65
Şekil 13. Ana Model 3 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama açısal sapma değerlerinin grafiksel gösterimi	67
Şekil 14. Her ölçü tekniği grubu içinde ana modellerden elde edilen koronal sapma değerleri ilişkisinin grafiksel gösterimi	69
Şekil 15. Her ölçü tekniği grubu içinde ana modellerden elde edilen açısal sapma değerleri ilişkisinin grafiksel gösterimi	70

RESİMLER DİZİNİ

	Sayfa No
Resim 1. Maksiller tam dişsiz silikon matriks	36
Resim 2. Renkli akrilik rezin ile elde edilen ana model görüntüsü	36
Resim 3. Ana model üzerinde dijital çakıştırma için kullanılacak olan referans noktaları	37
Resim 4. Çalışmada kullanılan implant ve protetik komponentler	37
Resim 5. Ana model üzerinde tasarlanan apareyin görüntüsü	38
Resim 6. İmplantların amaçlanan açılarda yerleştirilmesini sağlayan aparey	38
Resim 7. Ana model 1 (0° - 0°- 0°)	40
Resim 8. Ana model 2 (10° - 0°- 10°)	40
Resim 9. Ana model 3 (20° - 0°- 20°)	41
Resim 10. İmplant yuvalarının apareyin açısız yönlendirmesi altında canavar frezle açılması	41
Resim 11. Akrilik rezinin polimerizasyonu sonrasında implant açılarının kontrolü	42
Resim 12. Şahsi kaşık içerisindeki durdurucu noktalar	43
Resim 13. Açık kaşık ölçü tekniğine göre hazırlanmış şahsi kaşığın ana model üzerindeki adaptasyonu	43
Resim 14. Heksli (a), hekssiz (b) ve multi-unit (c) ölçü kopingleri	44
Resim 15. Splintleme işleminde kullanılan akrilik rezin materyali	45
Resim 16. Rezin splintlerin separe ile kesilerek ayrılması	45
Resim 17. Kesilen splintlerin tekrar splinte edilmesi	45
Resim 18. Kopinglerin splintlenmediği gruplarda ölçü işleminin uygulanması	46

Resim 19. Dişeti materyali ana model üzerine uygulandıktan sonra modellerin görüntüsü	47
Resim 20. Multi-unit kopinglerin splintlenmediği ölçü yöntemi	47
Resim 21. Multi-unit kopinglerin splintlendiği ölçü yöntemi	48
Resim 22. Ölçü kaşığının model üzerinden uzaklaştırılması sırasında klinik koşulları simüle etmek amacıyla üretilen aparey	48
Resim 23. Ana modelin apareye sabitlenmesi ve kaşık sapı ile post palatal bölgeye bağlanan kancalar aracılığıyla çekme kuvvetinin uygulanması	49
Resim 24. İmplant seviyesi ölçü tekniği ölçü kopingleri implant analoguna vidalanması	49
Resim 25. Multi-unit kopinglerinin multi-unit analoguna vidalanması	50
Resim 26. Alçı modellerin porözite, kırık veya çatlaklar açısından kontrolü	50
Resim 27. Laboratuvar tarayıcısı ve ana model ve alçı dublike modellerin laboratuvar tarayıcısındaki görüntüleri	51
Resim 28. Taranan modellerin stl verileri	52
Resim 29. Çakıştırılan ana ve dublike modellerin görüntüsü	53
Resim 30. Ana model ve dublike modeller arasındaki koronal (A) ve açısall (B) sapmaların tanımlanması	54
Resim 31. Ana model ve dublike modeller arasındaki koronal (A) ve açısall (B) sapmaların hesaplanması	55

TABLÖLAR DİZİNİ

	Sayfa No
Tablo 1. İmplantlar arası açf farkf, ölçü materyali ve ölçü tekniğini inceleyen araştırmalar	22
Tablo 2. Çalışmada oluşturulan test grupları	35
Tablo 3. Çalışmada kullanılan implant materyalleri	35
Tablo 4. Ana Model 1 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama koronal sapma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel grupları	58
Tablo 5. Ana Model 2 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama koronal sapma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel grupları	60
Tablo 6. Ana Model 2 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama koronal sapma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel grupları	61
Tablo 7. Her ana modele ait ölçü test gruplarının istatistiksel olarak karşılaştırmaları sonucu elde edilen P değerleri	62
Tablo 8. Ana Model 1 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama açfsal sapma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel grupları	63
Tablo 9. Ana Model 2 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama açfsal sapma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel grupları	65
Tablo 10. Ana Model 3 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama açfsal sapma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel grupları	66

Tablo 11. Her ana modele ait ölçü test gruplarının istatistiksel olarak karşılaştırmaları sonucu elde edilen P değerleri	67
Tablo 12. Ortalama koronal sapma değerleri ve istatistiksel gruplar	68
Tablo 13. Ana modellerin koronal sapma değerlerinin her ölçü tekniği grubu içinde kıyaslanması sonucu elde edilen P değerleri	69
Tablo 14. Ortalama açısal sapma değerleri ve istatistiksel gruplar	70
Tablo 15. Ana modellerin açısal sapma değerlerinin her ölçü tekniği grubu içinde kıyaslanması sonucu elde edilen P değerleri	71

Çok sayıda açılı implant varlığında implant ve dayanak seviyesi ölçü tekniklerinin doğruluğunun dijital olarak karşılaştırılması

Öğrencinin adı: M. Wafa RICHI

Danışmanı: Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi

ÖZET

Amaç: Çok sayıda ve açılı implant varlığında uygulanması gereken ölçü prosedürleri ile ilgili literatürde fikir birliği bulunmamaktadır. Bu tez çalışmasının amacı, implant açısı, koping tipi ve kopinglerinin splintlemesinin ölçünün doğruluğuna olan etkisini değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Çift taraflı anterior, premolar ve molar bölgelerine 6 implant yerleştirilmiş üç adet tam diş maksilla ana modeli elde edilmiştir. Ana model 1’de tüm implantlar birbirlerine ve vertikal eksene paralel yerleştirilmiş; ana model 2 ve 3’te ise anterior bölgedeki implantlar labiale, posterior bölgedeki implantlar ise distale sırasıyla 10° ve 20° eğimlendirilmişlerdir. Üç farklı ölçü kopingi (heksli, hekssiz ve multi-unit) ve iki farklı ölçü yöntemi (splintli ve splintsiz) test edilmiştir. Polivinil siloksan ölçü materyali kullanılarak ana modellerden toplam 180 ölçü alınmıştır (n=10). Ana modellerden ve ölçülerden elde edilen dublike alçı modeller 5-akslı laboratuvar tarayıcısı ile taranarak dijital veri alınmış ve bilgisayar yazılımına aktarılmıştır. Ana model ve dublike modellerdeki ölçü kopingleri karşılaştırılarak, kopingler arasındaki koronal ve açısal sapmalar hesaplanmış, sapma verileri istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Bulgular: Açılı modellerde, anlamlı derecede en yüksek sapma verileri hekssiz ölçü kopinglerinin splintlendiği implant seviyesi ölçü tekniğinde elde edilmiştir.

Sonuçlar: İmplantlar arası açı farkı, ölçü kopingi tipi ve kopinglerin splintlenmesi ölçünün doğruluğunu etkilemektedir.

Anahtar kelimeler: hekssiz ölçü kopingi; multi-unit abutment; implant seviyesi ölçü; abutment seviyesi ölçü; eğimli implantlar

Digital comparison of the accuracy of implant and abutment level impression techniques in case of multiple angulated implants

Student: M. Wafa RICHİ

Advisor: Assoc. Prof. Dr. Sevċan KURTULMUŞ YILMAZ

Department: Prosthodontics

ABSTRACT

Purpose: There is no consensus in the literature regarding the impression procedures in the presence of multiple and angulated implants. The aim of this study was to evaluate the effect of implant angulation, coping type and splinting or non-splinting impression copings on the accuracy of impressions.

Materials and Methods: Three maxillary master models with 6 implants positioned in bilaterally anterior, premolar and molar regions were fabricated. In model 1, all implants were placed parallelly; in models 2 and 3 anterior implants were labially inclined and most posterior implants were distally inclined in 10- and 20- degrees, respectively. Three different impression copings (hexed, non-hex, multi-unit) and two different impression technique (splinting and non-splinting) were tested. A total of 180 impressions (n=10) were made using monophase vinyl polysiloxane. Master models and duplicate casts were scanned by a 5-axis laboratory scanner and data were transferred to a software program for the alignment of master and duplicate copings. Coronal and angular deviations were calculated and data were statistically analyzed.

Results: For angulated models, the lowest deviation values were detected at splinted non-hex coping group ($P < 0.05$). Implant angulation, impression coping type and splinting the impression copings had significant effects on the accuracy of impressions.

Key words: Non-hex coping; multi-unit abutment; implant level impression; abutment level impression; tilted implants

1. GİRİŞ

İmplant teknolojisindeki ilerlemeler, yeni teknik ve materyallerin gelişimi ve implantların uzun dönem başarı ve sağkalım oranlarına sahip olmaları, tam dişsiz vakaların fonksiyonel ve estetik rehabilitasyonunda, implant destekli protezlerin en çok tercih edilen tedavi seçeneği olmasını sağlamıştır. İmplant destekli protezlerin pasif uyumu, tedavinin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. İmplant komponentleri ile protetik üst yapı arasında pasif uyumun sağlanamadığı durumlarda, vida gevşemesi veya vida kırılması; plak akümülyasyonunda artış; osteointegrasyon kaybı veya implantın kırılması gibi birçok biyolojik ve mekanik komplikasyonlar ortaya çıkabilmektedir (Sahin ve Cehreli, 2001).

Pasif uyumun sağlanmasındaki ilk aşama doğru bir ölçü ile implantların 3 boyutlu pozisyonlarının laboratuvar modellerine aktarılmasıdır. Ölçü tekniği, ölçü materyali (Wee, 2000), ölçü kopinglerinin splintlenmesi, splintleme materyali, implantların sayısı ve implantlar arasındaki açı farkı (Ma ve Rubenstein, 2012) ölçünün doğruluğunu etkileyen faktörlerdir.

Anatomik ve estetik kısıtlamalardan dolayı, implantların birbirlerine paralel yerleştirilmesi her zaman mümkün olmamaktadır. Araştırmalarda, 4-6 implant varlığında, paralel implantlardan alınan ölçülerin, paralel olmayan implantlardan alınan ölçülere göre daha yüksek bir doğruluk gösterdiği rapor edilmiştir (Akalin ve ark., 2013; Ozan ve Hamiş, 2018; Sorrentino ve ark., 2010). Eğer çok sayıda implant yerleştirilmişse ve implantlar veya ölçü kopingleri arasında 15°'den daha fazla açı farkı mevcutsa, açık kaşık (direkt) ölçü tekniklerinin kullanılması ve ölçü kopinglerinin splintlenmesi önerilmektedir (Kurtulmus-Yılmaz ve ark., 2014; Lee ve ark., 2008a).

İmplant diş hekimliğinde en çok tercih edilen ölçü materyalleri polieter ve polivinil siloksandır (Baig, 2014a; Lee ve ark., 2008a). Açık kaşık ölçü tekniğinde kullanılan ölçü materyalinin, ölçü kopinginin pozisyonunu koruyacak ve kaşığın uzaklaştırılması sırasında kopingin hareketini önleyecek şekilde, yeterli rijiditeye sahip olması gerekmektedir. Açık kaşık ölçü tekniğinde, ölçünün doğruluğunu

arttırmak ve özellikle ölçü kopinginin implant analoguna vidalanması sırasında ölçü kopinginin hareketini ve ölçü materyalinin distorsiyonunu önlemek amacıyla, kopinglerin splintlenmesi önerilmektedir (Mojon ve ark., 1990; Vigolo ve ark., 2003). Araştırmalar, tam dişsiz vakalarda, 4 veya daha fazla implant yerleştirildiğinde, ölçü kopinglerinin splintlenmesinin ölçünün doğruluğunu arttırdığını bildirmişlerdir (Al-Quran ve ark., 2012; Chang ve ark., 2012; Hariharan ve ark., 2010; Ozan ve Hamis, 2018; Papaspyridakos ve ark., 2011).

İmplant ve abutment bağlantısı, internal ve eksternal olmak üzere iki şekilde sınıflandırılabilir. Günümüzde, internal bağlantılı implantlar daha çok tercih edilmekte ve daha yaygın olarak kullanılmaktadır. İnternal ve eksternal bağlantılı implantların, ölçülerin doğruluğuna etkisini inceleyen araştırmalarda, implantların birbirlerine paralel olması durumunda bağlantı tipinin ölçünün doğruluğunu etkilemediği; ancak, implantlar arasında açı farkı olduğunda, internal bağlantılı implantlardan alınan ölçülerin doğruluğunun anlamlı derecede azaldığı bildirilmiştir (Mpikos ve ark., 2012; Sorrentino ve ark., 2010). Eksternal bağlantılı implantlarla kıyaslandığında, internal bağlantılı implantların bağlantı bölgeleri daha geniş ve daha uzundur. İmplantlar arasında açı farkı olduğunda, ölçü kaşığının uzaklaştırılması sırasında, daha uzun ve daha geniş bağlantı yüzeyi ölçü kopinglerinin hareket etmesine neden olabilmekte ve ölçü materyalindeki distorsiyonu arttırabilmektedir (Kim ve ark., 2015). İnternal bağlantılı implantlarda, açık kaşık ölçü tekniğinin kullanılması ve ölçü kopinglerinin rijit bir materyal ile splintlenmesi, bağlantı yüzeyi nedeniyle oluşabilecek distorsiyon riskini arttırmaktadır. Bu riskin elimine edilebilmesi için hekssiz (*non-hex*) ölçü kopingleri geliştirilmiştir. Heksli (*hexed*) ölçü kopinglerinden farklı olarak, hekssiz ölçü kopinglerinde, implantın içine yerleşen bağlantı yüzeyi daha sıgıdır. Bu nedenle, çok sayıda implant bulunduğu ve implantlar arası açı farkı olduğunda, hekssiz ölçü kopinglerinin kullanılması önerilmektedir (Rashidan ve ark., 2012).

İmplant dış hekimliğinde ölçü, implant seviyesinde veya abutment seviyesinde alınabilmektedir. İmplant seviyesindeki ölçü tekniklerinin avantajı, abutment seçiminin ve abutmentin istenilen şekilde düzenlenmesinin, laboratuvar ortamında gerçekleştirilmesine olanak sağlamasıdır (Siadat ve ark., 2016). Ancak,

özellikle tam dişsiz vakalarda, çok sayıda ve açılı implant mevcutsa ve vida tutuculu restorasyonların yapılması planlanıyorsa, *multi-unit* abutmentlerin kullanılması tercih edilmektedir. *Multi-unit* abutmentlerin kullanımı sadece açısal farklılıkların düzenlenmesini sağlamaz; aynı zamanda, ölçü kopingleri ile implantlar arasındaki direkt bağlantıyı engelleyerek, ölçünün ağızdan uzaklaştırılması sırasında ortaya çıkabilecek deformasyon riskini de azaltır (Baig, 2014b). Dört implantın yerleştirildiği ve implantlar arası açı farkının olduğu araştırmalarda (Alikhasi ve ark., 2011; Geramipناه ve ark., 2015; Ozan ve Hamis, 2018), abutment seviyesi ölçü tekniklerinin daha doğru ölçüler sağladığı tespit edilmiştir. Bununla birlikte, çok sayıda ve paralel olmayan implantların varlığında, implant ve abutment seviyesindeki ölçü tekniklerinin doğruluğunun karşılaştırılması ile ilgili literatürdeki veri yetersizdir.

Çok sayıda implant mevcut olduğunda, ölçünün seviyesi (implant/abutment), ölçü kopinginin bağlantı yüzeyi (heksli/heksiz), ölçü kopinglerinin splintlenmesi veya splintlenmemesi ve ölçü kopingleri arasındaki açısal farklılıklar, ölçünün doğruluğunu ve restorasyonun uyumunu etkileyen faktörlerdir. Bu nedenle, bu tez çalışmasının amacı, bahsedilen bu faktörlerin, 6 implant yerleştirilmiş maksilladan alınan ölçülerin doğruluğuna etkisini dijital olarak değerlendirmektir.

Tez çalışmasının boş hipotezleri: (1) implantlar arasındaki açı farkının, (2) ölçü kopinglerinin bağlantı tiplerinin ve (3) ölçü kopinglerinin splintlenmesinin ölçünün doğruluğuna bir etkisi olmayacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

Protetik Terimler Sözlüğü'nde (2017) dental implant, “sabit veya hareketli protezlere destek ve retansiyon sağlamak amacıyla, mukoza ve/veya periostal tabaka altına; kemik üzerine veya içine yerleştirilen alloplastik materyaller” olarak tanımlanmaktadır. Günümüzde implantlar, diş veya doku kaybı rehabilitasyonunda konvansiyonel protezlere bir alternatif haline gelmiştir ve yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş eksikliği arttıkça, implant destekli tedavilerin planlaması daha komplike hale gelirken, teşhis ve planlamada kullanılan cihazlarda; implant tasarımında ve materyallerinde meydana gelen gelişmeler sayesinde, birçok vakada implant destekli tedaviler başarılı olmaktadır (Misch, 2015, s.1).

İmplant destekli bir tedavinin başarılı olabilmesi için ilk koşul osseointegrasyonun sağlanmasıdır. Osseointegrasyon latince os (kemik) ve integrate (birleşim) kelimelerinden oluşmaktadır. Branemark osseointegrasyonu, “kemik ve implant yüzeyinde herhangi bir fibröz doku büyümesi olmaksızın, implantın etrafında kemik oluşumu ile meydana gelen direkt ve yapısal fonksiyonel ilişki” olarak bildirmiştir (Branemark, 1985). Zarb ve Albrektsson (1991) ise “alloplastik materyallerin fonksiyonel kuvvetler sırasında kemik ile asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edilmesi işlemi” olarak tanımlamışlardır. Osseointegrasyon implanttan kemiğe etkin kuvvet iletimini sağlamaktadır (Zitzmann ve ark., 2001). Başarılı bir osseointegrasyon için implant materyalinin biyolojik uyumu, implantın şekli ve yüzey özellikleri, kemiğin durumu, primer stabilite ve yükleme koşulları önemlidir (Hobo ve ark., 1989).

Birçok klinik çalışmada yüksek implant sağkalım oranı rapor edilmiş olmasına rağmen, erken veya geç dönemde implant kayıpları ile karşılaşmak kaçınılmazdır (Şahin ve ark., 2002). Geç dönemde ortaya çıkan implant kayıpları biyomekanik komplikasyonlarla ilişkilendirilmektedir; ancak, başarısızlığa neden olan faktörler tam olarak anlaşılamamıştır (Taylor ve ark., 2000). Restorasyonların uyumsuzluğu, vida distorsiyonu veya gevşemesi, implant komponentlerinde oluşan

kırıklar gibi problemler potansiyel protetik problemler olarak gösterilmektedir (Taylor ve ark., 1998).

İmplant destekli sabit protezlerde genellikle implantların birbirlerine splintlenmesi önerilmektedir (Jivraj ve Chee, 2006). İmplantların birbirlerine splintlenmesi ile çiğneme kuvvetlerinin implantlar arasında dağıldığı, implantlara aşırı yük gelmesinin önlendiği (Huang ve ark., 2005), mekanik komplikasyonların azaldığı (Karl ve ark., 2007), peri-implant dokularda stresin azaldığı (Akca ve ark., 2007), daha az sayıda implant kullanılmasının mümkün olduğu ve tedavi maliyetinin azaldığı (Jivraj ve Chee, 2006) rapor edilmiştir. İmplantların birbirlerine splintlenmesinin birçok avantajı olmakla birlikte, tek parça protetik üst yapının üretilmesi ve uyumlandırılması oldukça zordur (Abduo ve ark., 2010).

Protetik üst yapının abutmentler üzerine pasif bir uyumla bağlanmasının, osseointegrasyonun uzun dönem başarılı bir şekilde devam etmesi (Branemark, 1983) ve komplikasyonların önlenmesi (Schwarz, 2000) için en önemli faktörlerden biri olarak gösterilmektedir.

2.1. Pasif Uyum Kavramı ve Önemi

İmplant tedavilerinde uzun süreli başarı için, protetik alt yapı ile abutment/implant arasında pasif uyum sağlanmalıdır. Pasif uyum, protetik alt yapının implant, abutment ve implantı çevreleyen kemik üzerinde kuvvet ve gerilime sebep olmadan; implant komponentlerine tutucular yardımı ile bağlanması olarak tanımlanabilmektedir (Jemt, 1995). Protetik alt yapının tüm yüzeyinin abutmenta uygun şekilde temasının sağlanması ile, abutment-implant-kemik kompleksine fazladan yükleme yapılması engellenmiş olmaktadır (Buzayan ve ark., 2013).

İmplantların dişlerden farklı olarak periodontal dokuya sahip olmaması sebebiyle, kuvvet gelmesi halinde kemik içerisindeki gömülme miktarlarının dişlere göre 10 kat daha az olduğu bilinmektedir. Dolayısıyla implantların protetik alt yapının uyumsuzluğunu kompanse etme olanakları daha sınırlıdır. Her ne kadar kusursuz pasif uyumun elde edilmesi ölçü ve protetik üretim aşamalarındaki boyutsal değişimler nedeniyle mümkün gözükmesede, implant vakalarında mümkün olan en pasif uyumun sağlanması gerekmektedir (Abduo ve ark., 2010; Sahin ve Cehreli, 2001).

Literatürde (Conrad ve ark., 2007; Kallus ve Bessing, 1994; Lorenzoni ve ark., 2000) pasif uyumu etkileyen faktörler aşağıdaki şekilde sıralanmaktadır:

- İmplant sayısı ve lokalizasyonu
- Kullanılan ölçü yöntemi ve materyali
- Restorasyonun tipi (simante/vidalı)
- Kullanılan abutment tipi (düz/açılı)
- Metal alt yapının tasarımı
- Protetik alt yapı materyali (nikel-krom/titanyum/zirkonya)
- Protetik restorasyonun tasarımı (tek parçalı/çok parçalı)
- Laboratuvar aşamasında teknisyenin sahip olduğu tecrübe ve laboratuvar aşamasında karşılaşılan sorunlar

Pasif uyuma sahip bir protetik yapı üretilebilmesi için öncelikle doğru ve net bir ölçü alınması gerekmektedir. Hatalı bir ölçü sonucunda implant komponentleri ile protez arasında pasif uyum sağlanamaması; vida gevşemesi, vida kırığı, plak akümülyasyonunda artış ve hatta osseointegrasyon kaybı ve implant kırığı gibi mekanik ve/veya biyolojik komplikasyonlara neden olabilmektedir (Balshi, 1996; Eckert ve ark., 2000; Kan ve ark., 1999; Sahin ve Cehreli, 2001; Wee ve ark., 1999).

2.2. Ölçünün Doğruluğunu Etkileyen Faktörler

İmplant destekli protezlerde ölçüyü etkileyen faktörler; ölçü tekniği, ölçü materyalleri (Wee, 2000), ölçü kopinglerinin splintlenmesi veya splintlenmemesi, splintleme materyali, implant sayısı ve açısı (Ma ve Rubenstein, 2012) olarak bildirilmiştir.

2.2.1. Ölçü teknikleri

İmplant destekli protezlerin fabrikasyonunda kullanılan ölçü teknikleri genel olarak konvansiyonel ve dijital ölçü teknikleri olmak üzere 2'ye ayrılmaktadır.

2.2.1.1. Konvansiyonel ölçü teknikleri

Konvansiyonel ölçü teknikleri ölçü kopinglerine erişim ve kullanılan kaşığa göre kapalı kaşık ve açık kaşık teknikleri olarak 2 ana başlıkta incelenebilir. Konvansiyonel ölçü teknikleri, ayrıca, ölçü seviyesine göre implant ve abutment seviyesi ölçü teknikleri olarak 2'ye ayrılmaktadır.

2.2.1.1.1. Kapalı kaşık ölçü tekniği

Bu teknik, indirekt teknik veya transfer yöntemi olarak da adlandırılmaktadır. Kapalı ölçü kaşığı ve konik şekilli ölçü kopingleri kullanılarak uygulanan bir ölçü yöntemidir. Bu yöntemde kullanılan ölçü kopinglerine transfer tip ölçü kopingi de denir (Lee ve ark., 2008a). Uygulama esnasında ölçü kopingi implanta bağlanır ve içinde ölçü materyali bulunan kaşık ağza yerleştirilir. Ölçü materyali sertleştikten sonra kaşık ağızdan çıkartılır ve ölçü kopingleri ağızda kalır. Daha sonra ölçü kopingleri implanttan ayrılır ve implant analoglarına bağlanır. Bu analog-koping birleşimi ölçüde kopinglerin oluşturduğu negatif boşluklara yerleştirilir (Carr 1991; Conrad ve ark., 2007; Lee ve ark., 2008a). Bu işlem sırasında kopinglerin ölçü içerisine doğru pozisyonda yerleştirildiğinden emin olunmalıdır (Bhakta ve ark., 2011; Carr 1991).

Daoudi ve arkadaşları (2003) kapalı kaşık tekniği ile ölçü alındıktan sonra, tecrübeli diş hekimleri, doktora öğrencileri ve dental teknisyenlerden oluşan 3 farklı gruptan ölçü kopinglerini yerleştirmelerini istemişlerdir. Elde edilen modeller üzerindeki analog ile ana model üzerindeki implantın pozisyonları karşılaştırıldığında, kopinglerin orijinal pozisyonlarında yerleştirilemediği tespit edilmiştir. Kapalı kaşık tekniğinin en önemli dezavantajının kopinglerin yerleştirilmesi sırasında ortaya çıkan hatalar olduğu öne sürülmektedir. Özellikle çok sayıda implant varlığında bu hata katlanarak artabilir (Lee ve ark., 2008a). Ayrıca, implantların paralel olarak yerleştirilemediği durumlarda indirekt teknik kullanılırsa, kaşığın ağızdan uzaklaştırılması sırasında kopinglerin ölçü materyalinde deformasyonlara neden olabileceği belirtilmiştir (Choi, 2007).

Kapalı kaşık tekniğinin daha kolay ve hızlı bir yöntem olması ve ölçü kopingi ile analogun elde birleştirilmesinin daha güvenilir olması bu tekniğin avantajları olarak sıralanabilir (Carr, 1991). Ayrıca indirekt tekniğin, sınırlı ağız açıklığı varlığında, bulantı refleksi bulunan hastalarda ölçünün ağızdan mümkün olan en kısa zamanda çıkarılması gerektiğinde ve posterior bölgede implanta ulaşımın zor olduğu durumlarda endike olduğu bildirilmiştir (Chee ve Jivraj, 2006; Liou ve ark., 1993).

2.2.1.1.2. Açık kaşık ölçü tekniği

Direkt teknik veya *pick-up* yöntemi olarak da adlandırılan açık kaşık tekniği, implantların bulunduğu bölgede, ölçü kopinglerinin koronal kısımlarının görülmesini sağlayan bir açıklığa sahip şahsi bir kaşık ve kare şeklinde ölçü kopingleri kullanılarak uygulanan ölçü yöntemidir. Tekniğin uygulanmasında, ölçü kopingleri implantlara bağlanır ve içerisinde ölçü materyali olan kaşık ağza yerleştirildikten sonra akıcı kıvamdaki ölçü materyali ölçü kopinglerinin etrafına da enjekte edilir. Ölçü materyali sertleştikten sonra, ölçü kopinglerinin vidaları gevşetilir ve ölçü kaşığı, içinde ölçü kopingleri ile birlikte ağızdan uzaklaştırılır. Ölçü materyali içine sabitlenmiş ölçü kopinglerine implant analogları bağlanır (Carr, 1991; Chee ve Jivraj, 2006; Conrad ve ark., 2007; Lee ve ark., 2008a).

Açık kaşık tekniği implantların açılanması nedeniyle ölçü materyalinde oluşabilecek deformasyon riskini azaltmaktadır. Ayrıca kapalı kaşık tekniğinin aksine, kopinglerin ölçü içine tekrar yerleştirilmesine gerek kalmaması, yerleştirmeye bağlı oluşabilecek hataları elimine etmektedir (Carr, 1991; Conrad ve ark., 2007). Ancak, açık kaşık tekniğinin daha komplike olması ve hassasiyet gerektirmesi, kopinglerle analogların bağlanması sırasında rotasyonel bir hareket oluşturma olasılığı gibi dezavantajları da mevcuttur (Carr, 1991).

2.2.1.1.3. Ölçü seviyesine göre konvansiyonel ölçü teknikleri

Ölçü seviyesine göre konvansiyonel ölçü teknikleri implant ve abutment seviyesi ölçü teknikleri olmak üzere sınıflandırılabilir. 1980li yılların başından 1990lı yılların ortalarına kadar ölçüler sadece abutment seviyesinde alınmaktaydı. Ancak sonraki yıllarda estetik beklentilerin artması ve implant firmalarının ticari ürünler

geliştirmeleri ile implant seviyesi ölçü teknikleri kullanıma girmiştir (Geramipناه ve ark., 2015).

Abutment seviyesindeki ölçü tekniğinde, abutment implanta bağlanır ve tork kuvveti ile sabitlenir. Daha sonra abutment üzerine yerleştirilen plastik ölçü kopingleri üzerinden kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak ölçü alınır ve plastik parça ölçü materyalinin içinde kalır. İmplant ve abutmentin tek parça olarak bulunduğu abutment analoğu ölçü içine yerleştirilir ve model elde edilir (Şekil 1) (Alikhasi ve ark., 2011).



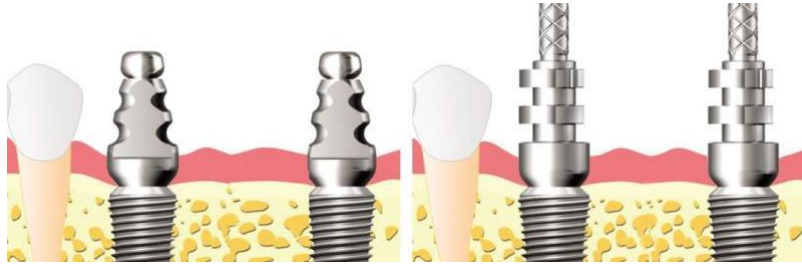
Şekil 1. Abutment seviyesindeki ölçü tekniğinde abutment üzerine yerleştirilen plastik ölçü kopingleri (Alikhasi ve ark., 2011)

Çok üyeli ve vida tutuculu sabit protetik restorasyonların yapımında kullanılan *multi-unit* abutmentler günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir. *Multi-unit* abutmentler özellikle çok sayıda implant olduğunda ve implantlar arasında açısal farklılıklar bulunduğunda avantajlı bir hale gelmektedir (Heller ve ark., 2019). *Multi-unit* abutmentler kullanıldığında abutment seviyesinde ölçü alınmaktadır. Bu abutmentler için transfer ve pick-up tip *multi-unit* ölçü kopingleri bulunmaktadır ve hem açık kaşık hem de kapalı kaşık teknikleri ile abutment seviyesinde ölçü alınabilmektedir (Şekil 2).



Şekil 2. *Multi-unit* abutment ve ölçü kopingi

İmplant seviyesinde ölçü tekniğinde ise transfer veya *pick-up* tipi ölçü kopingleri implanta bağlanır (Şekil 3); kapalı veya açık kaşık ölçü yöntemleri ile ölçü alınır. Bu teknikte abutmentler, ölçü alındıktan sonra seçilir; laboratuvarda abutment üzerinde istenilen şekilde düzenleme yapılabilir. Bu tekniğin, geçici restorasyon hazırlığını kolaylaştırma, abutmentin dişeti seviyesini ayarlayarak estetiği geliştirme, açılı yerleştirilmiş implantlar arasındaki açı farkını düzenleme ve laboratuvar ortamında daha kolay abutment seçimi sağlama gibi avantajları bulunmaktadır (Alikhasi ve ark., 2011; Choi ve ark., 2007).



Şekil 3. İmplant seviyesindeki ölçü tekniğinde kullanılan transfer ve *pick-up* tipi ölçü kopingleri (Alikhasi ve ark., 2011)

2.2.1.1.4. Ölçü kopinglerinin splintlenmesi

Açık kaşık ölçü tekniğinde ölçü kopinglerinin ölçü ağızdan çıkarılırken veya implant analoguna sabitlenirken hareket etmesi en çok gözlenen problemlerden birisidir (Kempler, 2011; Lee ve ark., 2008a; Lee ve Cho, 2011). Branemark ve arkadaşları (1985) ölçü kopinglerini diş ipi ile birbirine bağlamış ve takibinde otopolimerize akrilik rezinle kaplayarak sabitlemişlerdir. Bunun altında yatan prensip, ölçü kopinglerinin rijit bir materyalle birbirlerine splintlenerek, ölçü sırasında hareket etmelerine engel olmaktır.

İmplant ölçü teknikleri ve materyalleri hakkında yapılan bir sistematik derlemede (Lee ve ark., 2008a), kopinglerin splintlenmesi veya splintlenmemesi konusunda fikir birliği olmadığı ve her iki yöntemin de doğru olduğunu gösteren araştırmaların mevcut olduğu bildirilmiştir. Derlemeyi yapan araştırmacılar, özellikle güncel makalelerde splintleme tekniğinin daha iyi sonuç verdiğini gözlemlemişler,

bu durumun da splintleme materyallerinin teknolojisindeki ilerlemelerle bağlantılı olabileceğini ileri sürmüşlerdir (Lee ve ark., 2008a).

Splintleme tekniğinde en çok karşılaşılan sorunlar splint materyalinin distorsiyonu (Spector ve ark., 1990) ve splint materyali ve koping arasındaki bağlantının kopmasıdır (Burawi ve ark., 1997). Bu nedenle splintleme amacıyla kullanılan materyal oldukça önem taşımaktadır. Splintleme için en çok tercih edilen materyallerden biri akrilik rezindir. Akrilik rezin, otopolimerize akrilik rezin (Assif ve ark., 1999; Vigolo ve ark., 2003), *dual-cure* akrilik rezin (Assif ve ark., 1999) ve prefabrike akrilik rezin bar (Dumbrigue ve ark., 2000) formlarında kullanılabilir. Ancak, bu materyalin polimerizasyon sırasında büzülme göstermesi sonucu ölçü kopingleri hareket etmekte ve elde edilen ölçüde distorsiyon meydana gelmektedir (Lee ve Cho, 2011). En çok büzülme (%80), polimerizasyon başladıktan itibaren ilk 17 dakika içerisinde meydana gelmekte, 24 saat sonra ise bu miktar %9'a kadar düşmektedir (Mojon ve ark., 1990). Polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla Ivanhoe ve arkadaşları (1991) akrilik rezin blokların kullanımını önermiştir. Vigolo ve arkadaşları (2003) ise akrilik rezin blokların 1 gün önceden hazırlanmasının, ölçü kopingleri ile bağlamanın ise ölçü öncesi yapılmasının, polimerizasyon büzülmesini en aza indireceğini öne sürmüştür. Geliştirilen başka bir yöntem de, splint materyalinin bağlantısının kesilerek iki parça arasında ince bir boşluk bırakılması, daha sonra parçaların tekrar bağlanmasıdır. Az miktarda materyal kullanımının akrilik rezinde görülecek büzülmeyi azaltacağı düşünülmektedir (Assif ve ark., 1992; Inturregui ve ark., 1993). Akrilik rezinin farklı tekniklerle splintleme materyali olarak kullanıldığı bir çalışmada (Filho ve ark., 2009), prefabrike akrilik rezin bar ile splintleme, diş ipi üzerine otopolimerize akrilik rezin uygulanıp parçalara ayrılan ve ayrılmayan gruplara göre daha doğru sonuçlar vermiştir.

Akrilik rezin dışında alçı, kompozit rezin, oklüzyon kaydetmek amaçlı kullanılan polietilen ve polivinil siloksan da ölçü kopinglerinin splintlenmesinde kullanılan materyallerdir. Oklüzyon kaydedici materyallerin rijit olmaları ve boyutsal stabilitelerinin iyi olması gibi pozitif özelliklerinin, splintleme işlemi için bir avantaj olacağı düşünülmektedir (Buzayan ve ark., 2013).

Literatürde farklı splintleme materyallerinin ölçünün doğruluğuna etkisini inceleyen araştırmalar mevcuttur. Otopolimerize akrilik rezin, dual-cure akrilik rezin ve ölçü alçısının splintleme materyali olarak kullanıldığı bir çalışmada (Assif ve ark., 1999), *dual-cure* akrilik rezinin diğer iki materyale göre daha kötü sonuç verdiği tespit edilmiştir. Araştırmacılar bu durumun, *dual-cure* rezinin polimerizasyonunun tamamlanmamış olmasından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir (Assif ve ark., 1999).

Lee ve Cho (2011), 6 adet kare pick-up tip ölçü kopinglerinin bulunduğu modelleri kullanarak 5 ayrı splintleme materyalinin boyutsal stabilitesinin ölçünün doğruluğu üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Grup 1’de, ölçü kopingleri otopolimerize akrilik rezin ile splintlenmiştir. Polimerizasyon büzülmesinin önüne geçmek için bu akrilik rezinler parçalara ayrılmış ve 24 saat sonra tekrar birleştirilerek ölçü alma işlemi gerçekleştirilmiştir. Grup 2’de, ölçü kopingleri otopolimerize akrilik rezin ile splintlenmiş; ölçü alma işlemi 17 dakika sonra gerçekleştirilmiştir. Grup 3’te, ölçü alçısı ile ölçü kopinglerini çevreleyen primer bir ölçü alındıktan sonra polieterle ikinci bir ölçü daha alınmıştır. Grup 4’te, ölçü kopingleri diş ipi ile sarıldıktan sonra alçı ile splintlenmiş; Grup 5’te ise polivinil siloksan oklüzyon kaydedici materyal ile splintlenmiştir. Yapılan ölçümler sonucu, en az distorsiyon Grup 1’de; en fazla distorsiyon ise Grup 2’de görülmüştür. Grup 3 ve 4 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamış ancak her iki grup da polivinil siloksan grubuna göre daha iyi sonuçlar vermişlerdir. Araştırmacılar, otopolimerize akrilik rezin kullanıldığında polimerizasyon büzülmesinin mutlaka dikkate alınması gerektiğini ve ölçü alçısının splintleme için basit ve etkili bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir (Lee ve Cho, 2011).

Hariharan ve arkadaşları (2010), splintleme yapılan ve yapılmayan ölçü tekniklerini ve farklı splint materyallerini karşılaştırmayı amaçladıkları çalışmalarında 4 adet implant bulunan modelden direkt teknikle ve polieter ölçü materyali ölçü almışlardır. Dört farklı test grubunun olduğu çalışmada gruplar şu şekilde oluşturulmuştur: (1) ölçü kopingleri splintlenmemiştir; (2) kopingler akrilik rezin ile splintlenmiş ve 4 dk sonra parçalara ayrılarak tekrar splintlenmiştir; (3) kopingler oklüzyon kaydedici polivinil siloksan ile splintlenmiştir; (4) kopingler

oklüzyon kaydedici polieter ile splintlenmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda, ana modele en yakın sonuçlar polieter ile splintlemenin uygulandığı grupta görülmüştür. Grup 4'ü sırasıyla Grup 2, Grup 1 ve Grup 3 takip etmiştir. Polivinil siloksanın diğer materyallere kıyasla daha kötü sonuç vermesinin nedeni olarak materyalin rijiditesinin akrilik rezin ve polietera göre daha düşük olması gösterilmiştir.

Öngül ve arkadaşları (2012), splintleme materyali olarak akrilik rezin ve ışıkla polimerize olan kompozit rezinin doğruluğunu karşılaştırdıkları çalışmalarında, akrilik rezinle daha doğru ölçü elde edildiğini tespit etmişlerdir. Araştırmacılar, kompozit rezine kıyasla akrilik rezinin izolasyon ve ışık kaynağı gibi ilave bir ekipman gerektirmemesi ve maliyetinin daha düşük olması nedeniyle, klinik için daha uygun bir splintleme materyali olduğunu belirtmişlerdir.

Özcelik ve Yılmaz (2012), implant destekli overdenture protezler için fonksiyonel açık kaşık ölçü tekniği geliştirmişlerdir. İki farklı yoğunlukta ölçü materyali kullanılan teknikte, ölçü kopingleri birbirlerine splinte edilmemiş; otopolimerize akrilik rezinle ölçü kaşığına sabitlenmiştir. Araştırmacılar, bu tekniğin daha basit ve daha az zaman alıcı olduğunu belirtmişlerdir.

2.2.1.1.5. Konvansiyonel ölçü tekniklerinin karşılaştırılması

Naconecy ve arkadaşları (2004) 3 ayrı ölçü tekniği ile elde edilen modeller üzerinde hazırlanan metal alt yapıların deformasyonlarını değerlendirerek en hassas ölçü prosedürünü saptamayı amaçlamıştır. Açık kaşık (splintli/ splintsiz) ve kapalı kaşık ölçü tekniklerinin kullanıldığı bu çalışmada, 5 implant bulunan ana modelden polieter ölçü materyali ile ölçü alınmıştır. Açık kaşık-splintli teknikte kullanılan kare şeklinde ölçü kopingleri, karbon çelik pinler ve akrilik rezin kullanılarak birbirlerine splintlenmiştir. Açık kaşık-splintsiz teknikte de kare ölçü kopingleri kullanılırken, kapalı kaşık tekniğinde konik şekilli ölçü kopingleri kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda, en az deformasyon açık kaşık-splintli teknik ile elde edilen modeller üzerinde hazırlanan alt yapılarda gözlenmiştir. Açık kaşık-splintsiz ve kapalı kaşık teknikleri arasında ise istatistiksel olarak belirgin bir fark bulunamamıştır.

Açık kaşık-splintli, açık kaşık-splintsiz ve kapalı kaşık ölçü yöntemlerinin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada (Al-Quran ve ark., 2012), 4 implant bulunan bir ana model kullanılmıştır. Splintli teknikte ölçü kopingleri akrilik rezinle splintlenmiş; splintleme materyali kesilmiş 24 saat sonra tekrar bağlanmıştır. Çalışmanın sonucunda açık kaşık-splintli teknikle en doğru sonuçların alındığı tespit edilmiş ancak tüm tekniklerde görülen sapma miktarının klinik olarak kabul edilebilir seviyenin altında olduğu bildirilmiştir (Al-Quran ve ark., 2012). Stimmelmayer ve arkadaşları (2012) da 4 implant bulunan modelden açık kaşık-splintli, açık kaşık-splintsiz ve kapalı kaşık ölçü yöntemleriyle aldıkları ölçülerin doğruluğunu dijital olarak karşılaştırmışlardır. Açık kaşık-splintli tekniğin en doğru sonuçları verdiği çalışmada, diğer iki teknik arasında bir fark bulunamamıştır (Stimmelmayer ve ark., 2012).

Klinik bir çalışmada, Gallucci ve arkadaşları (2011) 2 adet implant yerleştirilmiş, 11 parsiyel dişsiz boşluğu bulunan 7 hastadan açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü teknikleri ve polieter ölçü materyali kullanarak ölçü almışlardır. Elde edilen modeller üzerine rezin altyapı hazırlanmış ve mikro bilgisayarlı tomografi kullanılarak altyapı-koping arasındaki boşluk miktarı ölçülmüştür. Ayrıca hastaların ölçü tekniklerini konfor açısından değerlendirmeleri istenmiştir. Veriler incelendiğinde, implantlar arasında 10° den daha az açı farkı olduğunda iki teknik arasında anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir. Görsel analog skalası sonuçlarına göre de açık kaşık ve kapalı kaşık teknikleri için hasta memnuniyeti benzerdir.

Başka bir klinik çalışmada, Papaspyridakos ve arkadaşları (2011) açık kaşık-splintli ve açık kaşık-splintsiz ölçü tekniklerinin protezin pasif uyumu üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Bu amaçla, 12 hastanın toplam 13 dişsiz arkına yerleştirilmiş 80 implant üzerinden ölçü alınmıştır. Açık kaşık-splintli ölçü tekniğinde ölçü kopinglerini splintlemek için akrilik rezin kullanılmış tüm yöntemlerde ise ölçü materyali olarak polieter kullanılmıştır. Elde edilen modeller üzerine CAD-CAM sistemiyle zirkonya altyapılar hazırlanmıştır. Açık kaşık-splintli ölçü tekniğinin uygulandığı 13 arktan elde edilen modellerden 12 tanesinde klinik olarak pasif oturan bir protetik restorasyon elde edilirken, açık kaşık-splintsiz ölçü tekniğinin uygulandığı 13 arktan elde edilen modellerden ise sadece 6 tanesinde pasif

oturan protetik restorasyon elde edilmiştir. Klinik araştırmanın sonucunda, tam dişsiz arklar üzerine implant destekli tek parça protez yapımında, açık kaşık-splintli ölçü tekniğinin splintsiz tekniğe oranla çok daha hassas ölçü verdiği tespit edilmiştir.

2.2.1.2. Dijital ölçü teknikleri

Bilgisayar destekli tasarım-Bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) sistemlerini de kapsayan dijital dental teknoloji kavramı, 1980 yılından itibaren gelişmeye başlamış, ancak diş hekimliği pratiğine girişi 1990'lı yılların başlarında olmuştur. CAD-CAM sisteminin ortaya çıkışı ile de dijital dental teknoloji hızlı bir şekilde gelişmeye devam etmiş; çeşitli klinik ve laboratuvar işlemlerinin yapılabilmesine olanak tanımıştır. 2003 yılında, prepare edilmiş diş yüzeyini tarayan ve üç boyutlu dijital ölçüsünü almaya olanak sağlayan elektronik bir ölçü cihazı tanıtılmıştır. Konvansiyonel sabit restorasyonların yapımında kullanılan dijital ölçü yöntemleri, dijital dental teknolojinin gelişmesinde büyük bir rol oynamıştır, çünkü bu ölçü yöntemi dijital olarak tasarlanmış bir protetik restorasyonun ilk basamağını oluşturmaktadır (Lee ve ark., 2015; Lin ve ark., 2013).

Dijital ölçü yöntemlerinin konvansiyonel ölçü yöntemlerine göre hasta açısından daha kabul edilebilir bir yöntem olması, ölçü materyalinin ve model materyalinin distorsiyonu gibi olumsuz faktörleri elimine etmesi, üç boyutlu görüntü oluşturmaya, daha kısa zamanda işlemin gerçekleştirilmesi ve daha ekonomik olması gibi avantajları bulunmaktadır (Christensen, 2009). Ayrıca osseointegrasyonun erken dönemlerinde dokulara temas olmadan ölçü alınması da önemli bir avantaj olarak gösterilmektedir (Lee ve Gallucci, 2013).

İmplant destekli protezlerin fabrikasyonunda dijital ölçü kullanılması, implant çevresindeki protetik boşluğun, restore edilecek arayüzün derinliğinin ve abutmentin tasarım ve çıkış profili konfigürasyonunun daha iyi değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır (Patel, 2010). Dijital ölçü ile elde edilen taramalar, CAD-CAM teknolojisi ile kombine edilerek implant destekli sabit ve tam protezler üretilmektedir (Goodacre, 2012; Lee ve ark., 2015).

Dijital ve konvansiyonel ölçü yöntemlerinin etkinliklerinin fantom modeller üzerinde karşılaştırıldığı bir çalışmada (Lee ve Gallucci, 2013), maksiller sol ikinci premolar bölgedeki dişsiz sahaya yerleştirilen implant bölgesinden, diş hekimliği 2. sınıf öğrencileri her iki ölçü yöntemini kullanarak ölçü almışlardır. Konvansiyonel ölçü yönteminde kapalı kaşık ölçü tekniği; dijital ölçü tekniğinde ise i-Tero (Cadent i-Tero, Carstadt, Amerika) dijital ölçü sistemi kullanılmıştır. Bu yöntemde implant pozisyonunun dijital olarak transferinde taranabilir bir ölçü kopingi (Scan Body, Straumann, Amerika) kullanılmış ve ortalama 17 farklı dijital tarama yapılarak işlem tamamlanmıştır. Bu işlemin sonucunda, elektronik ortamda ölçü görüntüsü elde edilmiş ve ilgili firmaya ana modelin oluşturulması için görüntü gönderilmiştir. İki farklı teknikle elde edilen modeller; implant alanının doğru kopyalanmış olması, komşu ve karşıt dişlerin oklüzal, bukkal, lingual ve interproksimal bölgelerinde herhangi bir boşluk olmaması, vestibül ve mukogingival bölgenin uygun bir şekilde transfer edilmesi açısından değerlendirilmişlerdir. Ayrıca çalışma zamanları ve tekrar ölçü veya tarama gerekliliği de dikkate alınmıştır. Çalışmanın sonunda, dijital ölçü yönteminin daha etkin ve daha hızlı olduğu tespit edilmiştir. Herhangi bir hata ile karşılaşıldığında, dijital ölçü yönteminde tekrar tarama yapılabilmesi hem zaman hem de materyal kullanımı açısından daha avantajlı bulunmuştur. Konvansiyonel ölçü yönteminin belirli bir tecrübe gerektirdiği; dijital ölçünün uygulanmasının daha kolay olması nedeniyle öğrenciler tarafından daha çok tercih edildiği rapor edilmiştir (Lee ve Gallucci, 2013).

Konvansiyonel ölçü yöntemlerinde, ölçü alınmadan önce implant üzerindeki iyileşme başlığı çıkarılır ve ölçü kopingi yerleştirilir. Ölçü alındıktan sonra ölçü kopingi çıkarılarak implant analogu ile bağlanır ve ölçü materyalinin içerisine yerleştirilir. İyileşme başlığı tekrar implanta vidalanır. Bu işlemler zaman alıcıdır ve ölçü kopinginin ölçü içerisine yerleştirilmesi sırasında hata yapma ihtimali bulunmaktadır. Bu olumsuzlukları elimine etmek amacıyla, CAD-CAM teknolojisi kullanan bir dijital ölçü ve şahsi abutment üretim sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde (Encode; Biomet 3i Implant Innovation, Amerika) oklüzal yüzünde kodlar bulunan özel iyileşme başlıkları kullanılarak ölçü alınmaktadır. Bu kodlar, yerleştirilen implantın derinliği, açısı, hex oriyantasyonu, platform çapı ve implantı çevreleyen yumuşak doku yüksekliği hakkında bilgileri içermektedir. Sistemin uygulanmasında,

iyileşme başlıkları üzerinden bir ölçü alınır ve model elde edilir. Model, üretici firmaya gönderilir, lazer tarayıcıda taranarak implant ile ilgili bilgiler yazılıma yüklenir ve CAD programında şahsi abutment tasarlanır (Grossmann ve ark., 2006; Telleman ve ark., 2011). Daha sonra iyileşme başlığı üzerindeki kodlardan alınan bilgilere göre *Robocast Technology* adı verilen sistemle model üzerinde implant analogu için bir yuva açılır ve analog yerleştirilir. CAM sistemi ile şahsi abutment freze edilir ve implant analoguna bağlanır; restorasyon model üzerinde hazırlanır (Telleman ve ark., 2011).

Encode Robocast sistemi ile konvansiyonel ölçü yönteminin kıyaslandığı bir çalışmada (Eliasson ve Ortorp, 2012), akrilik yapay çene üzerinde her yarım arka birbirine paralel olacak şekilde 3'er adet implant konumlandırılmıştır. Bir tarafta direkt ölçü yöntemiyle diğer tarafta ise Robocast yöntemiyle implant analogları yerleştirilmiştir. Analoglar ile orijinal modeldeki implantların konumları kıyaslandığında, her iki yöntemin de oldukça hassas olduğu ancak, konvansiyonel yöntemle daha doğru sonuç alındığı bildirilmiştir. Araştırmacılar tek üye veya az üyeli implant destekli protezlerde her iki tekniğin de kullanılabileceğini belirtmişlerdir (Eliasson ve Ortorp, 2012). Başka bir çalışmada (Howell ve ark., 2013), ana model üzerinde bir tarafa birbirine paralel olan 2 implant, diğer tarafa ise bir tanesi 15° açılı olan 2 implant yerleştirilmiş ve bu modeller üzerinden direkt, indirekt ve Encode Robocast sistemiyle ölçü alınmıştır. Elde edilen modeller karşılaştırıldığında, konvansiyonel ölçü tekniklerinin Encode Robocast sistemine göre daha doğru oldukları tespit edilmiştir. Encode Robocast sistemi ile elde edilen modellerde paralel ve paralel olmayan implantlar kıyaslandığında ise, paralel olan implantlarda analogların daha doğru konumlandırıldığı saptanmıştır. Araştırmacılar bu sistemle ilgili, çok sayıda implant yerleştirilmiş modeller üzerine hazırlanan metal alt yapıların da uyumunun değerlendirildiği, daha çok laboratuvar ve klinik çalışmaya ihtiyaç olduğunu öne sürmüşlerdir (Howell ve ark., 2013).

Güncel bir araştırmada (Alsharbaty ve ark., 2019) ise, iki implantın yerleştirildiği kısmi dişsiz modellerden, açık kaşık, kapalı kaşık ve dijital ölçü (Trios 3Shape, IOS, Kopenhag, Danimarka) yöntemleri kullanılarak alınan ölçülerin

doğruluğu karşılaştırılmış ve dijital ölçülerin anlamlı derecede daha fazla hata oluşturduğu tespit edilmiştir.

2.2.2. Ölçü materyalleri

İmplantların üç boyutlu oryantasyonlarının iyi bir şekilde kaydedilmesinde, doğru ölçü tekniğinin kullanılmasının yanı sıra ideal ölçü materyalinin seçilmesi de önemli bir rol oynamaktadır. Ölçü materyallerinin doğruluk ve rijidite gibi mekanik özelliklerinin alınan ölçünün hassasiyetini etkilediği bildirilmiştir (Liou 1993; Wee ve ark., 1999; Wee 2000).

İmplant ölçülerinde kullanılan ölçü materyallerinde olması gereken özellikler; doğru ve net bir ölçü vermesi, ağızdan çıkarılması esnasında yırtılmayacak kadar dirence sahip olması, boyutsal stabilite ve gerilime maruz kaldığında kalıcı deformasyon oluşmayacak derecede elastikiyet göstermesi şeklinde sıralanabilir (Kempler, 2011). Ölçü materyalinin sertlik derecesi de oldukça önemlidir. Sertlik, plastik deformasyona gösterilen dirençtir ve ölçü materyallerinin direnci *Shore A Hardness* testi ile ölçülmektedir. Bu testte, ölçü materyaline standart bir kuvvet uygulandığında yüzeyde oluşan çukurun derinliği saptanır ve sertlik değeri hesaplanır (Bonsor ve Pearson, 2012, s.260). Yüksek Shore A sertlik numarasına sahip ölçü materyallerinin rijiditeleri yüksek olduğu için, ölçü kopinglerinde oluşabilecek hareketler en az seviyede olur; bu nedenle, implant ölçüleri için uygun materyallerdir (Kempler, 2011; Wee, 2000).

İmplant ölçü materyalinin seçiminde materyalin doğru bir ölçü vermesinin yanında, klinisyenin materyalle olan deneyimi, materyalin çalışma ve polimerizasyon zamanı ve intraoral andırkatların varlığı göz önünde bulundurulmalıdır (Kempler, 2011).

Günümüze kadar implant destekli protezlerin fabrikasyonunda, kondenzasyon silikonu, polisülfid, irreversible hidrokolloid ve ölçü alçısının da dahil olduğu birçok ölçü materyali kullanılmış olmakla beraber; polieter ve polivinil siloksan ile daha başarılı sonuçlar alındığı bildirilmiştir (Assuncao ve ark., 2004; Barrett ve ark., 1993;

Lorenzoni ve ark., 2000; Wee 2000). Son yıllarda geliştirilen vinil polieter siloksan ölçü materyali de implant destekli protez ölçülerinde tercih edilmektedir.

2.2.3.1. Polivinil siloksan (A-tipi silikon, ilave tip silikon, katılma silikonu)

Polisülfid ve kondenzasyon silikonuna alternatif olarak geliştirilmiş olan polivinil siloksan, silikon prepolimeri esaslı, vinil ve hidrojen yan gruplarına sahip bir ölçü materyalidir (Sakaguchi ve Powers, 2012, s.288; O'Brien, 2002, s.95). Polimerizasyon sırasında büzölmeye neden olan uçucu bir yan ürün içermediği için boyutsal stabilitesi iyidir ve detayları iyi kaydeder (Del'Acqua, 2010a; O'Brien, 2002, s.95; Sakaguchi ve Powers, 2012, s.289).

İmplant destekli protezlerin fabrikasyonunda kullanılan ölçü materyallerinin ideal olarak kabul edilebilmesi için önemli kriterlerden biri elastik geri dönüştür. Ölçünün ağızdan çıkartılması sırasında oluşan kuvvetler sonucu ölçü materyalinde bazı yapısal değişiklikler oluşabilir. Kullanılan ölçü materyali bu kuvvetlere karşı koyabilmeli ve boyutsal stabilitesini koruyabilmelidir (Lu, 2004). Polivinil siloksan mükemmel elastisiteye sahip olduğu için deformasyona karşı dirençlidir (Del'Acqua, 2010a; O'Brien, 2002 s.95) Ayrıca, polivinil siloksan ölçü materyali sertleştikten sonra 1 hafta süreyle saklanabilir ve tekrar alçı dökülerek model elde edilebilir. Kokusu ve tadı hastayı rahatsız etmez ve patların kontrast renklerde olması sayesinde ölçünün doğruluğu daha kolay değerlendirilebilir (O'Brien, 2002 s.99).

İlave tip silikon materyalleri doğaları gereği hidrofobik yapıdadırlar. Net ölçü alımına engel olan bu negatif özelliğin ortadan kaldırılması için, ölçü materyali içerisine bazı sürfaktanlar eklenerek hidrofilik hale dönüştürölmüştür. Böylece ölçü alma işlemi sırasında oral mukozayı ıslatabilirliği arttırılmış ve alçı model üzerinde hava kabarcığı oluşma ihtimali azaltılmıştır (Lu, 2004; Sakaguchi ve Powers, 2012, s.296).

Polivinil siloksan ölçü materyali iki farklı pattan oluşmaktadır. Bu patlar düşük, orta, yüksek ve çok yüksek olmak üzere 4 farklı vizkozite seçeneğine sahiptir. Düşük/orta ve çok yüksek vizkozitelerde patlar manuel olarak; düşük/orta ve yüksek vizkozitelerde patlar ise ölçü karıştırma makinesinde veya ölçü tabancasıyla

karıştırılarak hazırlanabilir (Sakaguchi ve Powers, 2012, s.297). Polivinil siloksan ölçü materyalinin farklı vizkozitelere sahip olması, tek aşamalı veya çift aşamalı gibi farklı ölçü tekniklerinde kullanılmasına olanak sağlamaktadır (van Noort, 2007, s.199).

2.2.3.2. Polieter

Polieter ölçü materyali, düşük molekül ağırlıklı polieter ve etilen imin terminal grup içeren bir baz ve aromatik sülfonik ester içeren bir katalizörden oluşmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012, s.290). Polivinil siloksana kıyasla daha rijit bir özelliğe sahip olan polieter, yüksek boyutsal stabilite göstermesi, baskılama/makaslama kuvvetleri altında minimum deformasyona uğraması, ölçü kopinglerini doğru bir şekilde kapsaması ile ideal bir implant üstü ölçü materyali olarak tanımlanabilir (Del'Acqua ve ark., 2010a). Uygun Shore A sertlik değerleri gösterdiği için, çok sayıda implant yerleştirilmiş tam dişsiz ağızlarda polieter ölçü maddesi kullanılması önerilmektedir (Wee, 2000).

İlave tip silikon ölçü materyalleri ile karşılaştırıldığında polieter ölçü materyali daha düşük bir elastik geri dönüş özelliği göstermekte, ölçünün ağızdan çıkartılması esnasında az da olsa deformasyona uğrayabilmektedir (Lu, 2004). Yeni jenerasyon polieter ölçü materyalleri biraz daha esneklik gösterse de, materyalinin hidrofilik karakteri ağızdan çıkarılmasını zorlaştırmaktadır (Anusavice ve ark., 2012, s. 164)

Düşük nemli ortamda bu ölçü materyalinin boyutsal stabilitesi çok iyidir. Bu özellik materyalin hiçbir uçucu madde içermemesine dayanır. Sertleşmiş madde oldukça hidrofobiktir ve ortamda nem yüksekse su absorbe eder. Bu olay ölçünün şişmesine ve distorsiyonuna neden olur. Yetersiz havalandırmanın olduğu ve nemin yüksek olduğu ortamlarda kullanımı tercih edilmemelidir (van Noort, 2007, s. 201).

Polieterin rijiditesi nedeniyle kare şeklindeki ölçü kopingleri varlığında kullanımının çok doğru ölçüler sağlayacağı düşünülmektedir. Konik şekilli ölçü kopingleri olduğunda ise materyalin hafızası önemli olacağı için polivinil siloksan ölçü materyali tercih edilmelidir (Edwab, 2003, s. 454).

2.2.3.3. Vinil polieter silikon

Polieter ve polivinil siloksanın üstün özelliklerini kombine etmek amacıyla geliştirilen vinil polieter silikon, 2009 yılında piyasaya sunulmuştur. Temel olarak polivinil siloksandan oluşan materyalin içine hidrofilik özelliği arttırmak amacıyla %5-%20 oranında polieter eklenmiştir (Nassar ve ark., 2013). Bu sayede, vinil polieter silikon intrinsik hidrofilik özelliğine sahi olmuştur ve mekanik özellikleri polieter ve polivinil siloksan ile benzerlik göstermektedir (Enkling ve ark., 2012; Nassar ve ark., 2013; Pandita ve ark., 2013) ancak final sertleşmesi daha hızlı olmaktadır. Polivinil siloksan ve vinil polieter silikon arasında kimyasal bir bağ oluşması mümkündür (Enkling ve ark., 2012).

Vinil polieter silikonun diğer ölçü materyalleri ile karşılaştırıldığında sahip olduğu bir diğer olumlu özelliği ise, bu materyal ile alınan ölçüden tekrar model elde edilmesinin mümkün olmasıdır. Bu durum diğer ölçü materyallerinde, özellikle de polieterde söz konusu olmamakta, alınan ölçüden 1 saat içerisinde veya en geç 24 saat içerisinde model elde edilmesi gerekmektedir; çünkü, ölçü materyali içerisindeki uçucu maddelerin kaybı ve de su absorpsiyonu ile birlikte ölçüde bir takım distorsiyonlar meydana gelebilmektedir (Nassar ve ark., 2017).

2.2.3.4. Ölçü materyallerinin karşılaştırılması

Literatürde polieter ve polivinil siloksan ölçü materyallerinin doğruluğunun karşılaştığı çok sayıda araştırma bulunmaktadır (Tablo 1). Bu araştırmaların büyük bir çoğunluğunda polieter ve polivinil siloksan ölçü materyalleri arasında bir fark bulunamazken (Aguilar ve ark., 2010; Akça ve Cehreli, 2004; Cehreli ve Akça, 2006; Chang ve ark., 2012; Daoudi ve ark., 2001; Gökçen-Rohlig ve ark., 2014; Hoist ve ark., 2007; Liou ve ark., 1993; Lorenzoni ve ark., 2000; Mostafa ve ark., 2010; Wee, 2000; Wenz ve ark., 2008); 3 araştırmada (Buzayan ve ark., 2013; Lee ve ark., 2008b; Sorrentino ve ark., 2010) polivinil siloksanın polietere kıyasla daha doğru ölçü verdiği, Del'Acqua ve arkadaşları (2010) tarafından yapılan araştırmada ise polieterin daha doğru sonuçlar verdiği öne sürülmüştür.

Tablo 1. İmplantlar arası açılı farkı, ölçü materyali ve ölçü tekniğini inceleyen araştırmalar

Yazar (Yıl)	İmplant Sayısı	İmplant açısı	Ölçü Materyali	Splintleme Materyali	Ölçü Teknikleri	Sonuç
Humpries ve ark. (1990)	4	-	Polivinil siloksan	Akrilik rezin	Kapalı kaşık Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Konik şekilli transfer ölçü kopingleri kullanılan kapalı kaşık ölçü tekniği ile daha doğru bir ölçü elde edilmiştir. Açık kaşık tekniğinde kare şekilli <i>pick-up</i> kopingler ölçüde distorsiyona neden olmuştur
Carr (1991)	5	15°	Polieter	-	Kapalı kaşık Açık kaşık	Açık kaşık tekniği ve polieter ölçü materyali ile en doğru ölçü elde edilmiştir. Kapalı kaşık tekniğinde polieter kullanılığında ölçüde deformasyonlar görülmüştür
Carr (1992)	2	15°	Polieter	-	Kapalı kaşık Açık kaşık	Ölçü teknikleri arasında belirgin bir fark bulunamamıştır
Herbst ve ark. (2000)	5	8°	Polivinil siloksan	Diş ipi + akrilik rezin	Kapalı kaşık Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Ölçü teknikleri arasında belirgin bir fark bulunamamıştır
Jorge ve ark. (2002)	3	-	Polivinil siloksan	Akrilik rezin	Kapalı kaşık Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Kapalı kaşık tekniği ile daha doğru bir ölçü elde edilmiştir, direkt teknik ile alınan ölçüde distorsiyon tespit edilmiştir
Naconecy ve ark. (2004)	5	0°	Polieter	Çelik pin + akrilik rezin	Kapalı kaşık Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Açık kaşık splintli teknik ile daha doğru bir ölçü elde edilmiştir
Assuncao ve ark. (2004)	4	0° 10° 15° 25°	Polisülfid Polieter Polivinil siloksan Kondenzasyon silikonu	Akrilik rezin	Kapalı kaşık Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Açık kaşık splintli teknik ile en başarılı sonuçlar alınmış, en düşük ölçü doğruluğu 25° ile açılanmış grupta görülmüştür. En doğru ölçüler polieter ile en düşük doğruluk ise kondenzasyon silikonunda tespit edilmiştir
Conrad ve ark. (2007)	3	5° 10° 15°	Polivinil siloksan	-	Kapalı kaşık Açık kaşık	Ölçü teknikleri arasında belirgin bir fark bulunamamıştır
Cabral ve ark. (2007)	2	-	Polivinil siloksan	Diş ipi + akrilik rezin	Kapalı kaşık Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Açık kaşık tekniğinde splintin polimerizasyon sonrası kesilip sonra tekrar birleştirilmesi ile en başarılı sonuç alınmıştır
Choi ve ark. (2007)	2	0° 8°	Polivinil siloksan	Akrilik rezin	Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	İmplant açısı ve ölçü tekniği ölçünün doğruluğuna etki etmemiştir

Yazar (Yıl)	İmplant Sayısı	İmplant açısı	Ölçü Materyali	Splintleme Materyali	Ölçü Teknikleri	Sonuç
Sorrentino ve ark. (2010)	4	0° 5°	Polieter Polivinil siloksan	-	Açık kaşık	En doğru ölçüler paralel implantların olduğu modelde elde edilmiştir. Paralel implantlarda polieter, açılı implantlarda polivinil siloksan en başarılı sonuçlar elde edilmiştir.
Hariharan ve ark. (2010)	4	-	Polieter	Akrilik rezin Oklüzyon kaydedici polivinil siloksan Oklüzyon kaydedici polieter	Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Ölçülerin doğruluk sıralaması en doğrudan en düşük doğruluğa doğru; oklüzyon kaydedici polieter ile splintlenen, akrilik rezin ile splintlenen grup, splintlenmeyen grup ve oklüzyon kaydedici polivinil siloksan grubu olarak tespit edilmiştir
Mostafa ve ark (2010)	4	-	Polivinil siloksan Polieter		Kapalı kaşık Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Açık kaşık splintli ve splintsiz teknikleri kapalı kaşık tekniğine göre daha doğru sonuçlar vermişlerdir. Polivinil siloksan ölçü materyali özellikle kapalı kaşık tekniğinde daha doğru br ölçü sağlanmıştır
Lee ve ark. (2011)	6	-	Polivinil siloksan Polieter	Akrilik rezin Oklüzyon kaydedici polivinil siloksan Alçı	Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	En doğru ölçü, akrilik rezinle splintleme yapıp sonra kesilip tekrar birleştirildiği grupta elde edilmiştir. En fazla distorsiyon ise kesilip tekrar birleştirilmeyen akrilin rezin grubunda gözlenmiştir
Gallucci ve ark. (2011)	2	10°>	Polieter	-	Kapalı kaşık Açık kaşık	Kısmi dişsizlik olgularında ve implantların 10°'den daha az açılanma gösterdiği durumlarda teknikler arasında fark bulunamamıştır
Chang ve ark. (2012)	5	0°	Polivinil siloksan Polieter	Akrilik rezin	Kapalı kaşık Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Ölçü materyalleri ve ölçü teknikleri arasında fark bulunamamıştır
Öngül ve ark. (2012)	6	-	Polieter	Akrilik rezin Kompozitrezin	Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Açık kaşık akrilik rezinle splintli teknikte en doğru sonuçlar elde edilmiştir

Yazar (Yıl)	İmplant Sayısı	İmplant açısı	Ölçü Materyali	Splintleme Materyali	Ölçü Teknikleri	Sonuç
Al-Quran (2012)	4	0°	Polieter	Diş ipi + akrilik rezin	Kapalı kaşık Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Splintli açık kaşık tekniği ile en başarılı sonuçlar tespit edilmiştir
Rutkunas ve ark. (2012)	2	0° 5° 25°	Polivinil siloksan Polieter Aljinat	Diş ipi + akrilik rezin	Kapalı kaşık Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Paralel olmayan implantlarda açık kaşık-splintli teknikle daha başarılı sonuçlar alınmıştır. 5° açılı gruplarda kapalı kaşık ve polivinil siloksan ölçü materyali, 25° açılı gruplarda açık kaşık tekniği ile polieter ve aljinat ölçü materyali daha hassas ölçüler vermişlerdir
Martinez-Rus ve ark. (2013)	6	0° 15° 30°	Polieter	Akrilik rezin Metal	Kapalı kaşık Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Açık kaşık-metal splintli grupta en doğru ölçü elde edilmiştir
Akalın ve ark. (2013)	6	0° 10°	Polivinil siloksan Polieter Kondenzasyon silikonu	-	Açık kaşık-splintsiz	Paralel implantlarda daha doğru ölçü elde edilmiş; açılanma olan gruplarda polieter kullanıldığında en düşük distorsiyon gözlenmiştir
Buzayan ve ark. (2013)	6	-	Polivinil siloksan Polieter	Akrilik rezin	Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	Splintli ve splintsiz yöntemler arasında bir fark bulunmamıştır, polivinil siloksan materyali ile daha doğru sonuçlar elde edilmiştir
Gökçen-Rohlig ve ark. (2014)	6	-	Polivinil siloksan Polieter	-	Kapalı kaşık (snap- on)	Her iki ölçü materyali ile de başarılı sonuçlar elde edilmiştir, kullanılan kaşık tipi ölçünün doğruluğuna etki etmemiştir
Kurtulmus-Yılmaz ve ark. (2014)	2	0° 10° 20°	Polivinil siloksan Polieter Vinil polieter silikon	Diş ipi + akrilik rezin	Kapalı kaşık Açık kaşık- splintli	Paralel implantlarda açık kaşık tekniği ve polivinil siloksan, polieter ölçü materyalleri ile en doğru ölçüler elde edilmiştir. Açılı implant gruplarında, polivinil siloksan ve açık kaşık tekniği en başarılı sonuçları göstermiştir
Tsagkalidis ve ark. (2015)	6	0° 15° 25°	Polieter	Akrilik rezin	Kapalı kaşık (snap- on) Açık kaşık- splintli Açık kaşık-splintsiz	25° açılı grupta en yüksek ölçü doğruluğu açık kaşık-splintli teknikte gözlenmiştir. 0° ve 15° açılı gruplarda splintli ve splintsiz teknikler arasında fark bulunmazken, en düşük doğruluk snap-on teknikte tespit edilmiştir.
Shankar ve ark. (2016)	6	0° 10° 20°	Polivinil siloksan Polieter Vinil polieter silikon	Diş ipi + akrilik rezin Plastik çubuk + akrilik rezin	Kapalı kaşık Açık kaşık- splintli	Diş ipi + akrilik rezin ile splintlenen grup diğer tekniklere göre daha doğru sonuçlar vermiştir. Ölçü materyalleri arasında vinil polieter silikon ile en başarılı sonuçlar elde edilmiştir

Yazar (Yıl)	İmplant Sayısı	İmplant açısı	Ölçü Materyali	Splintleme Materyali	Ölçü Teknikleri	Sonuç
Schmidt ve ark. (2017)	6	0° 15° 20°	Polivinil siloksan Polieter	-	Kapalı kaşık (snap- on) Açık kaşık-splintsiz	İmplantlar arası açı farkı arttıkça ölçünün doğruluğu azalmış; paralel olmayan implantlarda en doğru sonuçlar polivinil siloksan ölçü materyali ile elde edilmiştir
Ozan ve Hamis (2018)	4	0° 10° 20° 30°	Polivinil siloksan	Diş ipi + akrilik rezin	Kapalı kaşık Kapalı kaşık (snap- on) Açık kaşık- splintli	Paralel implantlar varlığında teknikler arasında fark bulunmamıştır, açı farkı arttıkça ölçünün doğruluğu azalmıştır. Açık kaşık-splintli tekniklere daha başarılı sonuçlar bulunmuş; splintin kesilip tekrar bağlandığı yöntem ile 30° açılı grupta en doğru ölçü elde edilmiştir
Osman ve ark. (2019)	4	0° 15°	Polivinil siloksan	-	Kapalı kaşık Açık kaşık-splintsiz	Paralel implantlar olduğunda teknikler arasında fark bulunmamıştır, açılı gruplarda açık kaşık tekniği daha başarılı sonuçlar vermiştir

Ölçü materyalinin kıvamının (Wee, 2000), ölçü alındıktan sonra modellerin elde edilme zamanlarının (Hoist ve ark., 2007), implant subgingival derinliğinin (Lee ve ark., 2008b), ölçü materyalinin karıştırma yönteminin tek aşamalı veya çift aşamalı olmasının (Wenz ve ark., 2008) ve kullanılan ölçü tekniğinin (Mostafa ve ark., 2010) de polieter ve polivinil siloksan ölçü materyallerinin doğruluğuna etki ettiği bildirilmiştir.

Wee (2000), farklı viskozitelere sahip polieter ve polivinil siloksan ölçü materyalleri ile açık kaşık ölçü tekniği ve kare şeklinde ölçü kopingleri kullanarak ölçü almıştır. Ölçü materyallerinin rijiditesini ve ölçü kopingini kavrama derecesini değerlendirmek amacıyla, her ölçü materyalinin içindeki ölçü kopingini rotasyona uğratmak için gerekli tork kuvvetlerini ölçmüştür. Araştırmacı, direkt ölçü tekniği kullanılarak alınan implant ölçüleri için, ağızdaki sert doku andırkatı miktarını göz önünde bulundurarak, orta viskozitedeki polieter veya yüksek viskozitedeki polivinil siloksanın kullanımını önermiştir.

Mostafa ve arkadaşları (2010), farklı ölçü tekniklerinin elastomerik ölçü materyallerinin doğruluğu üzerine etkisini incelemişlerdir. Dört implant yerleştirilmiş mandibular modelden polieter ve polivinil siloksan ölçü materyalleri kullanarak kapalı kaşık, açık kaşık-splintsiz ve açık kaşık-splintli ölçü teknikleriyle modeller elde edilmiştir. Splintli ve splintsiz açık kaşık teknikleriyle alınan ölçülerin doğruluğu açısından polieter ve polivinil siloksan arasında anlamlı bir fark bulunamazken, polivinil siloksanın indirekt ölçü tekniği kullanıldığında daha doğru bir ölçü verdiği tespit edilmiştir.

Polieter ve vinil polieter silikonun karşılaştırıldığı bir çalışmada (Enkling ve ark., 2012), 3-5 implant yerleştirilmiş hastalardan her iki ölçü maddesiyle de ölçü alınmış ve hastaların, klinisyenlerin ve teknisyenlerin ölçü maddesini değerlendirilmesi istenmiştir. Hastalar ölçü maddesini tat açısından; klinisyenler manipülasyon, çalışma zamanı, ölçünün detaylar konusundaki hassasiyeti ve kalitesi açısından; teknisyenler ise ölçü kopinglerinin ölçü materyallerinin kavraması, rotasyon oluşturmaması ve alçı modelin elde edilmesi sırasında materyalin hidrofilik özelliği, modelin detay hassasiyeti açısından skorlamışlardır. Ayrıca iki farklı ölçü materyali ile elde edilen modeller üzerine kronlar fabrike edilmiş ve uyumları

değerlendirilmiştir. Subjektif ve objektif değerlendirmeler sonucu vinil polieter silikonun polietere denk veya üstün özellikler gösterdiği implant ölçülerinde iyi bir alternatif olduğu belirtilmiştir (Enkling ve ark., 2012).

Pandita ve arkadaşları (2013), vinil polieter silikon ve polivinil siloksan ile alınan ölçülerden farklı zaman aralıklarında tekrar tekrar model elde etmiş ve boyutsal değişiklikleri incelemişlerdir. Bir saat, 24 saat ve 14 gün sonra elde edilen modeller 3D lazer tarayıcı ile taranarak ölçümler elde edilmiştir. Sonuç olarak, her iki ölçü materyalinde de kabul edilebilir oranda bir değişiklik olduğu ($<0.50\%$) gözlenmiş; materyallerin mükemmel boyutsal stabiliteleri nedeniyle vinil polieter silikon ve polivinil siloksan ölçülerden 2 hafta sonra bile model elde edilebileceği belirtilmiştir (Pandita ve ark., 2013).

Nassar ve arkadaşları (2013) polieter, vinil polieter silikon ve polivinil siloksan ölçü materyallerinin boyutsal stabilitesini 4 paralel implant yerleştirilmiş bir metal modelden ölçü alınır alınmaz, ölçü alındıktan 1 gün, 1 hafta ve 2 hafta sonra elde edilen alçı modeller üzerinde değerlendirmiştir. Ölçü alınır alınmaz elde edilen modeller kıyaslandığında vinil polieter silikon ile en doğru model elde edilmiştir. Bir gün sonraki modellerde ölçü materyalleri arasında fark bulunamamış; 1 hafta sonra elde edilen modellerde ise vinil polieter silikon ve polivinil siloksan, polietere göre daha doğru sonuç vermiştir. İkinci haftanın sonunda en doğru sonuçlar polivinil siloksandan elde edilen modellerde saptanmıştır. Bu çalışmanın (Nassar ve ark., 2013) bulgularına göre test edilen 3 materyalin de boyutsal stabilitesi çok iyi olmakla birlikte; polieterden ölçü alındıktan sonra en geç 24 saat içinde, vinil polieter silikondan da en geç 1 hafta içinde model elde edilmesi gerekmektedir.

2.2.3. İmplantların Açılı Yerleştirilmesi

Anatomik kısıtlamalardan dolayı, implantlar birbirlerine paralel bir şekilde yerleştirilmeleri her zaman mümkün olmamaktadır. İmplantlar birbirlerine veya mevcut dişlere paralel olarak konumlandırılmaması, ölçünün ağızdan çıkarılması sırasında istenmeyen bir yol izlenmesine ve ölçü materyalinin distorsiyonuna neden olmaktadır (Choi ve ark., 2007).

Açılı yerleştirilmiş implantlar varlığında implant sayısının, açi miktarının, kullanılan ölçü tekniğinin ve ölçü materyalinin ölçünün doğruluğuna etkisi birçok araştırmada değerlendirilmiştir (Tablo 1). Yapılan araştırmalarda, 2 veya 3 tane implantın yerleştirildiği ve implantlar arası açıların 15° ve daha az olduğu durumlarda, paralel ve paralel olmayan implantlardan alınan ölçülerin doğruluğu arasında bir fark bulunamamıştır (Carr, 1992; Choi ve ark., 2007; Conrad ve ark., 2007; Gallucci ve ark., 2011; Jo ve ark. 2010; Reddy ve ark., 2013).

İmplantların açılanması arttıkça, az sayıda implant varlığında da hata oranı artmaktadır. Assuncao ve arkadaşları (2008), paralel ve 25° açılı 2 implanttan, akrilik rezin ile splintli, kompozit rezin ile splintli ve splintsiz ölçü kopingleri kullanarak direkt ölçü tekniğiyle elde ettikleri modellerin doğruluğunu karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar, paralel implantlarda açılı implantlara göre daha doğru bir ölçü elde edildiğini ve paralel implantlarda ölçü tekniğinin sonucu etkilemediğini rapor etmişlerdir. Açılı implantlarda ise splintlenmemiş grup splintlenmiş gruba göre daha fazla hatalı sonuç vermiş; akrilik rezin ve kompozit rezin ile splintlenmiş grup arasında da bir fark bulunamamıştır (Assuncao ve ark., 2008). Rutkunas ve arkadaşları (2012), paralel - 5° açılı ve paralel - 25° açılı yerleştirilmiş 2 implant olan iki farklı modelden, splintli direkt ve indirekt ölçü teknikleriyle; polieter ve polivinil siloksan ölçü materyalleri kullanarak ölçü almışlardır. Beş derece açılı grupta kapalı kaşık tekniği ve polivinil siloksan; 25° açılı grupta ise açık kaşık-splintli teknik ve polieter ölçü materyali daha iyi sonuç vermiştir. Araştırmacılar, kullanılan ölçü tekniğinin ve ölçü materyalinin 5° ve 25° açılı yerleştirilmiş implantların ölçülerinde etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmaların (Assuncao ve ark., 2008; Rutkunas ve ark., 2012) bulgularına dayanarak, 25° gibi fazla açıyla yerleştirilmiş implantlarda ölçü kopinglerini splintleyerek direkt ölçü tekniğinin kullanılması önerilebilir.

Kurtulmus-Yilmaz ve arkadaşları (2014), 0°, 10° ve 20° açıyla kısmi dişsiz modellere yerleştirilmiş implantlardan, 3 farklı ölçü materyali (polivinil siloksan, polieter, vinil polieter silikon) ve 2 farklı ölçü tekniği (kapalı kaşık, açık kaşık-splintli) kullanarak ölçü almış ve ölçülerin doğruluğunu dijital olarak karşılaştırma yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Paralel implantların olduğu modelde en doğru ölçüler polivinil siloksan ve polieter materyalleri kullanıldığı açık kaşık ölçü

teknğinde elde edilmiş; iki materyal arasında bir fark bulunamamıştır Araştırmacılar implantlar arasında açı farkı arttıkça ölçünün doğruluğunun azaldığını rapor etmiş; açılı implantlar varlığında polivinil siloksan ölçü materyal ve açık kaşık tekniğinin kullanılmasını önermişlerdir.

Çok sayıda implant varlığında, implantların birbirleriyle olan açılarının artması ölçüde oluşan stres miktarının artmasına ve bu nedenle ölçünün doğruluğunun azalmasına yol açmaktadır (Akça ve Cehreli 2004; Assuncao ve ark., 2004; Vigolo ve ark., 2004). Bu yüzden özellikle çok sayıda açılı implantın olduğu durumlarda seçilecek ölçü tekniğinin, splint ve ölçü materyalinin önemi artmaktadır.

Assuncao ve arkadaşları (2004), vertikal düzleme paralel, 10°, 15° ve 25° açıyla yerleştirilmiş 4 implant varlığında, ölçü tekniklerinin (kapalı kaşık, açık kaşık, akrilik rezinle splintli-açık kaşık) ve ölçü materyallerinin (polisülfid, polieter, polivinil siloksan, kondenzasyon silikonu) ölçünün doğruluğuna etkisini değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar, implantın açısı artıkça ölçünün doğruluğunun azaldığını; splintli direkt ölçü tekniğinin en iyi teknik olduğunu; polieter ve polivinil siloksan ile en doğru sonuçlar alındığını ve kondenzasyon silikonun en çok hataya neden olduğunu bildirmişlerdir (Assuncao ve ark., 2004).

İmplantların açısının ve ölçü materyalinin ölçünün doğruluğuna etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada (Sorrentino ve ark., 2010), parsiyel dişsiz modellerden bir tanesine birbirine paralel 4 implant; başka bir modele ise 2 tanesi mesial yönde 5° açılı, 2 tanesi ise distal yönde 5° açılı toplam 4 adet implant yerleştirilmiştir. Modeller üzerinden polieter ve polivinil siloksan ile alınan ölçülerin doğruluğu kıyaslanmıştır. Araştırmanın sonucunda paralel implantlardan alınan ölçülerin açılı implantlara göre daha doğru olduğu; açılı implantlarda polivinil siloksan kullanımının daha doğru sonuç verdiği tespit edilmiştir. Bununla birlikte, paralel ve 10° açıyla yerleştirilmiş 6 implant olan modelden kondenzasyon silikonu, polieter ve polivinil siloksan ile alınan ölçüleri değerlendiren başka bir çalışmada (Akalin ve ark., 2013), en doğru sonucun polieter ölçü materyali ile alındığı rapor edilmiştir. Mevcut araştırmalar değerlendirildiğinde, açılı implantlar varlığında polieter ve polivinil siloksan ölçü materyallerinin birbirlerine olan üstünlüklerini kanıtlayacak sayıda araştırmanın bulunmadığı gözlenmektedir.

2.2.4. İmplant-Abutment Bağlantısı

İmplantlar ile abutment arasındaki bağlantı şekli genel olarak, internal ve eksternal olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. İmplant sistemleri tanıtıldığından bu yana, implantlar ile abutmentların bağlantı şekilleri tartışma konusu olmuştur. Branemark sistemi eksternal hekzagonal bağlantı şekli ile karakterizedir ve yıllarca birçok implant sisteminde bu bağlantı tasarımı kullanılmıştır (Gracis ve ark., 2012). Ancak, bağlantı bölgesinin yüksekliğinin kısıtlı olması, bu tasarımın, implant aksı dışında gelen kuvvetlere karşı direncinin daha az olmasına neden olmaktadır (Weinberg, 1993). Oklüzal kuvvetlerin yüksek olduğu durumlarda, eksternal hekzagon yapının abutmentin mikroharetime neden olacağı ve bunun sonucunda da bağlantı bölgesinde stabil bir yapı olmamasına bağlı olarak vida gevşemesi ve hatta vidada yorgunluğa bağlı kırılma olabileceği bildirilmiştir (Becker ve Becker, 1995; Jemt ve ark., 1991).

Mekanik komplikasyonları ve krestal kemiğe iletilen stresi azaltmak amacıyla internal bağlantılı implantlar geliştirilmiştir (Finger ve ark., 2003). İnternal bağlantılı implantların, eksternal bağlantılı olanlara göre, bükülme kuvvetlerine karşı daha yüksek direnç ve daha iyi bir kuvvet dağılımı gösterdikleri rapor edilmiştir (Bernardes ve ark., 2009; Seetoh ve ark., 2011).

Çok sayıda implant varlığında internal bağlantılı ve eksternal bağlantılı implantlardan alınan ölçülerin doğruluğunda farklılıklar oluşmaktadır. İnternal bağlantılı tasarımlarda, ölçü kopingleri ve implantlar arasında daha sıkı bir bağlantı olması, ölçünün ağızdan uzaklaştırılmasını zorlaştırmakta ve ölçüde daha fazla distorsiyona neden olmaktadır. Ayrıca, daha kısa heks bağlantısı sayesinde eksternal bağlantılı implantlar açısal farklılıkları daha iyi kompanse etmektedirler (Gracis ve ark., 2012). Vigolo ve arkadaşları (2004), internal bağlantılı implantlarda, ölçünün ağızdan çıkarılması sırasında ölçü materyali ve ölçü kopingi arasında daha yüksek derecede bir stres oluştuğunu; bu stresin de ölçü materyalinin distorsiyonuna veya ölçü kopinginin ölçü materyal içinde hareket etmesine yol açacağını rapor etmişlerdir. Gracis ve arkadaşları (2012), aralarında açısal farklılıklar olan internal bağlantılı implant varlığında, ölçü kopinglerinin splintenip splintlenmesinin, kullanılan ölçü materyalinin elastik veya rijit olmasının, ölçü kopinginin heksli veya hekssiz olmasının ölçünün doğruluğunu etkileyeceğini belirtmişlerdir.

2.2.5. Ölçü Kopingleri

İmplant ölçülerinin doğruluğunu arttırmak için, farklı tasarımlara sahip ve farklı materyallerden üretilmiş ölçü kopingleri geliştirilmiştir. Ayrıca kopingin dış yüzeyinin pürüzlendirilmesi veya adeziv uygulaması gibi tekniklerle ölçü materyali ve koping arasındaki bağlantının arttırılması ve kopingin ölçü materyali içindeki hareketinin en az indirgenmesi amaçlanmıştır (Kempler, 2011).

Fernandez ve arkadaşları (2013), 4 implant yerleştirilmiş mandibular modelden, iki farklı implant sisteminin (Nobel Biocare ve Straumann SynOcta) plastik ve metal ölçü kopinglerini kullanarak ölçü almışlar ve elde edilen model üzerinde metal alt yapı hazırlamışlardır. Metal alt yapının uyumu değerlendirildiğinde, Nobel Biocare sisteminde ise kopingler arasında bir fark bulunmazken; Straumann sisteminde metal kopinglerin plastik kopinglere göre daha doğru bir ölçü sağladığı tespit edilmiştir. Ayrıca plastik kopinglerin ölçü alma ve model elde etme aşamasında distorsiyona uğrayabileceğini de öne sürmüşlerdir (Fernandez ve ark., 2013). Metal ve plastik ölçü kopinglerinin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada da plastik kopinglerin deformasyona yatkın olmasının ölçünün doğruluğunu olumsuz yönde etkilediği sonucuna varılmıştır (Walker ve ark., 2008).

İki farklı implant sisteminin (Dentium ve Nobel Biocare) açık ve kapalı kaşık ölçü tekniklerinde kullanılan kare ve konik şekilli ölçü kopinglerinin kıyaslandığı bir çalışmada, Nobel Biocare sistemine ait kopinglerle hem açık kaşık hem de kapalı kaşık yöntemlerinde daha doğru ölçüler elde edildiği ve bu nedenle ölçü kopinginin tasarımının ölçünün doğruluğuna etkisi olduğu bildirilmiştir (Rashidan ve ark., 2012). Bu bulguyu destekler nitelikte, Liou ve arkadaşları (1993) farklı tasarımlara sahip 3 ölçü kopinginin ölçü materyalinin içine tekrar yerleştirilmesi sırasında oluşan açısal deviasyonların kopingler arasında farklılık gösterdiğini tespit etmişlerdir.

Bazı implant üreticileri *snap-on* veya *snap-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 kalmakta; metal koping kısmı ise ağızda kalmaktadır. Daha sonra metal koping implanttan ayrılarak plastik parça içine yerleştirilmektedir. Üretici firmalar bu

sistemde, ölçü kopinginin tekrar yerleştirilmesi sırasında oluşabilecek hataların elimine edilebileceğini öne sürmektedirler. *Snap-on* ölçü kopingleri ile indirekt ölçü tekniğinde olduğu gibi kapalı kaşık kullanılmaktadır. Ancak plastik ölçü kopingi ölçünün içinde kaldığı için bu sistem ne açık kaşık ne de kapalı kaşık ölçü tekniği kapsamında değerlendirilememektedir (Lee ve ark., 2008a).

Ölçü kopinglerinin tasarımlarında ortaya çıkan başka bir farklılık da heks bağlantısının tipidir. İnternal bağlantılı implantlarda, ölçü kopinginin implant içinde uzun bir heks bağlantı tasarımı ile sıkı bir adaptasyon ve antirotasyonel bir özellik gösterdiği tasarım şekli heksli (*hexed, engaging*) olarak tanımlanmaktadır. Sadece implant boyun bölgesinde bağlantı alanı olan ve implantın iç duvarları ile temasta olmayan daha kısa bağlantı tasarımına sahip olan ölçü kopingleri ise hekssiz (*non-hexed, non-engaging*) ölçü kopingi olarak isimlendirilmektedir (Gracis ve ark., 2012). Hekssiz ölçü kopingleri implant seviyesi ölçü tekniklerinde kullanılabilir. Çok sayıda implant olduğunda heksli ölçü kopinglerinin kullanılması, rijit komponentlerden dolayı, protetik alt yapının pasif bir uyumla oturmasını engelleyebilmektedir. Bu gibi durumlarda, hem açık hem de kapalı kaşık tekniği kullanıldığında, hekssiz ölçü kopinglerinin ve elastisite gösteren bir ölçü materyalinin tercih edilmesi önerilmektedir (Gracis ve ark., 2012).

2.2.6. İmplantın Yerleştirilme Derinliği

Mevcut kemiğin durumuna göre veya estetik görünümü sağlamak amacıyla implantlar, bazı durumlarda subgingival olarak daha derine yerleştirilmektedirler. İmplantlar gingival marjinin daha apikalinde konumlandığında, ölçü kopinginin bir kısmı subgingival bölgede kalmakta ve supragingival olarak açıkta olan koping miktarı azalmaktadır. Bu durum da kopingin ölçü materyali içindeki stabilizasyonunu olumsuz etkilemektedir. Bu nedenle; çok sayıda, açılı ve subgingival olarak derin yerleştirilmiş implantlardan alınan ölçünün doğruluğu azalmaktadır (Lee ve ark., 2008b).

Martinez-Rus ve arkadaşları (2013) farklı açı (0°, 15° ve 30°) ve farklı subgingival pozisyonda (0, 1 ve 3 mm) yerleştirilmiş implantlar varlığında ölçü tekniklerinin ölçünün doğruluğuna etkisini incelemiştir. Kapalı kaşık tekniği, açık

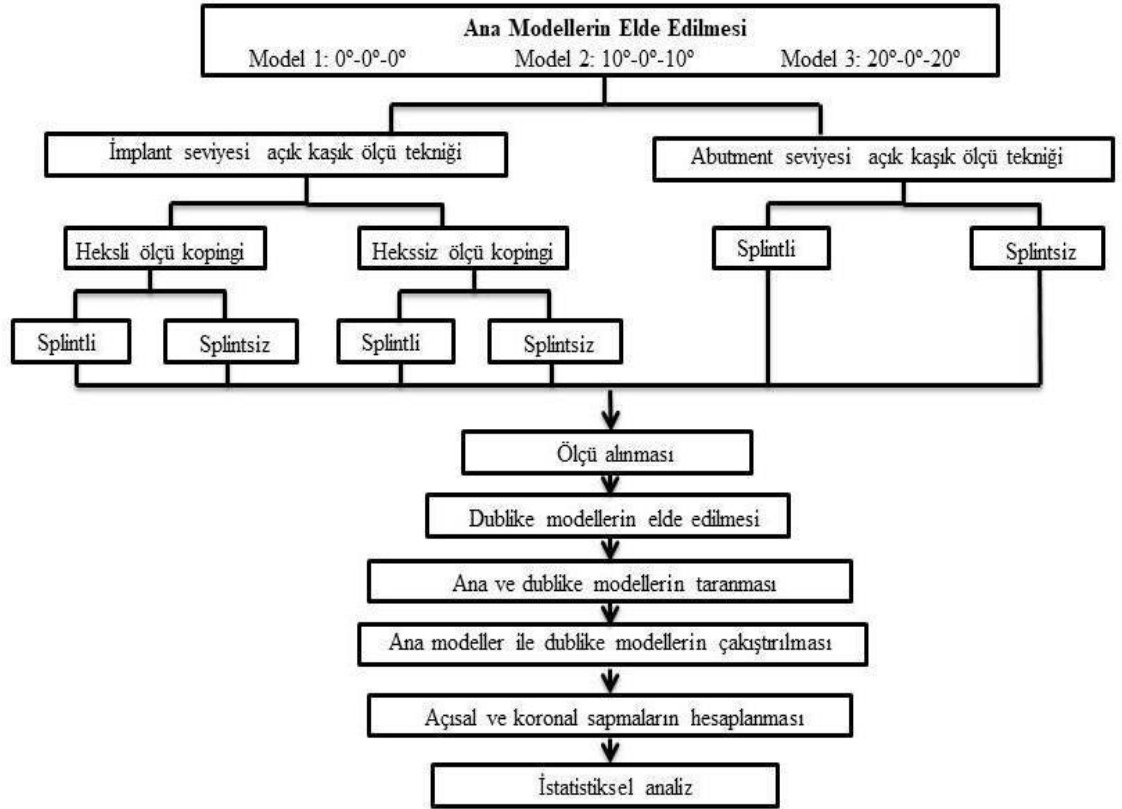
kaşık-splintsiz, akrilik rezinle splintli-açık kaşık tekniği ve metal ile splintli açık kaşık tekniğinin kıyaslandığı çalışmada, implant açısı ve yerleştirme derinliğinin farklı olduğu durumlarda ölçü tekniğinin ölçünün doğruluğunda etkili olduğu; en doğru sonuçların ise ölçü kopinglerinin metalle splintlendiği açık kaşık tekniğinde alındığı rapor edilmiştir. Splintlenmiş tekniklerle karşılaştırıldığında, kapalı kaşık tekniği ve splintlenmemiş açık kaşık tekniğinde daha hatalı sonuç vermekle birlikte, ikisi arasında bir fark bulunamamıştır (Martinez-Rus ve ark., 2013).

Bahsedilen tüm bu faktörler implant ölçülerinin hassasiyetini etkilemekle birlikte, özellikle implant sayısı ve implantlar arası açı farklılığı arttıkça, doğru bir ölçü elde edebilmek için, ölçü tekniği; ölçü materyali ve ölçü kopinginin seçimi daha fazla önem kazanmaktadır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kliniği, Klinik Laboratuvarı ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada, 6 adet implantın yerleştirilme açılarına göre oluşturulan 3 ana modelden, farklı ölçü kopingleri ve ölçü teknikleri kullanılarak alınan ölçülerin doğruluğunun dijital olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışma tasarımının akış şeması Şekil 4'te gösterilmiştir.



Şekil 4. Çalışmanın akış şeması

Çalışmada değerlendirilen test grupları ise Tablo 2’de sunulmuştur. Kullanılan implant ve ölçü kopinglerinin özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 3’de verilmiştir.

Tablo 2. Çalışmada oluşturulan test grupları

	Ölçü seviyesi	Ölçü kopingi	Ölçü kopinglerin splintlenme durumu	Grup Kısaltması
1	İmplant	Heksli	Splintli	HS
2	İmplant	Heksli	Splintsiz	HNS
3	İmplant	Hekssiz	Splintli	NHS
4	İmplant	Hekssiz	Splintsiz	NHNS
5	Abutment	Multi-unit	Splintli	MUS
6	Abutment	Multi-unit	Splintsiz	MUNS

Tablo 3. Çalışmada kullanılan implant materyalleri

Materyal tipi	Marka / Özellikleri	LOT numarası	Üretici firma
İmplant	T6 4110	1812850	NucleOss
Heksli ölçü kopingi	T6 32604	1810680	NucleOss
Hekssiz ölçü kopingi	T6 32605	1810098	NucleOss
Multi-unit abutment	T6 32431	1809981	NucleOss
Multi-unit ölçü kopingi	T0 32608	1800063	NucleOss
İmplant analoğu	T6 32201	1810589	NucleOss
Multi-unit analoğu	T0 32202	1800860	NucleOss

3.1. Ana Modellerin Elde Edilmesi

Tam dişsiz maksillayı simüle eden silikon matrikslerin (AG-3, Frasco GmbH, Tettang, Almanya) (Resim 1) içine üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan otopolimerize akrilik rezin (Pegasus Plus Repair Acrylic, Davis Schottlander & Davis Ltd., Hertfordshire, İngiltere) dökülerek ana modeller elde edilmiştir (Resim 2).

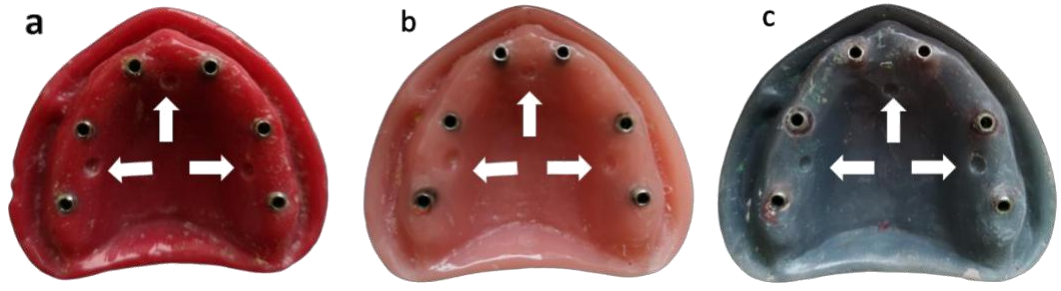


Resim 1. Maksiller tam dişsiz silikon matriks



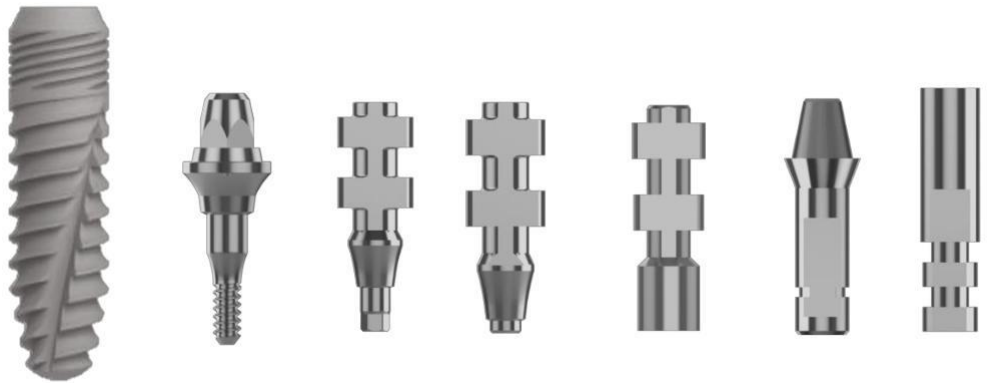
Resim 2. Renkli akrilik rezin ile elde edilen ana model görüntüsü

Ana modeller elde edildikten sonra dijital çakıştırma işleminde referans noktası olarak kullanılmak üzere sağ ve sol 1. molar dişler bölgesinde kret tepesinden 2 mm palatinalde olacak ve insiziv kanal bölgesine denk gelecek şekilde, 3 farklı bölgede 2 mm çapında ve 1 mm derinliğinde çukur şeklinde stabil referans noktaları oluşturulmuştur (Resim 3).

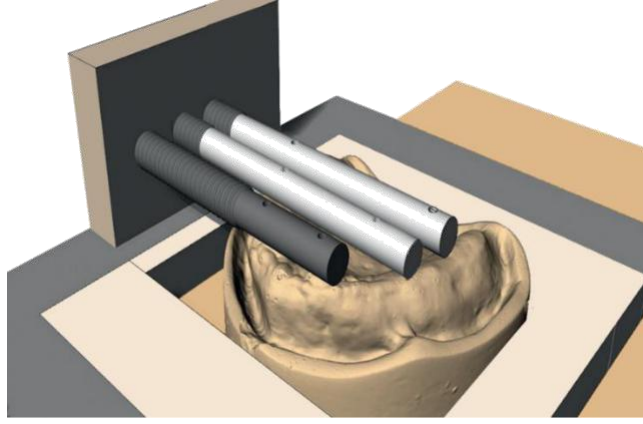


Resim 3. Ana model üzerinde dijital çakıştırma için kullanılacak olan referans noktaları

Demo implantların (3,5 mm x 8 mm, T6 4110, NucleOSS, şanlılar Tıbbi Cihazlar Medikal Kimya San Tic Ltd. şti, İzmir, Türkiye) (Resim 4), ana modellere istenilen açılarda yerleştirilebilmesi için, 3 boyutlu tasarım programı (Rhinoceros, McNeel Europe, Barselona, İşpanya) kullanılarak bir aparey üretilmesi planlanmıştır. Bu amaçla tam dişsiz ana modeller laboratuvar model tarayıcısında (inEOS X5, Sirona Dental GmbH, Österreich, Avusturya) taranarak standart dosya formatı (stl - *standard tessellation language*) verisi elde edilmiş ve aparey programda tasarlanmıştır (Resim 5).

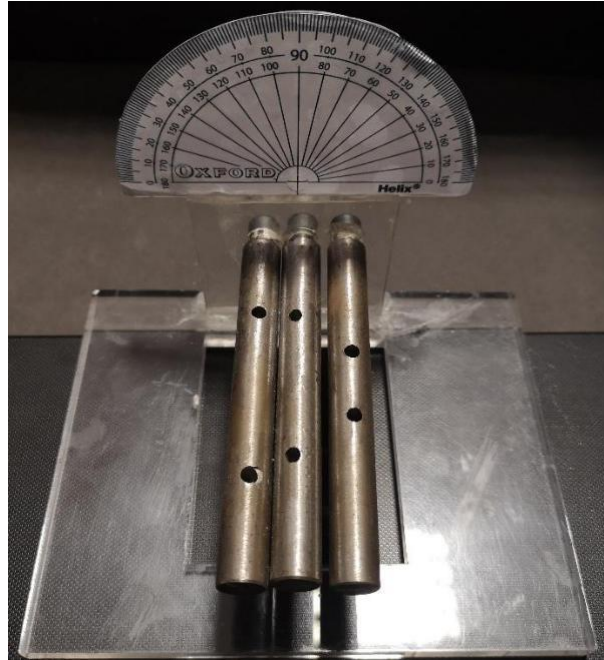


Resim 4. Çalışmada kullanılan implant ve protetik komponentler



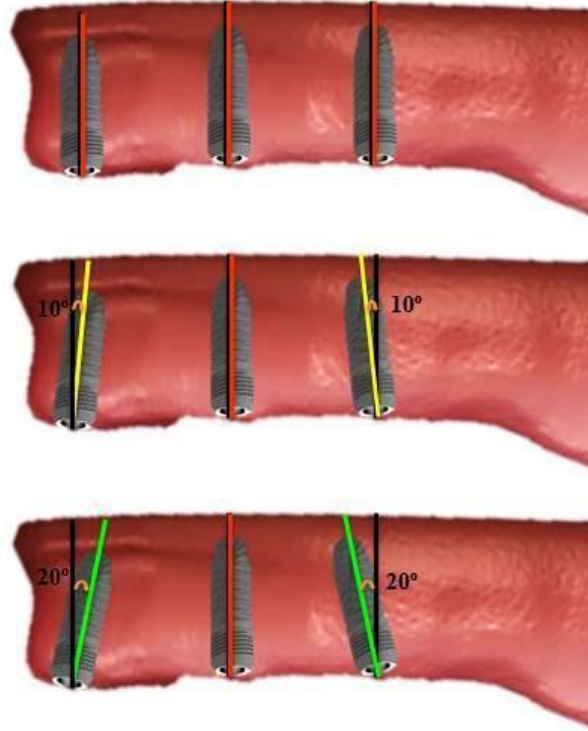
Resim 5. Ana model üzerinde tasarlanan apareyin görüntüsü

Tasarlanan apacey, pleksi cam materyalinden modelin yerleşeceği bir yatay platform; anterior, premolar ve molar bölgelerine implantların farklı açılarda yerleştirilmesini sağlayan ve üzerinde delikler bulunan çelik metal çubuklar; bu çelik çubukların yerleşeceği pleksi cam materyalinden bir dikey platform ve açılanmaların ayarlanabileceği bir gönyeden oluşmaktadır (Resim 6).



Resim 6. İmplantların amaçlanan açılarda yerleştirilmesini sağlayan apacey

Her ana modelde sağ ve sol lateral, sağ ve sol 1. premolar, sağ ve sol 2. Molar bölgelerine toplam 6 implant yerleştirilmiştir. Anterior ve posterior bölgeye yerleştirilecek olan implantların açılarına bağlı olarak 3 ana model oluşturulmuştur (şekil 5):

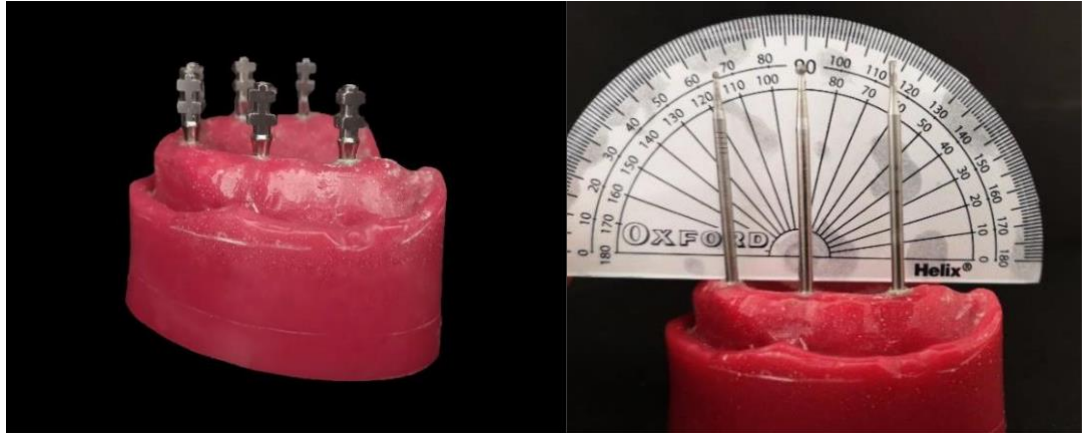


şekil 5. Farklı açılarda yerleştirilen implantlara göre oluşturulan ana modellerin şematik görüntüsü

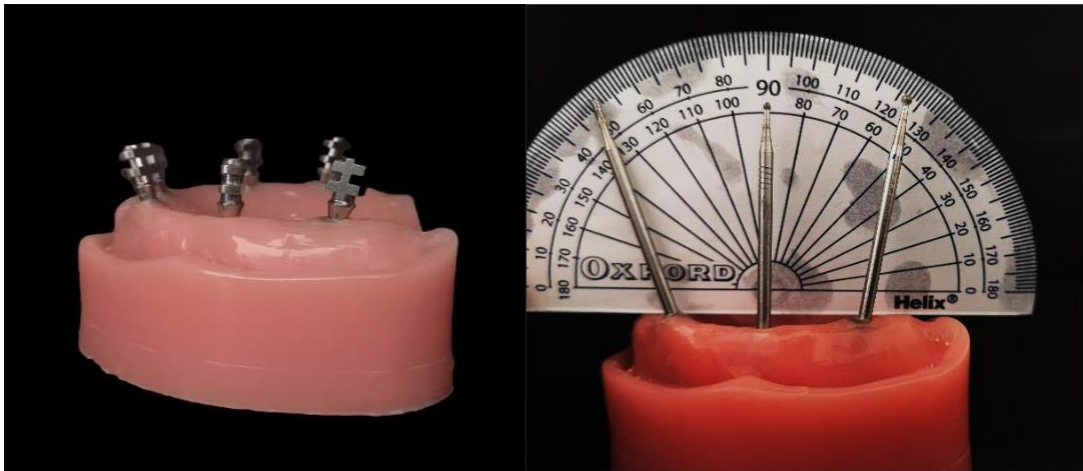
Ana model 1: Tüm implantlar horizontal düzleme dik; vertikal eksene ve birbirlerine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir (Resim 7).

Ana model 2: Lateral bölgesindeki implantlar, mesiobukkal yönde vertikal eksenle 10° açı yapacak şekilde; premolar bölgesindeki implantlar horizontal düzleme dik, vertikal eksene ve birbirlerine paralel olacak şekilde; molar bölgesindeki implantlar ise distal yönde vertikal eksenle 10° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir (Resim 8).

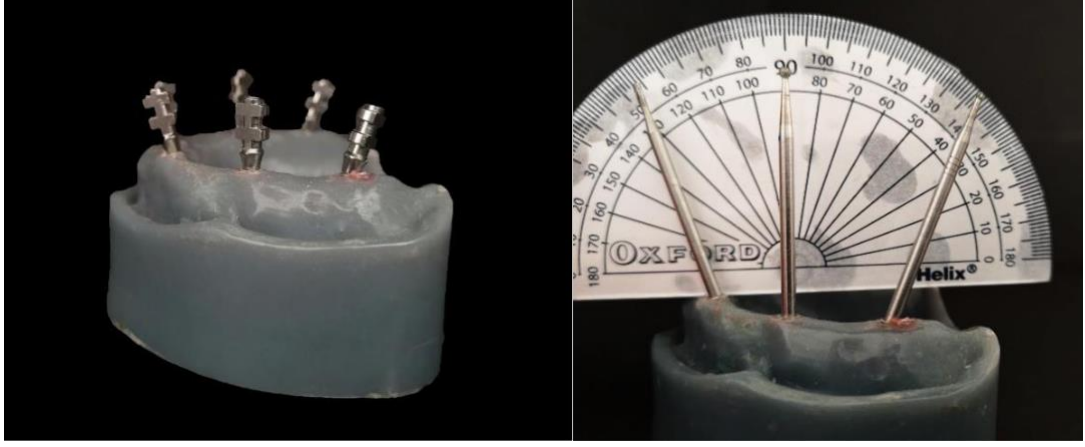
Ana model 3: Lateral bölgesindeki implantlar, mesiobukkal yönde vertikal eksenle 20° açı yapacak şekilde; premolar bölgesindeki implantlar horizontal düzleme dik, vertikal eksene ve birbirlerine paralel olacak şekilde; molar bölgesindeki implantlar ise distal yönde vertikal eksenle 20° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir (Resim 9).



Resim 7. Ana model 1 (0° - 0°- 0°)



Resim 8. Ana model 2 (10° - 0°- 10°)

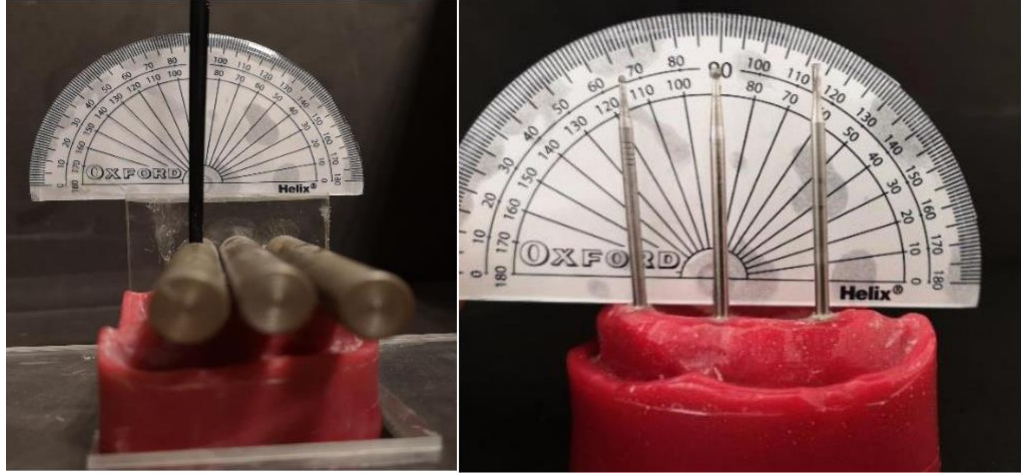


Resim 9. Ana model 3 (20° - 0° - 20°)

İmplantların yerleşeceği yuvaların hazırlanması için piyasemen (Kavo SURGmatic S11, Berlin, Almanya) uyumlu canavar frez (Grainger, SGSPRO15228, Carbide Frez, Şikago, Amerika) kullanılmıştır. Yuvaların hazırlanması sırasında piyasemen ve frez aparey yardımıyla model üzerinde konumlandırılmıştır (Resim 10). İmplant çapından 2 mm daha geniş açılan yuvaya implantlar, aparey yardımıyla açılı bir şekilde yerleştirilmiş ve otopolimerize akrilik rezin ile sabitlenmiştir. Akrilik rezinin polimerizasyonu sonrasında implantların açıları kontrol edilmiştir (Resim 11).



Resim 10. İmplant yuvalarının apareyin açılal yönlendirmesi altında canavar frezle açılması



Resim 11. Akrilik rezinin polimerizasyonu sonrasında implant açılarının kontrolü

3.2. Ana Modellerin Dublike Edilmesi

Çalışmamızda ana modellerdeki implantlara yerleştirilen farklı ölçü kopingleri kullanılarak farklı teknikler ile alınan ölçülerle dublike modellerin elde edilmesi planlanmıştır. Ana modellerin her birinden, implant seviyesi açık kaşık ölçü tekniği ile heksli ölçü kopingleri splintlenerek ve splintlenmeyerek; implant seviyesi açık kaşık ölçü tekniği ile hekssiz ölçü kopingleri splintlenerek ve splintlenmeyerek; abutment seviyesi açık kaşık ölçü tekniği ile multi-unit ölçü kopingleri splintlenerek ve splintlenmeyerek olmak üzere 60, toplamda 180 ölçü alınmıştır (n=10).

3.2.1. Şahsi kaşıkların üretilmesi,

Işık ile polimerize olan rezin plak (Plaque Photo, W + P Dental, Hamburg, Almanya) kullanılarak, her ana model için 60 tane olmak üzere toplam 180 adet şahsi kaşık hazırlanmış ve polimerize edilmiştir (Tray Lux, Ampac Dental, Rockdale, Avusturya). Rölyef alanı oluşturmak için 3 mm kalınlığında baz plak mumu (Hospeq, Miltex All Season Dental Wax, Miami, Amerika) modellerin üzerine adapte edilmiştir. Bilateral kaninler ve 1. molarlar bölgelerine durdurucu noktalar hazırlanmıştır (Resim 12). Tüm ölçüler açık kaşık ölçü tekniği ile alınacağından, ölçü kopinglerine ulaşabilmek için şahsi kaşıktaki implantların olduğu bölgelerde delikler açılmıştır (Resim 13).



Resim 12. Şahsi kaşık içerisindeki durdurucu noktalar



Resim 13. Açık kaşık ölçü tekniğine göre hazırlanmış şahsi kaşığın ana model üzerindeki adaptasyonu

3.2.2. Ölçülerin alınması

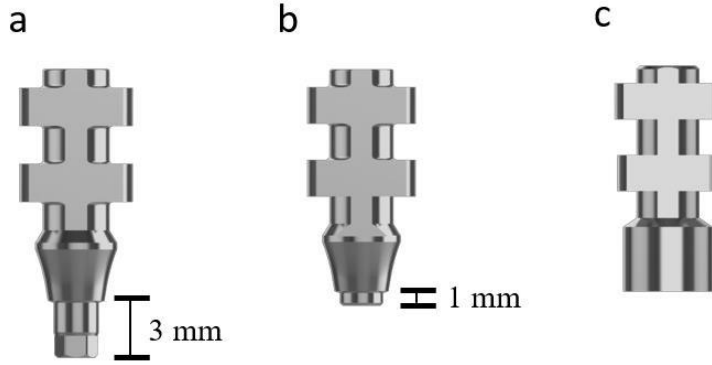
Çalışmada tüm ölçü işlemleri tek bir klinisyen (M.W.R.) tarafından gerçekleştirilmiştir. Ölçü kaşıkları içine, ölçü materyali yüklenmeden önce kaşık adezivi (Universal Tray Adhesive, Zhermarck, Rovigo, İtalya) uygulanmıştır ve 2 dakika süreyle kurumaya bırakılmıştır.

Tüm test gruplarında ölçü materyali olarak polivinil siloksan ölçü materyali (Elite HD+ Monophase, Zhermack, Badia Posleine, İtalya), otomatik karıştırma cihazında karıştırılarak (MixStar eMotion, DMG, Ridgefield Park, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılmıştır. Tüm ölçü tekniklerinde ölçü materyali ölçü kopinglerinin

etrafına enjektör yardımıyla uygulanırken, bir taraftan da ölçü kaşığı içine yüklenmiştir. Ölçü kaşığı modelin üzerine yerleştirildikten sonra parmak basıncı uygulanarak, üretici firmanın önerdiği süreye uygun olarak ölçü materyalinin polimerizasyonu için 3 dk 30 sn beklenmiştir.

3.2.2.1. İmplant seviyesi ölçü yöntemlerinin uygulanması

İmplant seviyesi ölçü teknikleri kullanılan ölçü kopinglerine göre “heksli” ve “hekssiz” ölçü kopingleri gruplarına ayrılmış; heksli ve hekssiz gruplar da kendi içlerinde ölçü kopinglerinin splintlenip splintlenmemesine bağlı olarak “splintli” ve “splintsiz” alt gruplarına ayrılmışlardır (Tablo 2) (Resim 14).

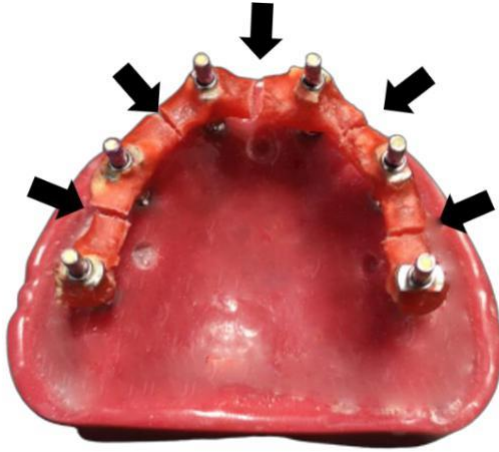


Resim 14. Heksli (a), hekssiz (b) ve multi-unit (c) ölçü kopingleri

Heksli (HS) ve hekssiz (NHS) ölçü kopinglerinin splintlendiği implant seviyesindeki ölçü yöntemi gruplarında, ölçü kopingleri implanta vidalandıktan sonra diş ipi ve düşük polimerizasyon büzülmesine sahip otopolimerize akrilik rezin (Pattern Resin LS, GC America Inc., Alsip, IL, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılarak splintlenmiştir (Resim 15). Splint, 24 saat sonra, implantlar arasında kalan 5 bölgeden separe frez ile kesilmiş (Tungsten Steel Carbide Burs, TR26) (Resim 16) ve ölçü materyali uygulanmadan hemen önce tekrar otopolimerize akrilik rezin ile birleştirilmiştir (Resim 17). Rezinin polimerizasyonu için, üretici firmanın önerdiği süre olan 4 dk beklendikten sonra, ölçü işlemine geçilmiştir.



Resim 15. Splintleme işleminde kullanılan akrilik rezin materyali



Resim 16. Rezin splintlerin separe ile kesilerek ayrılması



Resim 17. Kesilen splintlerin tekrar splinte edilmesi

Heksli (HNS) ve hekssiz (NHNS) ölçü kopinglerinin splintlenmediği implant seviyesindeki ölçü yöntemi gruplarında ise, ölçü kopingleri implantlara vidaları ile bağlandıktan sonra direkt ölçü işlemi aşamalarına geçilmiştir (Resim 18).



Resim 18. Kopinglerin splintlenmediği gruplarda ölçü işleminin uygulanması

3.2.2.2. Abutment seviyesi ölçü yöntemlerinin uygulanması

Abutment seviyesi ölçülerin alınabilmesi için öncelikle implantlar üzerine multi-unit abutmentler yerleştirilip, 15 N tork kuvveti ile vidalanmıştır. Abutmentler yerleştirildikten sonra implant-abutment bağlantı bölgesinde oluşan alanın ölçü materyali için andırkat oluşturacağı öngörülerek, model yüzeyinde implant yer ve açıları değiştirilmeksizin modifikasyon yapılmıştır. Bu amaçla model üzerine baz plak mumu 1.5 mm kalınlık oluşturacak şekilde adapte edilmiştir. Üzerinde mum bulunan modele uygun şekilde, ışık ile polimerize olan rezin plak kullanılarak kaşık üretilmiş ve polimerize edilmiştir. Polivinil siloksan ölçü materyali ile ana modellerden ölçü alınmıştır. Ölçü polimerize olduktan sonra, ölçünün iç yüzeyine ayırıcı bir tabaka oluşturmak için lak (Kerr Dental, Super-Sep, Bioggio, İsviçre) uygulanmıştır. Model üzerinde bulunan baz plak mumu modelden uzaklaştırılmış, model yüzeyine kaşık adezivi uygulanmıştır. Daha sonra polivinil siloksan dişeti materyali (Gingifast Elastic, Zhermack, BadiaPosleine, İtalya), içerisinde ölçü materyali bulunan kaşığa yüklenmiş ve kaşık model üzerine yerleştirilmiştir. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda dişeti materyalinin polimerize olması beklenmiş

ve kaşık modelden uzaklaştırılmıştır. Bu şekilde implant-abutment bağlantı bölgesindeki istenmeyen tutucu alanlar dişeti materyali ile doldurulmuştur (Resim 19).



Resim 19. Dişeti materyali ana model üzerine uygulandıktan sonra modellerin görüntüsü

Ölçü işleminden önce, *multi-unit* abutmentlar üzerine *multi-unit* ölçü kopingleri vidalanmıştır. Bu aşamadan sonra, splintli (MUS) ve splintsiz (MUNS) abutment seviyesi ölçü yöntemlerinde, implant seviyesi ölçü yöntemlerindeki basamaklar uygulanmıştır. (Resim 20 ve 22).



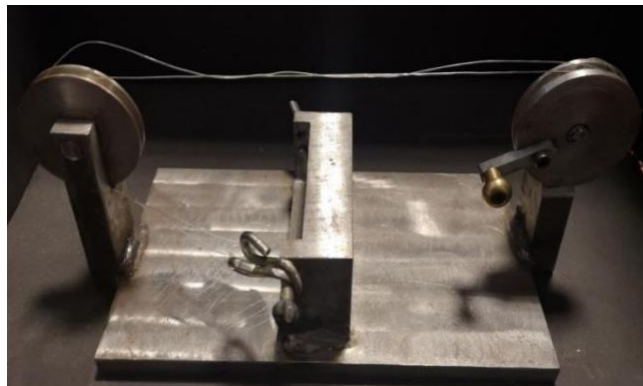
Resim 20. Multi-unit kopinglerin splintlenmediği ölçü yöntemi



Resim 21. Multi-unit kopinglerin splintlendiği ölçü yöntemi

3.2.3. Ölçü kaşıklarının ana modellerden ayrılması

Ölçü kaşığının üst çeneden çıkarılmasını simüle edebilmek ve çıkarma kuvvetini standardize edebilmek amacıyla bir aparat üretilmiştir (Resim 22). Aparat iki makara, ana modelin sabitleneceği bir platform, iki metal kanca ve misinadan oluşmaktadır. Metal kancalar kaşığın sapında ve post palatal bölgede oluşturulan deliklere bağlanmıştır. Tüm test gruplarında, ölçü materyali polimerize olduktan sonra ölçü kopinglerinin vidaları gevşetilmiş ve ana model aparata sabitlenmiştir (Resim 23) . Makaranın saat yönünde çevrilmesi ile harekete geçen mekanizma sonucunda kaşığın önce posterior palatal bölgeden uzaklaşması sağlanmış, daha sonra kaşık modelden dikey yönde uzaklaştırılmıştır.



Resim 22. Ölçü kaşığının model üzerinden uzaklaştırılması sırasında klinik koşulları simüle etmek amacıyla üretilen aparey

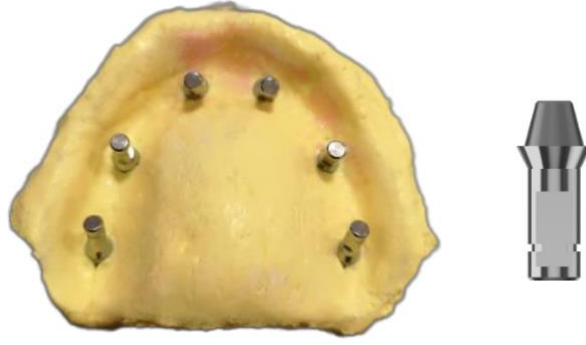


Resim 23. Ana modelin apareye sabitlenmesi ve kaşık sapı ile post palatal bölgeye bağlanan kancalar aracılığıyla çekme kuvvetinin uygulanması

Ölçü modelden uzaklaştırıldıktan sonra implant seviyesi ölçü tekniği gruplarındaki ölçü kopingleri implant analoguna (Resim 24), abutment seviyesi ölçü tekniğindeki multi-unit kopingleri ise multi-unit analoguna vidalanmıştır (Resim 25).



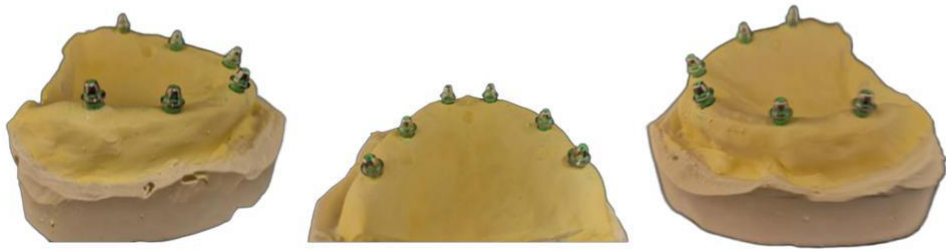
Resim 24. İmplant seviyesi ölçü tekniği ölçü kopingleri implant analoguna vidalanması



Resim 25. Multi-unit kopinglerinin multi-unit analoguna vidalanması

3.2.4. Alçı dublike modellerin elde edilmesi

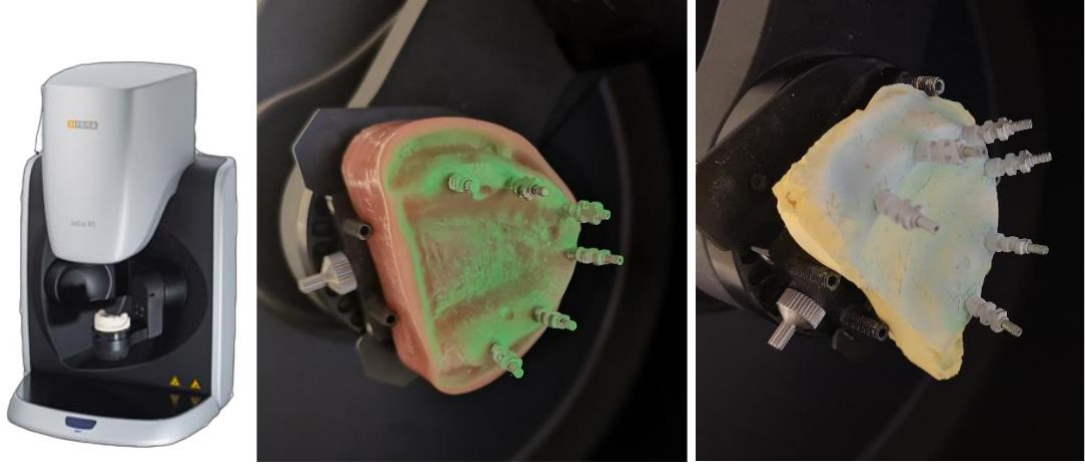
Dublike modeller, ölçü içerisine üretici firma talimatları doğrultusunda hazırlanan Tip IV dental sert alçı (Zhermack Elite Rock; Zhermack, BadiaPosleine, İtalya) vibratör üzerinde dökülerek elde edilmişlerdir. Alçının tam olarak sertleşme reaksiyonunu tamamlaması için 2 saat süreyle beklenmiş ve daha sonra kaşıklar alçı modellerden nazikçe uzaklaştırılmışlardır. Alçı modeller porözite, kırık veya çatlaklar açısından kontrol edilmişlerdir (Resim 26).



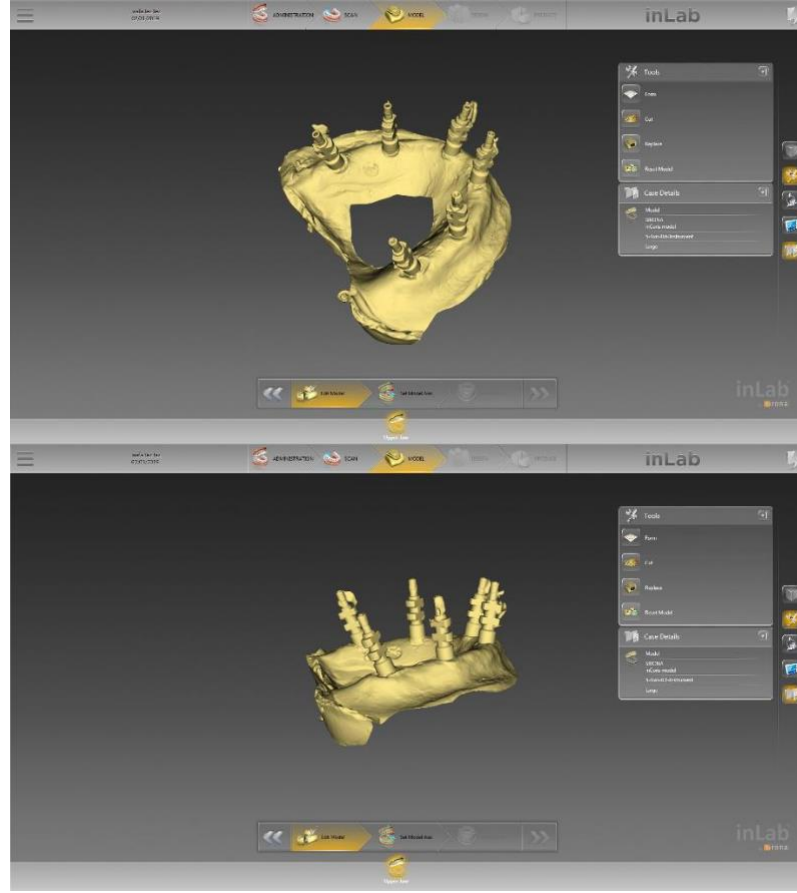
Resim 26. Alçı modellerin porözite, kırık veya çatlaklar açısından kontrolü

3.3. Ana ve Dublike Modellerin akıştırılması

Ana modeller ve alçı dublike modeller laboratuvar tarayıcısında (Resim 27) taranarak stl verileri elde edilmiştir (Resim 28). Modeller taranmadan önce, yansımaları önlemek amacıyla kopinglerin ve modellerin yüzeylerine tarama tozu (CEREC Optispray, Sirona Dental GmbH, Österreich, Avusturya) uygulanmıştır.

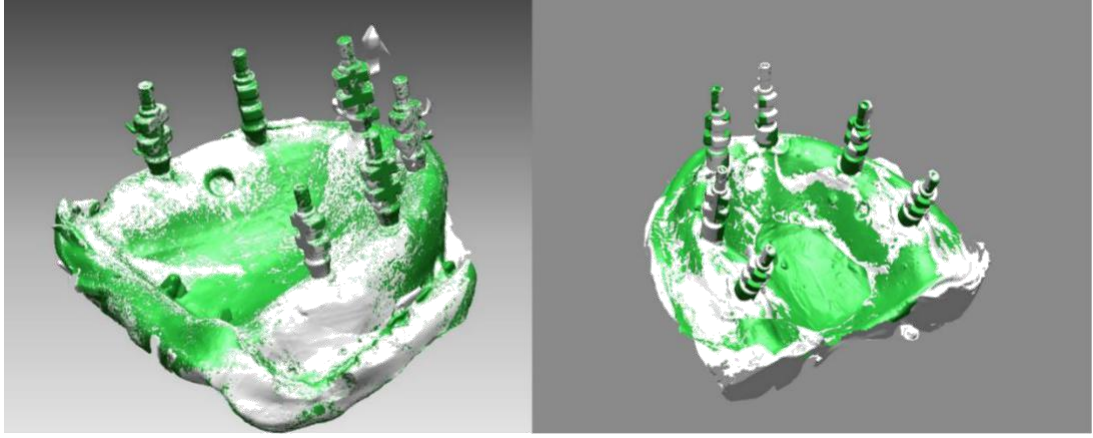


Resim 27. Laboratuvar tarayıcısı ve ana model ve alçı dublike modellerin laboratuvar tarayıcısındaki görüntüleri



Resim 28. Taranan modellerin stl verileri

Elde edilen tarama verileri yazılıma aktarıldıktan sonra, ana modeller ile ilgili ana modelden alınan dublike modellerin görüntüleri programda (VRMesh Studio, VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, Amerika Birleşik Devletleri) analiz edilmiştir. Ana model sabit kabul edilerek, ilgili ana modelden alınan ölçülerden elde edilen dublike modeller VrMesh yazılımında referans noktaları rehber kabul edilerek karşılaştırılmıştır (Resim 29).

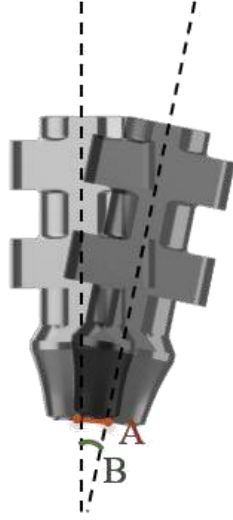


Resim 29. Çakıştırılan ana ve dublike modellerin görüntüsü

3.4. Açısal ve Koronal Sapmanın Hesaplanması

Ana modeller üzerindeki kopingler ile dublike modeller üzerinde kopinglerin yazılımda çakıştırılması sonucu kopinglerin açısal ve koronal farklılıkları hesaplanmıştır.

Bu amaçla, ana modeller üzerindeki kopingler ve dublike modeller üzerindeki kopinglerin uzun aksları boyunca iki nokta belirlenmiş ve yazılım ile iki nokta arasındaki eksen silindire çevrilmiştir. Kopingin st kısmında seçilen bir nokta ile alt kısmında seçilen noktanın x-, y- ve z-koordinatları kullanılarak sapma değerleri hesaplanmıştır. Kopingler akıştırıldıktan sonra koronal blgedeli lineer farklılıklar (mm) koronal sapma; kopinglerin uzun eksenleri arasında oluşan açısal fark (derece) ise açısal sapma olarak nitelendirilmiştir (Resim 30).



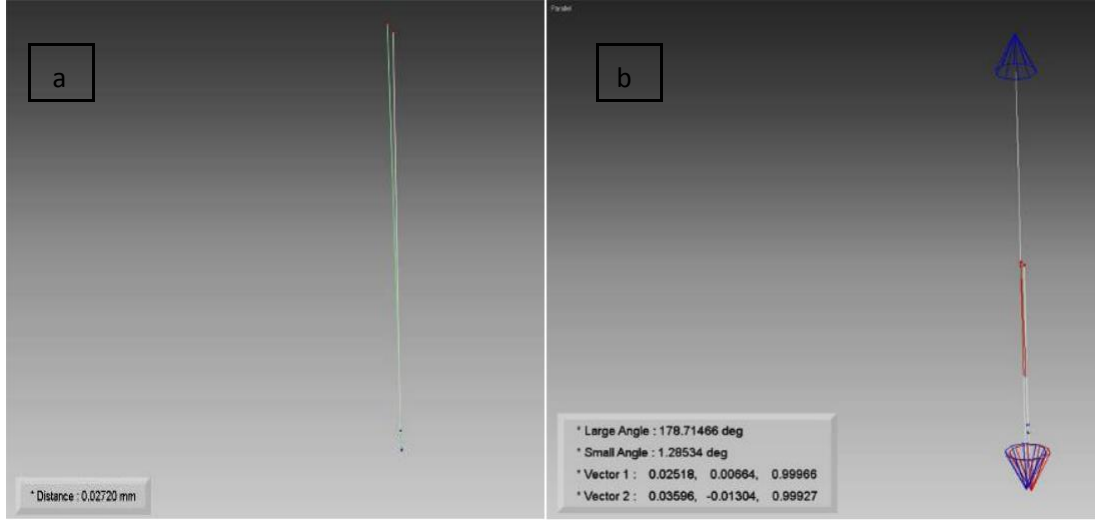
Resim 30. Ana model ve dublike modeller arasındaki koronal (A) ve açısal (B) sapmaların tanımlanması

Bu sapma değerlerinin hesaplanmasında kullanılan analitik koordinatlar tek bir gözlemci tarafından tespit edilmiştir (Resim 31). Daha sonra bilgisayar yazılımı aşağıdaki formülleri kullanarak koronal ve açısal sapmaları hesaplamıştır.

Koronal sapma:
$$= \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2}$$

Açısal sapma:
$$\cos(\theta) = \frac{\vec{v} \cdot \vec{w}}{|\vec{v}| |\vec{w}|}$$

Bu formüllerde v değeri ana model üzerindeki kopinglerin koordinatlarını, w değeri ise dublike model üzerindeki kopinglerin koordinatlarını göstermektedir.



Resim 31. Ana model ve dublike modeller arasındaki koronal (A) ve açısıl (B) sapmaların hesaplanması

3.5. Örnek Sayısının Hesaplanması

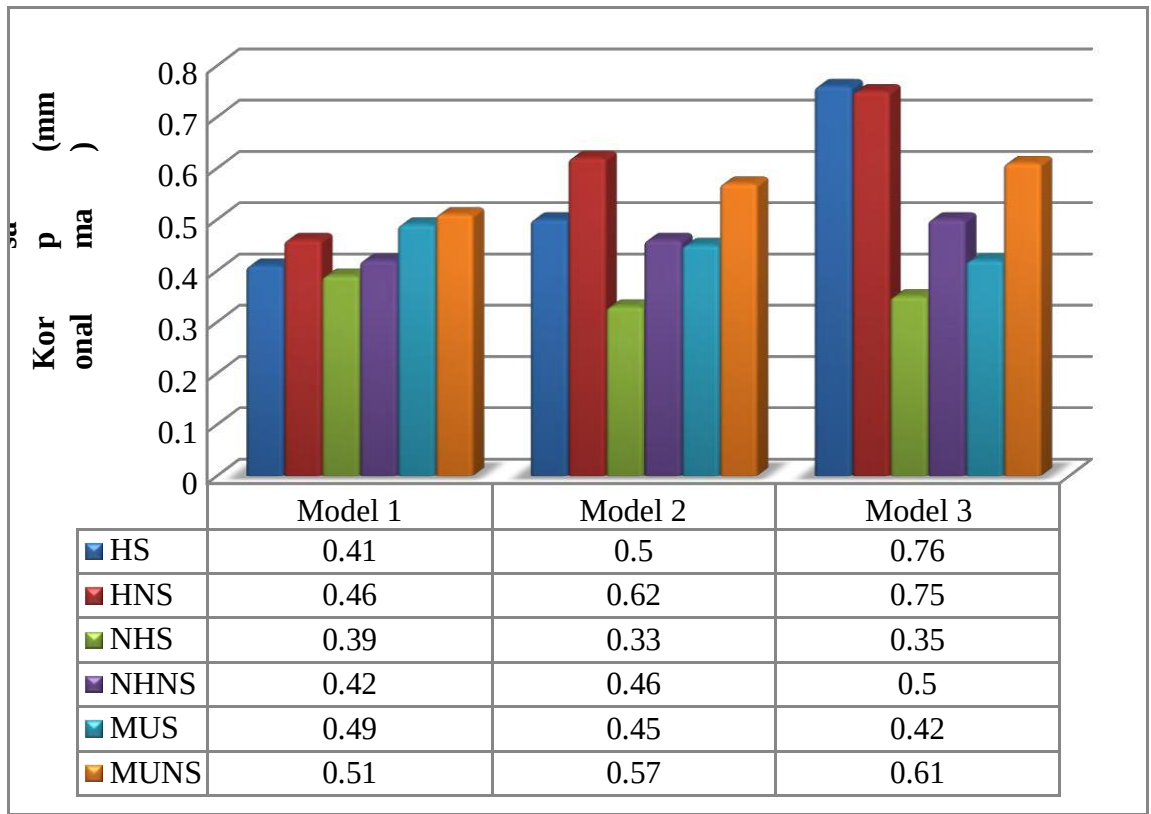
İmplant ölçülerinde doğruluğu etkileyen faktörlerin incelendiği mevcut literatürlerde en az 0,05 mm'lik sapma önemli bir fark olarak belirlenmiştir. İstatistiksel güç analizi, sapmadaki minimum farkın % 80'inde, 0.05 seviyesinde alfa kullanılarak yapılmıştır. Bu verilere dayanarak, bu çalışmayı gerçekleştirmek için elde edilmesi gereken örnek sayısı 9 olarak hesaplanmıştır. Her bir ana model için % 80'in altına düşmemesi için istatistiksel gücün sağlanması amacıyla 10 adet örnek kullanılması kararlaştırılmıştır

3.6. İstatistiksel Analiz

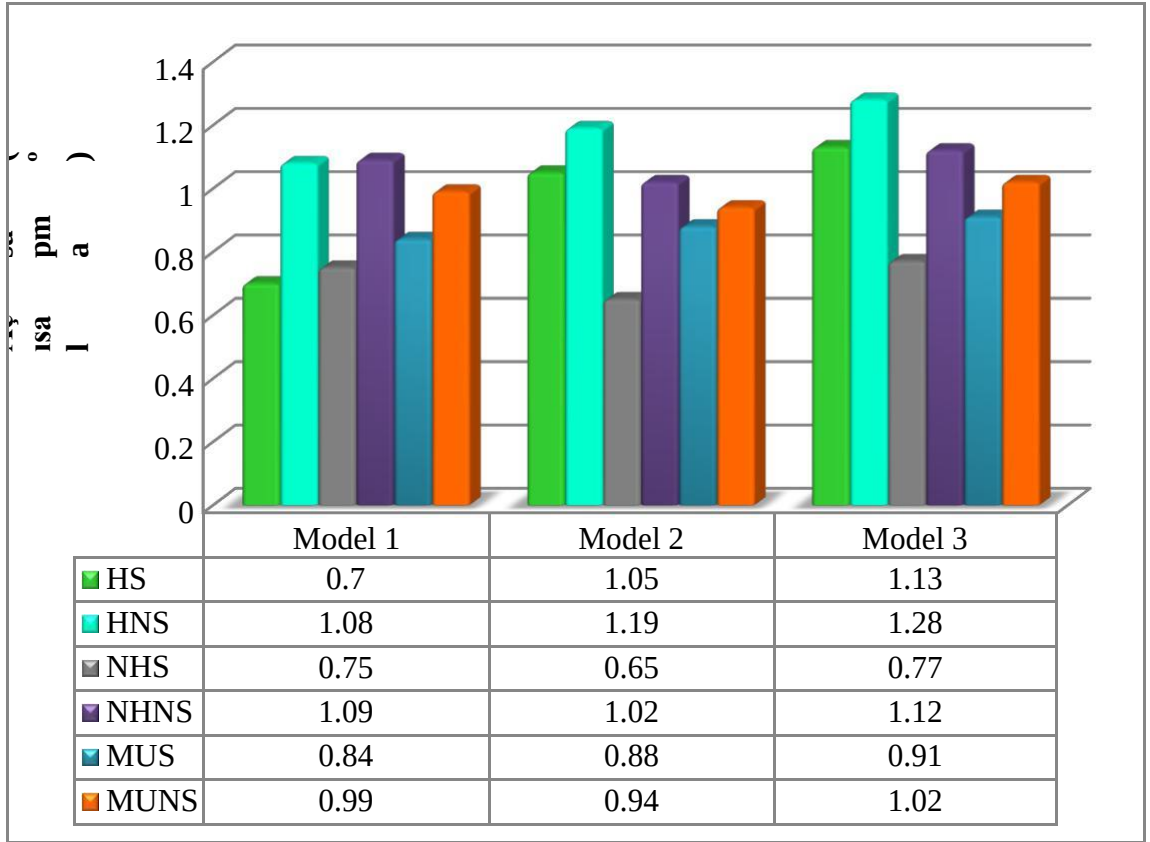
Elde edilen verilerin normal dağılıma uyup uymadığı Shapiro–Wilks testi ile kontrol edilmiştir. Veriler normal dağılıma uyduğu için parametrik testler kullanılmıştır. İmplant açısı (paralel, 10° ve 20°), ölçü kopingi ve ölçü tekniğinin implant ölçüsünün doğruluğu üzerindeki etkilerinin değerlendirilebilmesi için üç yönlü varyans analizi kullanılmıştır. Gruplar arasında anlamlı fark çıktığında, çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni testi uygulanmıştır. Çalışmadaki tüm analizler %95 güven aralığında gerçekleştirilmiştir ve $p < 0.05$ değeri, istatistiksel önemi göstermektedir. İstatistiksel analiz için SPSS 22.0 paket programı (SPSS Inc., Chicago, IL, Amerika) programı kullanılmıştır.

4. BULGULAR

Tüm test gruplarında tespit edilen ortalama koronal ve açılma sapma değerleri sırasıyla Şekil 6 ve Şekil 7’de gösterilmektedir. Ölçü kopinglerinin ortalama koronal ve açılma sapma değerleri ve bu değerlerin standart sapmaları her ana model için ayrı olmak üzere Tablo 4-6 ve 8-10’da sunulmaktadır. Her ana model içinde ölçü tekniklerinin koronal ve açılma sapma yönünden istatistiksel karşılaştırılmaları sırasıyla Tablo 7 ve 11’de verilmektedir.



Şekil 6. Ana modeller ile dublike modellerdeki ölçü kopingleri arasındaki ortalama koronal sapma (mm) değerleri



Şekil 7. Ana modeller ile dublike modellerdeki ölçü kopingleri arasındaki ortalama açısal sapma (°) değerleri

İstatistiksel analiz, implantlar arasındaki açı farkının, ölçü seviyesinin ve ölçü kopinglerinin tipinin, kopinglerin koronal ve açısal sapmaları üzerinde anlamlı bir etkiye sahip olduğunu göstermektedir ($P < 0.05$).

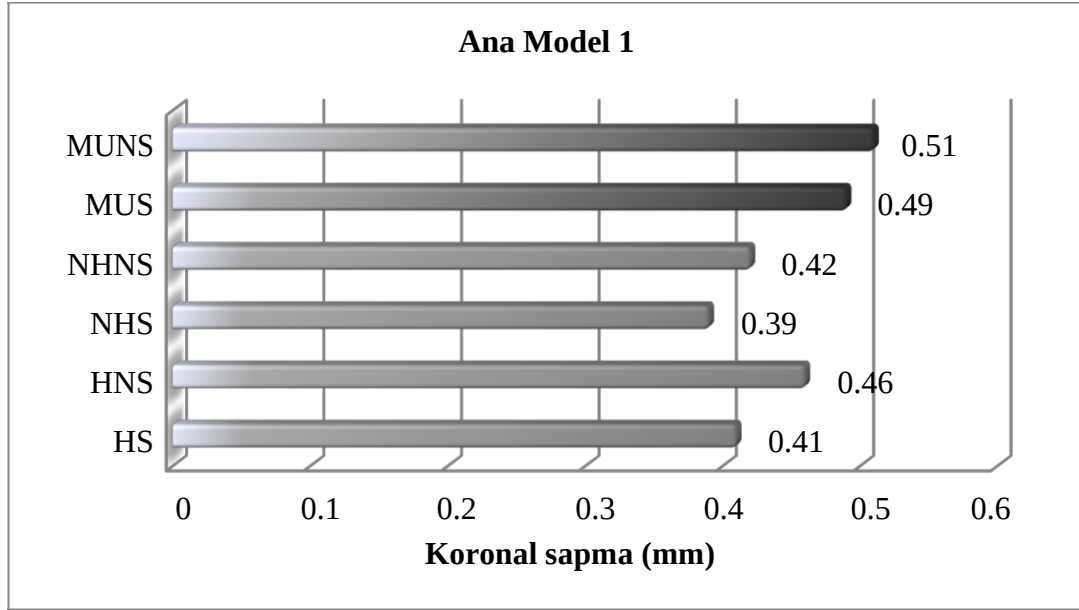
4.1. Ölçü seviyesi ve ölçü kopinglerinin koronal sapma üzerine etkisinin değerlendirilmesi

Ana Model 1'deki ölçü kopingleri ile ilgili modelden farklı ölçü teknikleri ile dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin dijital olarak karşılaştırılması sonucu elde edilen koronal sapmaların ortalama değerleri Tablo 4 ve Şekil 8'de; bu değerlerin standart sapmaları ve istatistiksel grupları ise Tablo 4'de verilmiştir. Her ana modelin kendi içinde ölçü teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında elde edilen P değerleri Tablo 7'de verilmiştir.

Ana Model 1 gruplarında elde edilen ortalama koronal sapma değerleri 0.39-0.51 mm arasında değişmektedir. İmplantların birbirlerine paralel olması durumunda, implant seviyesindeki ölçü gruplarının tümü, abutment seviyesindeki ölçü yöntemlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük koronal sapma değerleri göstermişlerdir ($P<0.05$). İmplantlar arasında açığı farkı bulunmadığında, ölçü kopingleri tipinin (heksli veya hekssiz) ve kopinglerin splintlenmesinin ölçünün doğruluğuna bir etkisinin olmadığı tespit edilmiştir ($P>0.05$) (Tablo 4 ve 7). Multi-unit abutmentler üzerinden alınan splintli ve splintsiz ölçü yöntemleri arasında da koronal sapma açısından bir fark bulunamamıştır ($P=0.072$).

Tablo 4. Ana Model 1 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama koronal sapma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel grupları. Aynı harfle kodlanan test grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P>0.05$).

Ölçü seviyesi	Ana Model 1			
	Test Grubu	Ortalama koronal sapma değeri (mm)	Standart sapma	İstatistiksel grup
İmplant	Heksli-Splintli	0,41	0,08	a
	Heksli-Splintsiz	0,46	0,13	a
	Hekssiz-Splintli	0,39	0,21	a
	Hekssiz-Splintsiz	0,42	0,12	a
Abutment	Multiunit-Splintli	0,49	0,17	b
	Multiunit-Splintsiz	0,51	0,22	b



Şekil 8. Ana Model 1 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama koronal sapma değerlerinin grafiksel gösterimi

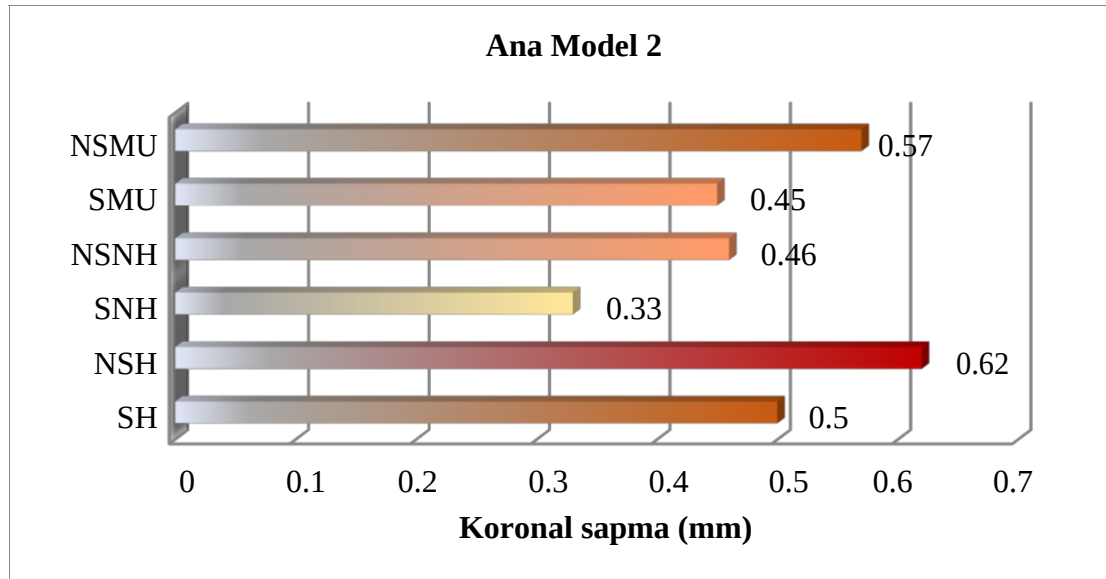
Ana Model 2’deki ölçü kopingleri ile ilgili modelden farklı ölçü teknikleri ile dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin dijital olarak karşılaştırılması sonucu elde edilen koronal sapmaların ortalama değerleri Tablo 5 ve Şekil 9’de; bu değerlerin standart sapmaları ve istatistiksel grupları ise Tablo 5’de verilmiştir. Her ana modelin kendi içinde ölçü teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında elde edilen P değerleri Tablo 7’te verilmiştir.

Ana Model 2 gruplarında elde edilen ortalama koronal sapma değerleri 0.33-0.62 mm arasında değişmektedir. Anterior implantların bukkale doğru 10°, posterior implantların ise distale doğru 10° eğimli olması durumunda anlamlı derecede en düşük koronal sapma değeri hekssiz kopinglerin splintlendiği grupta (NHS), en yüksek koronal sapma değeri ise heksli ölçü kopinglerinin splintlenmediği grupta (HNS) elde edilmiştir ($P<0.05$) (Tablo 5). Abutment seviyesi ölçü teknikleri kendi içlerinde kıyaslandığında splintli yöntemin (MUS) splintsiz yöntemle göre (MUNS) göre daha düşük koronal sapma gösterdiği belirlenmiştir ($P=0.033$). Diğer test gruplarından heksli ölçü kopinglerinin splintlediği grup (HS) ile multi-unit ölçü kopinglerini splintlenmediği grup (MUNS) arasında bir fark bulunamamıştır ($P=0.074$). Hekssiz ölçü kopinglerinin splintlenmediği grup (NHNS) ile multi-unit

ölçü kopinglerinin splintlendiği grup (MUS) arasındaki koronal sapma farkı da istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P=0.062$) (Tablo 7).

Tablo 5. Ana Model 2 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama koronal sapma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel grupları. Aynı harfle kodlanan test grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P>0.05$).

Ölçü seviyesi	Ana Model 2			
	Test Grubu	Ortalama koronal sapma değeri (mm)	Standart sapma	İstatistiksel grup
İmplant	Heksli-Splintli	0,50	0,11	a
	Heksli-Splintsiz	0,62	0,26	b
	Hekssiz-Splintli	0,33	0,04	c
	Hekssiz-Splintsiz	0,46	0,08	d
Abutment	Multiunit-Splintli	0,45	0,11	d
	Multiunit-Splintsiz	0,57	0,19	a



Şekil 9. Ana Model 2 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama koronal sapma değerlerinin grafiksel gösterimi

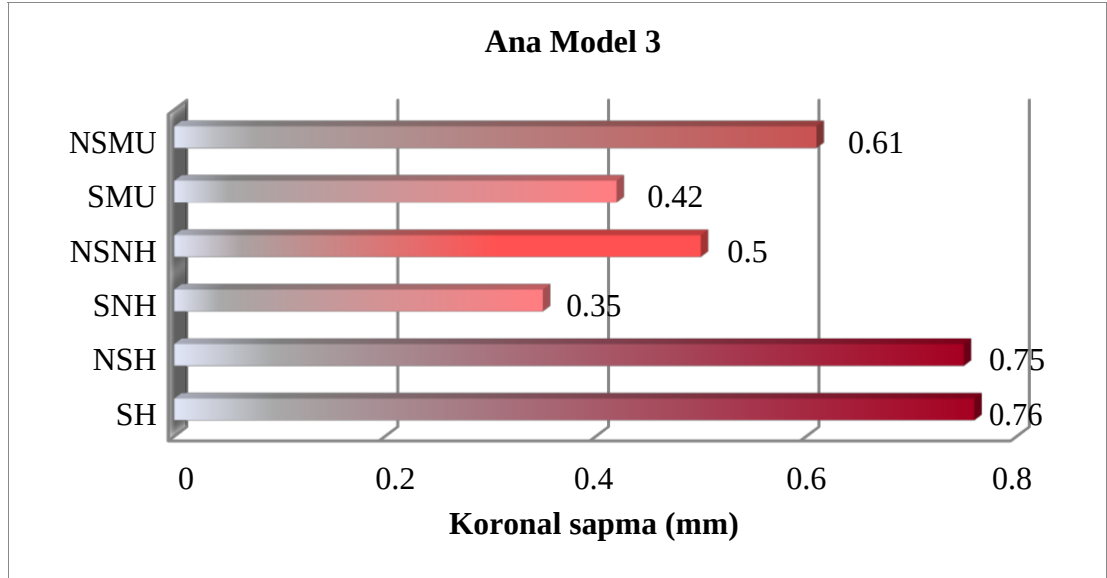
Ana Model 3'deki ölçü kopingleri ile ilgili modelden farklı ölçü teknikleri ile dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin dijital olarak karşılaştırılması sonucu

elde edilen koronal sapmaların ortalama değerleri Tablo 6 ve Şekil 10'da; bu değerlerin standart sapmaları ve istatistiksel grupları ise Tablo 6'de verilmiştir. Her ana modelin kendi içinde ölçü teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında elde edilen P değerleri Tablo 7'de verilmiştir.

Ana Model 3 gruplarında elde edilen ortalama koronal sapma değerleri 0.35-0.76 mm arasında değişmektedir. Anterior implantların bukkale doğru 20°, posterior implantların ise distale doğru 20° eğimli olması durumunda anlamlı derecede en düşük koronal sapma değerleri hekssiz kopinglerin splintlendiği ve multi-unit kopinglerin splintlendiği gruplarda (NHS ve MUS); en yüksek koronal sapma değerleri ise heksli ölçü kopinglerinin kullanıldığı gruplarda (HS ve HNS) elde edilmiştir ($P<0.05$) (Tablo 5). NHS ve MUS grupları ($P=0.119$) ve HS ve HNS grupları ($P=0.112$) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Tablo 7).

Tablo 6. Ana Model 3 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama koronal sapma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel grupları. Aynı harfle kodlanan test grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P>0.05$).

Ana Model 3				
Ölçü seviyesi	Test Grubu	Ortalama koronal sapma değeri (mm)	Standart sapma	İstatistiksel grup
İmplant	Heksli-Splintli	0,76	0,23	a
	Heksli-Splintsiz	0,75	0,26	a
	Hekssiz-Splintli	0,35	0,07	b
	Hekssiz-Splintsiz	0,50	0,05	c
Abutment	Multiunit-Splintli	0,42	0,08	b
	Multiunit-Splintsiz	0,61	0,27	d



Şekil 10. Ana Model 3 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama koronal sapma değerlerinin grafiksel gösterimi

Tablo 7. Her ana modele ait ölçü test gruplarının istatistiksel olarak karşılaştırmaları sonucu elde edilen P değerleri. $P < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Karşılaştırılan test grupları	P değerleri		
	Model 1	Model 2	Model 3
HS*HNS	0.082	0.026	0.112
HS*NHS	0.087	0.031	0.014
HS*NHNS	0.062	0.026	0.026
HS*MUS	0.011	0.046	0.047
HS*MUNS	0.016	0.074	0.047
HNS*NHS	0.111	0.018	0.026
HNS*NHNS	0.117	0.042	0.039
HNS*MUS	0.024	0.016	0.033
HNS*MUNS	0.031	0.044	0.045
NHS*NHNS	0.091	0.043	0.036
NHS*MUS	0.014	0.027	0.119
NHS*MUNS	0.018	0.035	0.045
NHNS*MUS	0.027	0.062	0.039
NHNS*MUNS	0.017	0.026	0.042
MUS*MUNS	0.072	0.033	0.025

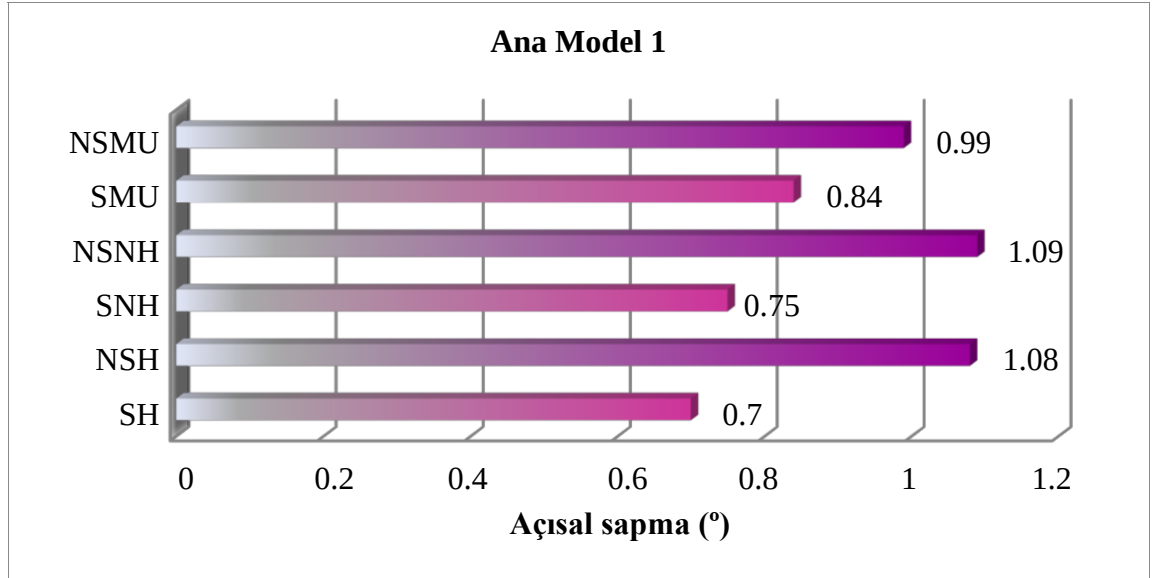
4.2. Ölçü seviyesi ve ölçü kopinglerinin açısapma üzerine etkisinin değerlendirilmesi

Ana Model 1’deki ölçü kopingleri ile ilgili modelden farklı ölçü teknikleri ile dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin dijital olarak karşılaştırılması sonucu elde edilen açısapmaların ortalama değerleri Tablo 8 ve Şekil 11’de; bu değerlerin standart sapmaları ve istatistiksel grupları ise Tablo 8’de verilmiştir. Her ana modelin kendi içinde ölçü teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında elde edilen P değerleri Tablo 11’de verilmiştir.

Ana Model 1 gruplarında elde edilen ortalama açısapma değerleri 0.70°-1.09° arasında değişmektedir. İmplantların birbirlerine paralel olması durumunda, en düşük açısapma değerleri ölçü kopingi tipi ve ölçü seviyesinden bağımsız olarak splintli gruplarda (HS, NHS ve MUS) gözlenmiştir ($P<0.05$). Bu gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0.05$). İstatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek açısapmanın tespit edildiği splintsiz grupların (HNS, NHNS ve MUNS) ise aralarındaki sapma dereceleri farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P>0.05$) (Tablo 8 ve 11).

Tablo 8. Ana Model 1 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama açısapma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel grupları. Aynı harfle kodlanan test grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P>0.05$).

Ölçü seviyesi	Ana Model 1			
	Test Grubu	Ortalama açısapma değeri (°)	Standart sapma	İstatistiksel grup
İmplant	Heksli-Splintli	0,70	0,06	a
	Heksli-Splintsiz	1,08	0,21	b
	Hekssiz-Splintli	0,75	0,11	a
	Hekssiz-Splintsiz	1,09	0,15	b
Abutment	Multiunit-Splintli	0,84	0,12	a
	Multiunit-Splintsiz	0,99	0,09	b



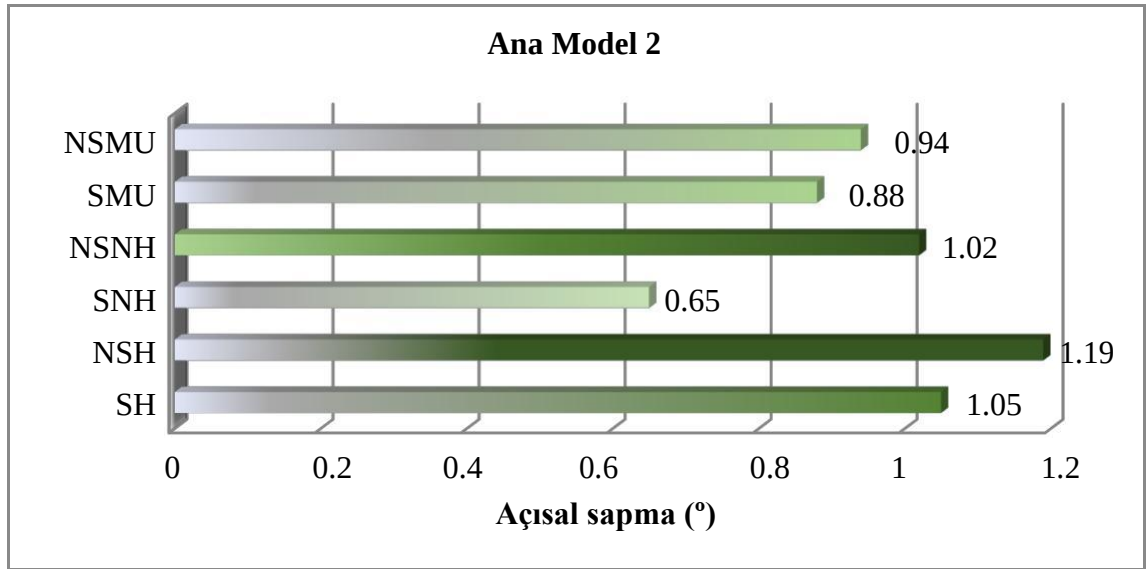
Şekil 11. Ana Model 1 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama açısal sapma değerlerinin grafiksel gösterimi

Ana Model 2'deki ölçü kopingleri ile ilgili modelden farklı ölçü teknikleri ile dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin dijital olarak karşılaştırılması sonucu elde edilen açısal sapmaların ortalama değerleri Tablo 9 ve Şekil 12'de; bu değerlerin standart sapmaları ve istatistiksel grupları ise Tablo 9'da verilmiştir. Her ana modelin kendi içinde ölçü teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında elde edilen P değerleri Tablo 11'de verilmiştir.

Ana Model 2 gruplarında elde edilen ortalama açısal sapma değerleri 0.65°-1.19° arasında değişmektedir. Anterior implantların bukkale doğru 10°, posterior implantların ise distale doğru 10° eğimli olması durumunda anlamlı derecede en düşük açısal sapma değeri heksiz kopinglerin splintlendiği grupta (NHS), en yüksek açısal sapma değerleri ise heksli ve heksiz ölçü kopinglerinin splintlenmediği gruplarda (HNS ve NHNS) elde edilmiştir ($P<0.05$) (Tablo 5). NSH ve NSNH grupları arasındaki açısal sapma değeri farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P=0.091$). Abutment seviyesi ölçü teknikleri kendi içlerinde kıyaslandığında splintli yöntem (MUS) ile splintsiz yöntem (MUNS) arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P=0.185$) (Tablo 11).

Tablo 9. Ana Model 2 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama açısal sapma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel grupları. Aynı harfle kodlanan test grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P>0.05$).

Ana Model 2				
Ölçü seviyesi	Test Grubu	Ortalama açısal sapma değeri (°)	Standart sapma	İstatistiksel grup
İmplant	Heksli-Splintli	1,05	0,04	a
	Heksli-Splintsiz	1,19	0,18	b
	Hekssiz-Splintli	0,65	0,07	c
	Hekssiz-Splintsiz	1,02	0,18	a b
Abutment	Multiunit-Splintli	0,88	0,03	d
	Multiunit-Splintsiz	0,94	0,14	d



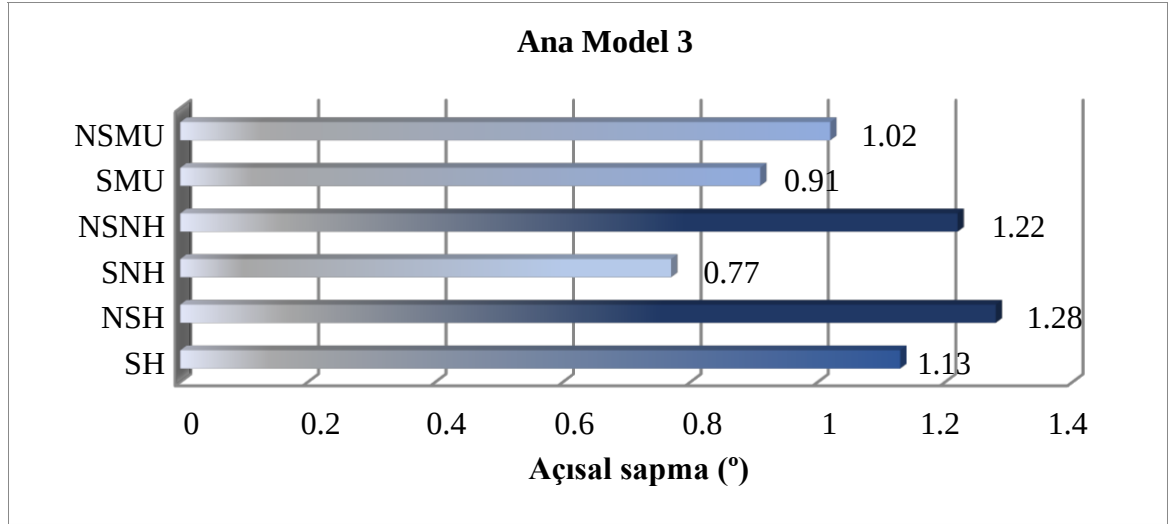
Şekil 12. Ana Model 2 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama açısal sapma değerlerinin grafiksel gösterimi

Ana Model 3'deki ölçü kopingleri ile ilgili modelden farklı ölçü teknikleri ile dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin dijital olarak çıkarılması sonucu elde edilen açısal sapmaların ortalama değerleri Tablo 10 ve Şekil 13'de; bu değerlerin standart sapmaları ve istatistiksel grupları ise Tablo 10'da verilmiştir. Her ana modelin kendi içinde ölçü teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında elde edilen P değerleri Tablo 11'de verilmiştir.

Ana Model 3 gruplarında elde edilen ortalama açısal sapma değerleri 0.77°-1.28° arasında değişmektedir. Anterior implantların bukkale doğru 20°, posterior implantların ise distale doğru 20° eğimli olması durumunda anlamlı derecede en düşük açısal sapma değerleri heksiz kopingle splintlendiği grupta (NHS); en yüksek değerler ise heksli ve heksiz ölçü kopinglerinin splintlenmediği gruplarda (HNS ve NHNS) elde edilmiştir ($P<0.05$) (Tablo 10). HNS ve NHNS grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P=0.096$). Abutment seviyesi ölçü teknikleri kendi içlerinde kıyaslandığında splintli yöntem (MUS) ile splintsiz yöntemden (MUNS) elde edilen açısal sapma değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P=0.085$) (Tablo 11).

Tablo 10. Ana Model 3 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama açısal sapma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel grupları. Aynı harfle kodlanan test grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P>0.05$).

Ölçü seviyesi	Ana Model 3			
	Test Grubu	Ortalama açısal sapma değeri (°)	Standart sapma	İstatistiksel grup
İmplant	Heksli-Splintli	1,13	0,20	a
	Heksli-Splintsiz	1,28	0,23	b
	Heksiz-Splintli	0,77	0,02	c
	Heksiz-Splintsiz	1,22	0,22	b
Abutment	Multiunit-Splintli	0,91	0,17	d
	Multiunit-Splintsiz	1,02	0,06	d



Şekil 13. Ana Model 3 ile bu modelden dublike edilen modellerdeki ölçü kopinglerinin ortalama açısal sapma değerlerinin grafiksel gösterimi

Tablo 11. Her ana modele ait ölçü test gruplarının istatistiksel olarak karşılaştırmaları sonucu elde edilen P değerleri. $P < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Karşılaştırılan test grupları	P değerleri		
	Model 1	Model 2	Model 3
HS*HNS	0.032	0.036	0.013
HS*NHS	0.066	0.022	0.028
HS*NHNS	0.026	0.097	0.006
HS*MUS	0.132	0.036	0.043
HS*MUNS	0.012	0.037	0.022
HNS*NHS	0.031	0.044	0.009
HNS*NHNS	0.172	0.091	0.096
HNS*MUS	0.023	0.026	0.029
HNS*MUNS	0.093	0.005	0.037
NHS*NHNS	0.01	0.037	0.005
NHS*MUS	0.072	0.026	0.044
NHS*MUNS	0.022	0.036	0.047
NHNS*MUS	0.039	0.041	0.014
NHNS*MUNS	0.132	0.033	0.023
MUS*MUNS	0.026	0.185	0.085

4.3. İmplantlar arası aç farkının koronal sapma üzerine etkisinin değerlendirilmesi

İmplantlar arası aç farklarının koronal sapma üzerine etkisinin değerlendirilmesi için, her ölçü tekniğinde elde edilen koronal sapma değerleri, kendi içinde, implant açılanmaları açısından kıyaslanmıştır. Ortalama koronal sapma değerleri ve ortaya çıkan istatistiksel farklılıklar Tablo 12’de belirtilmiş, istatistiksel analiz sonucu elde edilen P değerleri Tablo 13’de verilmiştir. Şekil 14’de her ölçü tekniği grubunda elde edilen koronal sapma değerlerine implant açılanmasının etkisi grafiksel olarak gösterilmiştir.

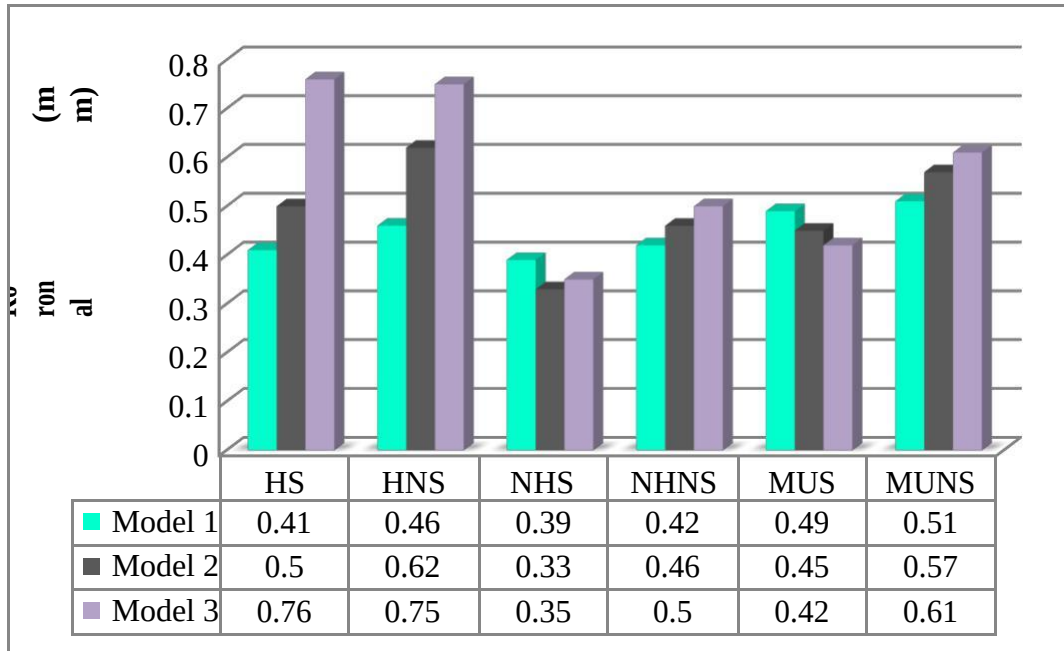
Heksli ölçü kopinglerinin kullanıldığı gruplarda, kopinglerin splintlenmesinden bağımsız olarak, implantlar arası aç farkı arttıkça koronal sapma değerlerinin de arttığı tespit edilmiştir ($P<0.05$). Hekssiz ölçü kopinglerinin ve multi-unit kopinglerinin splintlendiği gruplarda (NHS ve MUS) ana modeller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0.05$). Bu gruplarda koronal sapma değerleri, implantlar arasındaki aç farklarından etkilenmemiştir. Multi-unit kopinglerinin splintlenmediği ölçü gruplarında (MUNS) aç farkı arttıkça koronal sapma değerleri de artmıştır (Tablo 12 ve 13).

Tablo 12. Ortalama koronal sapma değerleri ve istatistiksel gruplar. Aynı sütun içinde, harfle kodlanan ana modeller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P>0.05$).

Test grupları	Koronal sapma değerleri (mm)											
	HS		HNS		NHS		NHNS		MUS		MUNS	
Model 1	0,41	a	0,46	a	0,39	a	0,42	a	0,49	a	0,51	a
Model 2	0,5	b	0,62	b	0,33	a	0,46	b	0,45	a	0,57	b
Model 3	0,76	c	0,75	c	0,35	a	0,50	b	0,42	a	0,61	c

Tablo 13. Ana modellerin koronal sapma değerlerinin her ölçü tekniği grubu içinde kıyaslanması sonucu elde edilen P değerleri. $P < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Test grupları	P değerleri					
	HS	HNS	NHS	NHNS	MUS	MUNS
Model 1 - 2	0.016	0.022	0.099	0.02	0.095	0.039
Model 1 - 3	0.044	0.012	0.102	0.019	0.088	0.042
Model 2 - 3	0.043	0.045	0.736	0.223	0.123	0.037



Şekil 14. Her ölçü tekniği grubu içinde ana modellerden elde edilen koronal sapma değerleri ilişkisinin grafiksel gösterimi

4.4. İmplantlar arası açı farkının açısal sapma üzerine etkisinin değerlendirilmesi

İmplantlar arası açı farklarının açısal sapma üzerine etkisinin değerlendirilmesi için, her ölçü tekniğinde elde edilen açısal sapma değerleri, kendi içinde, implant açılanmaları açısından kıyaslanmıştır. Ortalama açısal sapma değerleri ve ortaya çıkan istatistiksel farklılıklar Tablo 14’de belirtilmiş, istatistiksel analiz sonucu elde edilen P değerleri Tablo 15’de verilmiştir. Şekil 15’da her ölçü tekniği grubunda elde

edilen koronal sapma değerlerine implant açılanmasının etkisi grafiksel olarak gösterilmiştir.

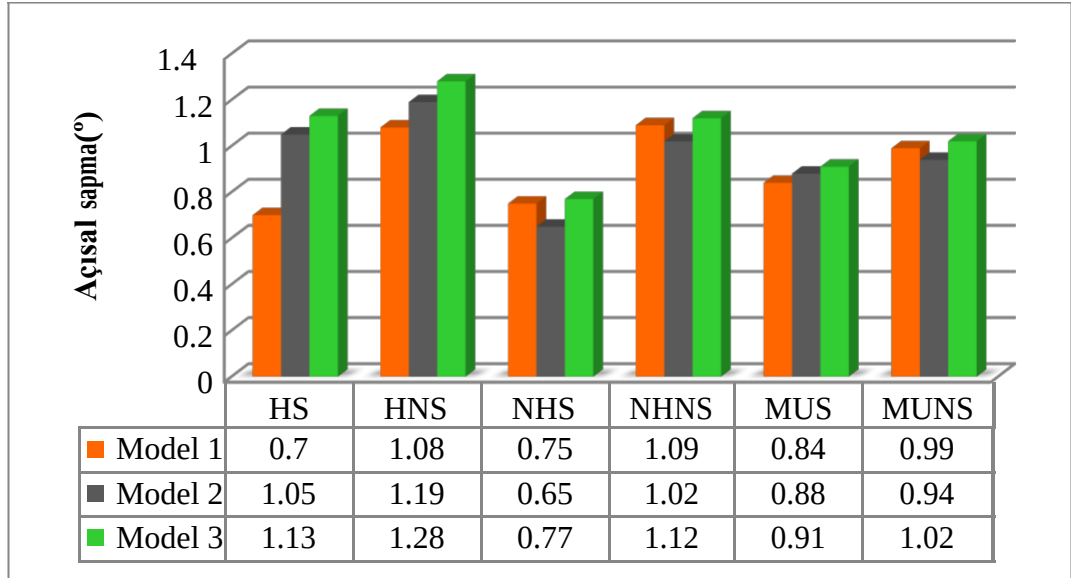
Koronal sapma verilerinde olduğu gibi, heksli ölçü kopinglerinin kullanıldığı gruplarda (HS ve HNS), kopinglerin splintlenmesinden bağımsız olarak, implantlar arası açı farkı arttıkça açısız sapma değerlerinin de arttığı tespit edilmiştir ($P<0.05$). Heksiz ölçü kopingleri ve multi-unit ölçü kopinglerinin splintlendiği gruplarda (NHS, MUS), implantlar arası açı farklarının elde edilen açısız sapma verilerine bir etkisinin olmadığı belirlenmiştir. Bahsedilen ölçü kopinglerinin splintlenmediği gruplarda ise (NHNS ve MUNS), Ana Model 1 ve Ana Model 2 arasında anlamlı bir fark tespit edilemezken; Ana Model 3'te hesaplanan açısız sapmanın diğer iki modele göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu bulgulanmıştır ($P<0.05$) (Tablo 15).

Tablo 14. Ortalama açısız sapma değerleri ve istatistiksel gruplar. Aynı sütun içinde, harfle kodlanan ana modeller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P>0.05$).

Test grupları	Açısız sapma değerleri (°)											
	HS		HNS		NHS		NHNS		MUS		MUNS	
Model 1	0,70	a	1,08	a	0,75	a	1,09	a	0,84	a	0,99	a
Model 2	1,05	b	1,19	b	0,65	a	1,02	a	0,88	a	0,94	a
Model 3	1,13	c	1,28	c	0,77	a	1,12	b	0,91	a	1,02	b

Tablo 15. Ana modellerin açısız sapma değerlerinin her ölçü tekniği grubu içinde kıyaslanması sonucu elde edilen P değerleri. $P<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Test grupları	P değerleri					
	HS	HNS	NHS	NHNS	MUS	MUNS
Model 1 - 2	0.023	0.015	0.127	0.159	0.069	0.745
Model 1 - 3	0.036	0.036	0.191	0.018	0.152	0.041
Model 2 - 3	0.009	0.028	0.166	0.009	0.084	0.022



Şekil 15. Her ölçü tekniği grubu içinde ana modellerden elde edilen açısal sapma değerleri ilişkisinin grafiksel gösterimi

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

İmplant destekli protezlerde, implantlar ile üst yapı arasında pasif uyumun sağlanabilmesi için, doğru bir ölçü ile, implantların ve/veya abutmentlerin ağız içindeki üç boyutlu konumlarının alçı modellere transfer edilmesi gerekmektedir (Lee ve ark., 2008a). Literatürde implant destekli protezlerde ölçünün doğruluğu üzerine yapılmış birçok araştırma bulunmaktadır. Konu ile ilgili derlemelerde (Baig, 2014a; Lee ve ark., 2008a; Moreira ve ark., 2015), çok sayıda ve açılı yerleştirilmiş implantlar varlığında, ölçünün doğruluğunun azaldığı vurgulanmıştır. Farklı ölçü teknikleri, ölçü ve splintleme materyalleri, ölçü kopingleri değerlendirilmiş; ancak, çok sayıda ve açılı implantlar varlığında ölçü protokolünün nasıl olması gerektiği ile ilgili bir fikir birliğine varılmamıştır. Bu nedenle bu tez çalışmasında, farklı açılarda yerleştirilmiş çok sayıda implant varlığında, ölçü kopingi; ölçü seviyesi ve ölçü kopinglerinin splintlenmesinin, ölçünün doğruluğuna olan etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. İstatistiksel analize göre, implantlar arasında açı farkı olmasının, kopingin heksli veya hekssiz olmasının ve ölçü kopinglerinin splintlenmesinin ölçünün doğruluğu üzerinde etkisi bulunmaktadır. Bu nedenle, çalışmanın boş hipotezleri reddedilmiştir.

Dişsiz anterior maksillada rezorpsiyon labial yönden palatinal yöne doğru olmaktadır. Ayrıca, dişsiz posterior maksillada, maksiller sinüs tabanı ile alveoler kret tepesi arasındaki kemik yüksekliğinin yetersizliği anatomik bir sınırlama olarak ortaya çıkmaktadır. Bu nedenlerden dolayı, maksiller arkta implantların birbirine paralel olarak yerleştirilmesi her zaman mümkün olmamaktadır. Anterior bölgede implantlar genellikle labiale doğru eğimli yerleştirilirken; posterior bölgede maksiller sinüs duvarını takip edecek şekilde eğimli yerleştirilmektedirler (Mittal ve ark., 2016). Bu tez çalışmasında da, klinik koşulların daha iyi taklit edilebilmesi için, anatomik tutucu alanlara sahip maksiller modeller kullanılmış ve ana model 2 ve 3'te anterior implantlar labiale; posterior implantlar distale doğru eğimlendirilerek, ölçü kopingleri arasında açı farkı oluşturulmuştur.

Günümüze kadar implant diş hekimliğinde, kondenzasyon silikonu, vinil polieter silikon, polisülfid, irreversible hidrokolloid ve ölçü alçısının da dahil olduğu birçok farklı ölçü materyali kullanılmış olmakla birlikte; polieter ve polivinil

siloksan, implant ölçü prosedürleri için en çok önerilen materyallerdir (Assuncao ve ark., 2004; Baig, 2014a; Lee ve ark., 2008a; Wee, 2000). Polieter ve polivinil siloksan ile alınan ölçülerin doğruluğu birçok araştırmada karşılaştırılmıştır; ancak, literatürde hangi ölçü materyalinin daha doğru ölçü sağladığına dair bir fikir birliği bulunmamaktadır (Kim ve ark., 2015). Ölçü materyalinin viskozitesinin (Wee, 2000), ölçü alındıktan sonra modellerin elde edilme zamanlarının (Hoist ve ark., 2007), implant subgingival yerleştirilme derinliğinin (Lee ve ark., 2008b), ölçü tekniğinin tek aşamalı veya çift aşamalı olmasının (Wenz ve ark., 2008) ve kullanılan ölçü tekniğinin (Mostafa ve ark., 2010) polieter ve polivinil siloksan ölçü materyallerinin doğruluğuna etki ettiği bildirilmiştir.

Rijiditesi ve boyutsal stabilitesi sayesinde, tam dişsiz arklara yerleştirilen çok sayıda implant varlığında polieterin doğru bir ölçü sağlayacağı rapor edilmiştir (Sorrentino ve ark., 2010). Ancak, paralel olmayan ve internal bağlantılı implantlar varlığında, polivinil siloksan gibi daha yüksek elastik geri dönüşüm özelliği gösteren materyallerin kullanımının, kaşığın uzaklaştırılması sırasında ölçü kopingi ve materyal arasında ortaya çıkan stres nedeniyle oluşan kalıcı deformasyonu azaltacağı öne sürülmektedir (Kurtulmuş-Yılmaz ve ark., 2014; Sorrentino ve ark., 2010; Vigolo ve ark., 2004). Bu nedenle bu tez çalışmasında, ölçü materyali olarak monofaz polivinil siloksan tercih edilmiştir.

İmplant destekli protezlerin fabrikasyonunda kullanılan ölçü tekniklerinden kapalı kaşık yönteminin uygulanması daha kolay ve hızlı olsa da, implant analoğu ile bağlanan ölçü kopinglerinin ölçünün içine tekrar yerleştirilmesi sırasında ortaya çıkabilen hataların, özellikle çok sayıda implant varlığında katlanarak artma riski, önemli bir dezavantaj olarak gösterilmektedir (Lee ve ark., 2008a). Ayrıca, bu teknik, implantlar arasında açı farkı olduğunda kullanıldığında, kaşığın ağızdan uzaklaştırılması sırasında kopinglerin ölçü materyalinde deformasyonlara neden olabileceği bildirilmiştir (Choi ve ark., 2007). Açık kaşık tekniğinde ise ölçü kopinglerinin ölçü içerisine tekrar yerleştirilmesine gerek kalmaması, yerleştirmeye bağlı oluşabilecek hataların engellenmesini sağlamaktadır. Ayrıca açık kaşık tekniğinde ölçü kopinglerinin ölçü materyali içerisinde kalması ile, implantların

açılanması nedeniyle ölçü materyalinde oluşabilecek deformasyon riski de azalmaktadır (Carr, 1991; Conrad ve ark., 2007).

Açık kaşık ölçü tekniğinde, ölçü kaşığının ağızdan çıkarılması sırasında veya kaşık çıkarıldıktan sonra ölçü kopinglerinin ölçü analoglarına vidalanarak sabitlenmesi sırasında, ölçü materyali içindeki kopinglerin hareket etmesi, en çok karşılaşılan sorunlardan biridir (Kempler, 2011; Lee ve ark., 2008a; Lee ve Cho, 2011). Ölçü kopinglerinin stabilizasyonunu sağlamak için kopinglere yüzey işlemleri veya adezivler uygulanmış, koping ile ölçü materyali arasında bağlanma mekanik veya kimyasal yöntemlerle artırılarak kopinglerin hareketinin en aza indirilmesi amaçlanmıştır (Aktöre ve Kurtulmuş-Yılmaz, 2015). Bir diğer yöntem ise ilk kez Branemark tarafından öne sürülen, ölçü kopinglerinin splintlenmesidir. Branemark ve arkadaşları (1985), ölçü kopinglerini diş ipi kullanarak birbirine bağlamış ve sonra otopolimerize akrilik rezini diş ipi üzerine uygulayarak kopingler arasında rijit bir bağlantı sağlamışlar; ölçü kopinglerinin hareketini engellemişlerdir.

Literatürde ölçü kopinglerinin splintlenmesi ve splintlenmemesinin ölçünün doğruluğuna etkisini inceleyen bir çok araştırma (Assuncao ve ark., 2004; Filho ve ark., 2009; Hariharan ve ark., 2010; Naconecy ve ark., 2004; Ozan ve Hamis, 2018; Öngül ve ark., 2012; Vigolo ve ark., 2014) olmasına rağmen, rapor edilen bulgular arasında tutarlılık bulunmamaktadır ve konuyla ilgili derlemelerin (Baig, 2014a; Baig, 2014b; Kim ve ark., 2015; Moreira ve ark., 2015) sonuçlarına göre de iki prosedürden birinin diğerine göre üstünlüğünden bahsedilememektedir. Bu nedenle bu tez çalışmasında, ölçü kopinglerinin splintlenmesinin çok sayıda ve açılı yerleştirilmiş implantlardan alınan ölçülerin doğruluğuna etkisi, açık kaşık ölçü tekniği kullanılarak değerlendirilmiştir.

Otopolimerize akrilik rezin ölçü kopinglerinin splintlenmesinde en çok tercih edilen materyaldir. Ancak, rezinin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan büzülme, materyalin boyutsal stabilitesini azaltan en önemli faktördür. Polimerizasyon büzülmesi ölçü kopinglerinin hareket etmesine neden olmakta ve ölçüde distorsiyon oluşmasına yol açmaktadır (Lee ve Cho, 2011). En yüksek oranda büzülme (%80), polimerizasyon başladıktan sonraki ilk 17 dk içerisinde görülmekte, bu oran 24 saatin sonunda %9'a kadar düşmektedir (Mojon ve ark., 1990; Lopes-Júnior ve ark.,

2013). Polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek için, kopingler arasındaki akrilik rezin splintin kesilerek oldukça ince bir boşluk oluşturulması ve ölçü alınmadan önce tekrar splinte edilmesi önerilmektedir (Lee ve Cho, 2011; Moreira ve ark., 2015). Bu tez çalışmasında, ölçü kopinglerine di  ipi aracılığı ile uygulanan düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren otopolimerize akrilik rezin 24 saat süreyle polimerizasyona bırakılmış, 24 saat sonra splint kesilmiş ve ölçü prosedüründen hemen önce az miktarda rezin kullanılarak tekrar splintlenmiştir.

Literatürde  l   doğruluğunu değerlendiren birçok çalışmada, ölçü ka ıkları ana modellerden yatay eksene dik bir şekilde uzakla tırılmışlardır (Alikhasi ve ark., 2015; Ozan ve Hamiş, 2018; Siadat ve ark., 2016). Ancak, klinik koşullar d   n ld  nde, üst çeneden ölçü alınması sırasında ka ı a yaptırılan manevra ile ka ık önce post palatal bölgeden uzakla tırılmakta, daha sonra vertikal eksene paralel bir şekilde ağızdan çıkarılmaktadır. Özellikle, implantlar arasındaki açı farkının ölçünün do rulu una etkisi değerlendirilirken, ka ı ın modelden uzaklaştırılması sırasında ölçü materyalinin maruz kaldığı stres, elastik geri dönüşüm açısından önem kazanmaktadır. Bu nedenle, bu tez çalışmasında, ka ı ın kreterden uzaklaştırılmasını daha etkili bir şekilde simüle etmek için özel bir aparey fabrike edilmiştir. Bu aparey ile klinik prosedürde olduğu gibi, ka ı ı çıkarmak için kuvvet iki yönde uygulanmış ve apareydeki makaralar ile kuvvet standardize edilmeye çalışılmıştır.

Literatürde  l   tekniklerinin ve materyallerinin, ölçünün do rulu una etkisini inceleyen araştırmaların sonuçları arasında tutarlılık olmaması, çalışmalarda kullanılan farklı yöntemlerden de kaynaklanmış olabilir.  l  n n hassasiyetini değerlendirmek için genellikle ana model üzerindeki implantlar arasındaki mesafeler ile dublike modellerdeki implant analogları arasındaki mesafeler  l  l rek, dublike modellerdeki analogların pozisyonel değişiklikleri hesaplanmıştır. Bu amaçla çalışmalarda, koordinat ölçüm cihazı (Alikhasi ve ark., 2015; Geremipناه ve ark., 2015; Tsagkalidis ve ark., 2015); ölçüm mikroskobu (Jo ve ark., 2010); profil projektörü (Sorrentino ve ark., 2010; Vigolo ve ark., 2004) veya standardize edilmiş fotoğraflar (Hazboun ve ark., 2015) kullanılmıştır. Bu tez çalışmasında ise, daha önceki çalışmalarda (Kurtulmuş-Yılmaz ve ark., 2014; Ozan ve Hamiş, 2018) da

tanımlandığı üzere, dijital bir metot kullanılarak, 3 boyutlu analizlerle daha hassas verilerin elde edilmesi hedeflenmiştir.

İmplant ile abutment arasındaki bağlantı internal veya eksternal olabilmektedir. Internal bağlantının bükülme kuvvetlerine direnç gösterme (Levine ve ark., 1997), strese karşı koyabilen bir performans sergileme ve implantın boyun bölgesine daha az yük iletimi sağlama gibi avantajları bulunmaktadır (Baggi ve ark., 2008). Ayrıca internal bağlantılı implantlarda vida gevşemesi veya kırılması gibi mekanik komplikasyonların daha az görüldüğü rapor edilmiştir (Schwarz, 2000). Ancak, çok sayıda ve açılı yerleştirilmiş internal bağlantılı implantların olduğu durumlarda, implant ve ölçü kopingi bağlantı bölgesinin uzunluğunun, ölçünün doğruluğunu etkilediği bildirilmiştir (Mpikos ve ark., 2012; Sorrentino ve ark., 2010).

İmplant destekli sabit protezlerde tutuculuk vida ile ve siman ile olmak üzere iki şekilde sağlanabilmektedir. Her iki tutuculuk yönteminin de avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır (Michalakis ve ark., 2003). Siman tutuculu restorasyonlarda artık simana bağlı olarak görülebilen peri-implantitis gibi biyolojik komplikasyonlar nedeniyle implant kayıplarını rapor edilmesi sonucunda, son yıllarda vida tutuculu restorasyonlar daha yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Biyolojik uyumluluğunun yanında, vida tutuculu restorasyonların çıkarılmasının kolay olması da önemli bir avantaj olarak gösterilmektedir (Sailer ve ark., 2012; Wilson, 2009; Wittneben ve ark., 2014). Çok sayıda ve açılı yerleştirilmiş implantlar üzerine vida tutuculu bir protetik restorasyon yapılırken, açısal farklılıkları düzeltmek ve tek bir giriş yolu sağlamak için bir ara parçaya ihtiyaç duyulmakta ve bu amaçla *multi-unit* abutmentler kullanılmaktadır. Bu tek parça abutmentler açılı veya düz olabilmektedir (Heller ve ark., 2019). *Multi-unit* abutmentlerin yumuşak doku ile titanyum arasında daha iyi bir hemidesmozomal bağlantı sağlayarak, implantlar etrafındaki kemik rezorpsiyonunu azaltabileceği bildirilmiştir (Degidi ve ark., 2011; Grandi ve ark., 2012). Özellikle, kısmi veya tam dişsiz vakalarda protetik restorasyon immedat yükleneceğinde, “tek seferde tek abutment protokolü” (*one abutment at one time protocol*) olarak isimlendirilen ve *multi-unit* abutmentlerin cerrahi prosedür sırasında implantlara bağlanmasına ve daimi restorasyonda da aynı

abutmentlerin çıkarılmadan kullanılmasına dayanan konseptin uygulanması ile anlamlı derecede daha düşük krestal kemik kayıpları bildirilmiştir (Degidi ve ark., 2011). Bu nedenle, günümüzde yaygın olarak tercih edilen *multi-unit* abutmentler mevcut olduğunda kullanılan abutment seviyesi ölçü teknikleri bu çalışmaya dahil edilerek, implant seviyesi ölçü teknikleri ile kıyaslanması planlanmıştır.

Bu tez çalışmasında, paralel implantların bulunduğu Ana Model 1’den alınan implant seviyesi ölçü teknikleri arasında koronal sapma açısından istatistiksel bir fark bulunamamıştır. Ancak, implantlar arası açı farklarının bulunduğu Ana Model 2 ve 3’te, hekssiz ölçü kopinglerinin kullanıldığı test gruplarında (SNH ve NSNH) ve splintli multi-unit ölçü kopingi grubunda (SMU) anlamlı derecede daha düşük sapma değerleri tespit edilmiştir. Hekssiz ölçü kopingleri kullanıldığında daha doğru bir ölçü elde edilmesi, bu kopinglerin heksli kopinglere göre implantla olan bağlantı yüzeylerinin 2 mm daha kısa olması ile ilişkilendirilebilir. Çünkü daha kısa olan bağlantı yüzeyi, ölçünün modelden uzaklaştırılması sırasında, açısal farklılıktan dolayı ortaya çıkan stresin azalmasını sağlamaktadır. Heksli ölçü kopinglerinin kullanıldığı implant seviyesi ölçü grupları (SH ve NSH) ile kıyaslandığında, multi-unit kopinglerin splintlendiği grup (SMU) daha düşük koronal sapma değerleri göstermiştir (Tablo 4 ve 7, Şekil 8). Elde edilen bu bulgu, önceki bir çalışmanın (Alikhasi ve ark., 2015) bulguları ile örtüşmektedir. Alikhasi ve arkadaşları (2015) da, distale doğru eğimli yerleştirilmiş implantlar mevcut olduğunda, abutment seviyesi ölçü tekniklerinin kullanımı ile ölçü doğruluğunun arttığını bildirmişlerdir. Multi-unit kopingler multi-unit abutmentlere bağlanmaktadır. Multi-unit abutmentlerin küresel geometriye sahip olması ve tutucu alanları olmaması, kopinglerin rotasyonel hareketine izin vermektedir; bu nedenle, multi-unit kopinglerin splintlenmesi daha hassas ölçülerin elde edilmesini sağlamaktadır.

Ölçü seviyesi ve koping tipinden bağımsız olarak, paralel implantların bulunduğu modellerde kopinglerin splintlenmesi daha düşük açısal sapma değerleri elde edilmesini sağlamıştır (Tablo 8 ve 11 ve Şekil 11). Önceki araştırmalarda (Buzayan ve ark., 2013; Del’Acqua ve ark., 2008; Ozan ve Hamis, 2018), implantlar birbirlerine paralel olduğu takdirde, kopinglerin splintlenmesinin ölçü doğruluğu üzerine bir etkisinin olmadığı rapor edilmiştir. Ancak bu çalışmalarda (Buzayan ve

ark., 2013; Del'Acqua ve ark., 2008) klinik koşulların aksine, ölçü kaşıkları modellerden oklüzal düzleme dik bir şekilde uzaklaştırılmışlardır. Bu tez çalışmasında kaşığın ağızdan çıkarılma yolunun simüle edilmiş olması, implantlar arasında açı farkı olmamasına rağmen, splintli gruplarda tespit edilen sapma değerlerini etkilemiş olabilir. Ana Model 2 ve 3'ten hekssiz ölçü kopinglerinin splintlendiği ölçü tekniği (SNH) ile alınan ölçülerde anlamlı derecede daha düşük açısal sapma bulgulanmış, bu grubu abutment seviyesi ölçü grupları (SMU ve NSMU) takip etmişlerdir (Tablo 9 ve 10, Şekil 12 ve 13).

İmplantlar arası açı farklarının olduğu modellerde, anterior implantlar bukkale; posterior implantlar distale doğru eğimlendirilmiş ve böylece modeller sagittal düzlemde incelendiğinde, bahsedilen implantlar arasında Model 2'de toplam 20°, Model 3'te toplam 40° açı farklılığı oluşturulmuştur. İmplantların paralel veya paralel olmayan bir şekilde yerleştirilmesinin, her ölçü tekniği grubunda elde edilen ölçülerin doğruluğuna etkileri grup içinde değerlendirildiğinde, hekssiz ölçü kopingleri gruplarında, açısal farklılık arttıkça koronal ve açısal sapma değerlerinin de istatistiksel olarak anlamlı derecede arttığı görülmüştür. Bununla birlikte, hekssiz ölçü kopinglerinin ve multi-unit kopinglerin splintlenerek kullanıldığı gruplarda ölçünün doğruluğu, implantlar arasındaki açı farkından etkilenmemiştir. Bu bulgu, hekssiz ölçü kopinglerinin daha kısa bağlantı yüzeylerine sahip olmalarıyla ve multi-unit abutment ile multi-unit koping bağlantısının eksternal bir bağlantı şeklinde olmasıyla ilişkilendirilebilir. İmplant-koping veya abutment-koping bağlantı yüzeyinin tasarımı temas alanını etkilemekte ve temas alanı arttıkça kaşığın uzaklaştırılması sırasında sürtünme yüzeyi arttığından kopingin hareket etmesine neden olabilmektedir (Baig, 2014b). Bu tez çalışmasında elde edilen bulgular da göz önünde bulundurulduğunda, aralarında açısal farklılıklar olan çok sayıda implantın yerleştirildiği durumlarda daha doğru ölçülerin elde edilebilmesi için, hekssiz veya multi-unit ölçü kopinglerinin kullanılması ve kopinglerin rijit bir materyal ile splintlenmesi önerilebilir.

Değerlendirilen test grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar belirlenmiş olmasına rağmen, bu çalışmada elde edilen koronal sapma değerleri 0.33-0.76 mm (33-76 µm) arasında değişmektedir (Şekil 6). Bu sapma değerleri, daha

önce yapılan ve aynı dijital değerlendirme yöntemi kullanan çalışmalarda (Kurtulmus-Yılmaz ve ark., 2014; Ozan ve Hamiş, 2018) elde edilen değerlere göre daha yüksektir. Ancak bu tez çalışmasında, önceki çalışmalara göre (Kurtulmus-Yılmaz ve ark., 2014; Ozan ve Hamiş, 2018) modellere daha fazla sayıda implant yerleştirilmiş ve daha fazla açı farkı oluşturulmuştur. Daha yüksek sapma değerleri implant sayısı ve açısal farklılığın daha fazla olmasıyla açıklanabilmektedir.

İyi ve doğru bir ölçüde, herhangi bir ekseninde 50 µm'ye kadar olan sapmaların kabul edilebileceği bildirilmiştir (Assuncao ve ark., 2004). Bu nedenle, bu çalışmada tespit edilen tüm koronal sapma değerleri göz önünde bulundurulduğunda, hem paralel hem de paralel olmayan implantlar varlığında, heksiz ölçü kopinglerinin splintlendiği açık kaşık ölçü tekniğinin kullanılması önerilebilmektedir.

Çalışma sırasında tüm değişkenler standardize edilmeye çalışılmış, tüm ölçü prosedürleri tek bir klinisyen tarafından gerçekleştirilmiştir. Ölçü materyalinin ölçü karıştırma cihazından homojen bir şekilde karıştırılması ile ölçü materyalinin hazırlanması sırasında oluşabilecek değişkenler elimine edilmiştir. Modellerin elde edildiği alçı materyalinin boyutsal stabilitesinin de modelin doğruluğunu etkileyen bir faktör olduğu önceki araştırmalarda belirtilmiştir (Silva ve ark., 2016). Alçı materyalleri içinde en düşük sertleşme genişmesi gösterdiği için en yüksek boyutsal stabiliteye sahip olan alçı, Tip IV sert alçıdır (Anusavice ve ark., 2013, s. 190). Bu nedenle bu çalışmada Tip IV alçı kullanılmış ve materyal üretici firmanın talimatları doğrultusunda özenle hazırlanmıştır. Ölçü kopinglerinin veya implant analoglarının kullanıma bağlı olarak yıpranma ve hasar görme ihtimali göz önünde bulundurularak, çalışmada kullanılan koping ve analog gibi komponentler her ölçü ve model için bir kez kullanılmıştır. Ancak, implant komponentlerinin üretimleri sırasında 22-100 µm frezeleme toleransı olabildiği rapor edilmiştir (Ma ve ark., 1997) ve bu değişkenlerin sapma değerlerini etkileyebileceği de göz önünde bulundurulmalıdır (Lee ve ark., 2008a).

Bu tez çalışmasının bazı limitasyonları bulunmaktadır. Ölçü kopinglerinin koronal ve açısal sapmaları hesaplanmış ancak aksiyel rotasyonları belirlenememiştir. İmplantlar sadece sagittal düzlemde eğilendirilmiştir ve implantların farklı yerleştirilme derinliklerinin sapmalar üzerine etkisi

değerlendirilmemiştir. Çalışmanın in vitro bir çalışma olması ve tüm ölçü prosedürlerinin yumuşak doku veya ağız sıvıları olmadan, ideal ortamda gerçekleştirilmesi ile klinik koşullar tam olarak yansıtılamamıştır. Ağız ortamında alınan ölçülerde daha yüksek koronal veya açısal sapma değerleri elde edilebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Sonuç olarak, bu çalışmanın limitasyonları dahilinde; implant açısı, ölçü kopingi tipi ve ölçü kopinglerinin splintlenmesinin ölçülerin doğruluğu üzerinde etkisi bulunduğu tespit edilmiştir. Paralel yerleştirilmiş implantlar varlığında, implant seviyesindeki ölçü tekniklerinde daha düşük koronal sapmalar belirlenmiştir ve ölçü kopinglerinin splintlenmesi ile daha doğru ölçüler elde edilebilmektedir. İmplantlar arasında açısal farklılıklar olduğunda hekssiz ölçü kopinglerinin kullanılması ve kopinglerin splintlenmesi önerilmekte; daha yüksek sapma değerlerine neden olan heksli ölçü kopinglerinin kullanımı ise önerilmemektedir.

Sonraki araştırmalarda, ölçü tekniklerinin doğruluğunun değerlendirilmesi için farklı prosedürler kullanılarak elde edilen modeller üzerine hazırlanan protezlerin pasif uyumlarının değerlendirilmesi ile klinik açıdan daha iyi yorumlanabilecek bulgular tespit edilebilir. Ayrıca, dijital teknolojinin yoğun olarak kullanıldığı günümüzde, konvansiyonel yöntemler yanında intraoral tarayıcıların da çalışmaya dahil edilmesi önerilebilir.

KAYNAKLAR

- Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(3):506-515.
- Aguilar ML, Elias A, Vizcarrondo CE, Psoter WJ. Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *J Prosthet Dent*. 2010;103(4):202-209.
- Akalin ZF, Ozkan YK, Ekerim A. Effects of Implant Angulation, Impression Material, and Variation in Arch Curvature Width on Implant Transfer Model Accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):149–157.
- Akca K, Akkocaoğlu M, Cömert A, Tekdemir I, Cehreli MC. Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(1):101-109.
- Akca K, Çehreli MC. Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(4):517-523.
- Aktöre H, Kurtulmuş-Yılmaz S. The evaluation of factors that affect the accuracy of implant impressions. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2015;18:214-227.
- Alikhasi M, Siadat H, Monzavi A, Momen-Heravi F. Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: Effect on marginal discrepancy. *J Oral Implantol*. 2011;37(6):649-657.
- Alikhasi M, Siadat H, Rahimian S. The effect of implant angulation on the transfer accuracy of external-connection implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17(4):822-829.
- Al-Quran FA, Rashdan BA, Abu Zomar AA, Weiner S. Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int*. 2012;43(2):119-125.

- Alsharbaty MH, Alikhasi M, Zarrati S, Shamshiri AR. A clinical comparative study of 3-dimensional accuracy between digital and conventional implant impression techniques. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(4):902-908.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Philips' Science of Dental Materials*. Elsevier Ed.12, 2012, s.164
- Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1992;12(2):112-121.
- Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(6):885-888.
- Assunção WG, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1–Influence of transfer copings surface abrasion. *J Prosthodont*, 2008;17(8):641-647.
- Assuncao WG, Gennari Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent*. 2004;13(4):358-366.
- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008;100(6):422-431.
- Baig MR. Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014a;29(4):869–880.
- Baig MR. Multi-unit implant impression accuracy: A review of the literature. *Quintessence Int*. 2014b;45(1):39-51.
- Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(5):660-666.

- Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont*. 1993;2(2):75–82.
- Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent*. 1995;74(1):51-55.
- Bernardes SR, de Araújo CA, Neto AJ, Júnior PS, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(5):781-789.
- Bhakta S, Vere J, Calder I, Patel R. Impressions in implant dentistry. *British Dent Journal*. 2011;211(8):361.
- Bonsor ve Pearson. *A Clinical Guide to Applied Dental Materials*, Elsevier, 2012; s:260.
- Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue- integrated prostheses*. 1st ed. Chicago: Quintessence. 1985, s.99-115.
- Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983;50:399-410.
- Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent*. 1997;77(1):68-75.
- Buzayan M, Baig MR, Yunus N. Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(6):1512-1520.
- Carbal M, Guedes G. Comparison analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent*. 2007;16:1-9.
- Carr AB. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Implant Dent*. 1992;1(3):232.

- Carr AB. A Comparison of Impression Techniques for a Five-Implant Mandibular Model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6(4):448-455.
- Çehreli MC, Akça K. Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: an in vitro study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006;26(4):379-385.
- Chang WG, Vahidi F, Bae KH, Lim BS. Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *J Prosthet Dent*. 2012;25 (1):44-47.
- Chee W, Jivraj S. Impression techniques for implant dentistry. *British Dent Journal*. 2006;201(7):429-432.
- Choi JH, Lim YJ, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillo fac Implants*. 2007;22(5):761-768.
- Christensen GJ. Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc*. 2009;140(10):1301-1304.
- Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent*. 2007;97(6):349-356.
- Daoudi F, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single tooth implants. *Int J Prosthodont*. 2001;14:152-158.
- Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of the repositioning impression coping technique at the implant level for single-tooth implants. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2003;11(1):23-28.
- Degidi M, Nardi D, Piattelli A. One abutment at one time: non-removal of an immediate abutment and its effect on bone healing around subcrestal tapered implants. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(11):1303-1307.

- Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Fde A Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(2):226-236.
- Del'Acqua MA, Chávez AM, Amaral ÂL, Compagnoni MA. Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(4):771-776.
- Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*. 2000;84(1):108-110.
- Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(5):662-667.
- Edwab RR. *Essential Dental Handbook: Clinical and Practice Management: Advice from Experts*. PennWell Books. 2003, s. 454.
- Eliasson A, Örtorp A. The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14:30-38.
- Enkling N, Bayer S, Jöhren P, Mericske-Stern R. Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(1):144-151.
- Fernandez MA, Paez de Mendoza CY, Platt JA, Levon JA, Hovijitra ST, Nimmo A. A comparative study of the accuracy between plastic and metal impression transfer copings for implant restorations. *J Prosthodont*. 2013 Jul;22(5):367-376.
- Filho HG, Mazaro JV, Vedovatto E, Assunção WG, Santos PH. Accuracy of Impression Techniques for Impants. Part 2-Comparison of Splinting Techniques. *J Prosthodont*. 2009;18(2):172-176.

- Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *PPAD*. 2003;15(8):625-632.
- Gallucci GO, Papaspyridakos P, Ashy LM, Kim GE, Brady NJ, Weber HP, Dent M. Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients. *Int J Prosthodont*. 2011;24(5):469-72.
- Geramipanah F, Sahebi M, Davari M, Hajimahmoudi M, Rakhshan V. Effects of impression levels and trays on the accuracy of impressions taken from angulated implants. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(9):1098-1105.
- Gökçen-Rohlig B, Öngül D, Sancakli E, Sermet B. Comparative evaluation of the effects of implant position, impression material, and tray type on implant impression accuracy. *Implant dentistry*. 2014;23(3):283-288.
- Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent*. 2012;107(1):34-46.
- Gracis S, Michalakakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23:202-216.
- Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Garuti G. Immediate positioning of definitive abutments versus repeated abutment replacements in immediately loaded implants: effects on bone healing at the 1-year follow-up of a multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2012;5(1):9-16.
- Grossmann Y, Pasciuta M, Finger IM. A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration. *J Prosthet Dent*. 2006;95(3):258-261.
- Hariharan R, Shanker C, Rajan M, Baig MR, Azhagarasan NS. Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25:38-44.

- Hazboun GBA, Masri R, Romberg E, Kempler J, Driscoll CF. Effect of implant angulation and impression technique on impressions of Nobel Active implants. *J Prosthet Dent.* 2015;113(5):425-431.
- Heller H, Arieli A, Beitlitum I, Pilo R, Levartovsky S. Load-Bearing Capacity of Zirconia Crowns Screwed to Multi-Unit Abutments with and without a Titanium Base: An In Vitro Pilot Study. *Materials.* 2019;12(19):3056-3068.
- Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent.* 2000;83(5):555-561.
- Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Ideal occlusion in: Osseointegration and occlusal rehabilitation. 1991;4:257-452.
- Hoist S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, Wichmann M. Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence Int.* 2007;38(1):67-73.
- Howell, K.J., McGlumphy, E.A., Drago, C. ve Knapik, G. Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28:228-240.
- Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):466-472.
- Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):35-49.
- Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent.* 1993;69(5):503-509.

- Ivanhoe JR, Adrian ED, Krantz WA. Counteracting the darkening effect of a metal framework on acrylic resin denture base material. *J Prosthet Dent.* 1991;65(6):859.
- Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh Jr PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(1) 29-36.
- Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(3):172-180.
- Jivraj S, Chee W, Corrado P. Treatment planning of the edentulous maxilla. *British Dent Journal.* 2006;201(5):261-279.
- Jorge E, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(3):329-336.
- Jo SH, Kim KI, Seo JM, Song KY, Park JM, Ahn SG. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *J Adv Prosthodont.* 2010;2(4):128-133.
- Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 199;9(2)169-178.
- Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999;81(1):7-13.
- Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement-and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2007;97(3):137-140.

- KEMPLER J. The effect of impression technique, connection type and implant angulation on impression accuracy. Faculty of Graduate School of the University of Maryland Master tezi, 2011, Maryland (Danışman: Prof. Dr. R. Masri).
- Kim JH, Kim KR, Kim S. Critical appraisal of implant impression accuracies: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2015;114(2):185-192.
- Kurtulmus-Yilmaz S, Ozan O, Ozcelik TB, Yagiz A. Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *J Dent*. 2014;42(12):1551-1559.
- Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2008a;100(4):285-291.
- Lee H, Ercoli C, Funkenbusch PD, Feng C. Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2008b;99(2):107-113.
- Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clinical oral implants research*. 2015;26(6):715-719.
- Lee SJ, Cho SB. Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *J Adv Prosthodont*. 2011;3(4):177-185.
- Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Int J Oral Implants Res*. 2013;24(1):111-115.
- Levine RA, Clem III DS, Wilson Jr TG, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(2) 237-242.

- Lin WS, Harris BT, Morton D. The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *J Prosthet Dent*. 2013;109(3):187-91.
- Liou AD, Nicholls JI, Yuodelis RA, Brudvik JS. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*. 1993;6(4):377-383.
- Lopes-Júnior I, de Lima Lucas B, Gomide HA, Gomes VL. Impression techniques for multiple implants: a photoelastic analysis. Part I: comparison of three direct methods. *J Oral Implantol*. 2013;39(5):539-544.
- Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider WA. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit®-2 system. *J Oral Rehabil*. 2000;27(7):629-638.
- Lu H, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 2004;92(2):151-154.
- Ma J, Rubenstein JE. Complete arch implant impression technique. *J Prosthet Dent*. 2012;107(6):405-410.
- Martinez-Rus F, García C, Santamaría A, Özcan M, Pradies G. Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels. *Implant Dent*. 2013;22(3):268-276.
- Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(3):371-375.
- Michalakakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(5):719-728.

- Misch CE. Dental Implant Prosthetics. 2nd Ed. Mosby: Elsevier. 2015, s.1
- Mittal Y, Jindal G, Garg S. Bone manipulation procedures in dental implants. Indian J Dent. 2016;7(2):86-94.
- Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. J Prosthet Dent. 1990;64(6):684-688.
- Moreira AH, Rodrigues NF, Pinho AC, Fonseca JC, Vilaça JL. Accuracy comparison of implant impression techniques: a systematic review. Clin Implant Dent Relat Res. 2015;17:751-764.
- Mostafa TM, Elgendy MN, Kashef NA, Halim MM. Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. Int J Prosthodont. 2010;23(6):525-528.
- Mpikos P, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external-and internal-connection implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27(6):1422-1428.
- Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LCF, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multipleabutmentsInt. J Oral Maxillofac Implants. 2004;19(2):192-198.
- Nassar U, Oko A, Adeeb S, El-Rich M, Flores-Mir C. An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. J Prosthet Dent. 2013;109(3):172-178.
- Öngül D, Gökçen-Röhlig B, Şermet B, Keskin H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. Aust Dent J. 2012;57(2):184-189.
- Osman MS, Ziada HM, Abubakr NH, Suliman AM. Implant impression accuracy of parallel and non-parallel implants: a comparative in-vitro analysis of open

- and closed tray techniques. *Int J Prosthodont.* 2019;5(1):4. doi: 10.1186/s40729-019-0159-5.
- Ozan O, Hamis O. Accuracy of different definitive impression techniques with the all-on-4 protocol. *J Prosthet Dent.* 2018;121(6):941-948.
- Ozcelik TB, Yilmaz B. A functional open-tray impression technique for implant-retained overdenture prostheses. *J Oral Implantol.* 2012;38(5):617-619.
- O'Brien, W.J. *Dental Materials and Their Selection.* (3. bs.). Illinois: Quintessence Publishing Corporation. 2002; s:95-99.
- Pandita A, Jain T, Yadav NS, Feroz SM, Diwedi A. Evaluation and comparison of dimensional accuracy of newly introduced elastomeric impression material using 3D laser scanners: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 2013;14(2):265-268.
- Papaspyridakos P, Lal K, White GS, Weber H-P, Gallucci GO. Effect of splinted and nonsplinted impression techniques on the accuracy of fit of fixed implant prostheses in edentulous patients: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:1267–1272.
- Patel N. Integrating three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry. *J Am Dent Assoc.* 2010;141:20S-4S.
- Rashidan N, Alikhasi M, Samadizadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(2):218-225.
- Reddy S, Prasad K, Vakil H, Jain A, Chowdhary R. Accuracy of impressions with different impression materials in angulated implants. *Niger J Clin Pract.* 2013;16(3):279-284.
- Rutkunas V, Sveikata K, Savickas R. Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2012;1;25(5)512-515.

- Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a Review. *J Dent.* 2002;30(7-8):271-282.
- Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10(2):85-92.
- Sakaguchi RL, Powers JM. Craig RG. *Craig's restorative dental materials*, edi. Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers. 13.bas. Philadelphia: PA Elsevier, 2012;s: 288-300.
- Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implan Res.* 2012;23:163-201.
- Schmidt A, Häussling T, Rehmann P, Schaaf H, Wöstmann B. Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study. *J Prosthodont Res.* 2018;62(2):245-251.
- Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Imp Res* 2000;11:156-158.
- Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Quek HC, Nicholls JI. Load fatigue performance of conical implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):797-806.
- Shankar YR, Sahoo S, Krishna MH, Kumar PS, Kumar TS, Narula S. Accuracy of implant impressions using various impression techniques and impression materials. *J Dent Implants.* 2016;6(1):29-36.
- Siadat H, Alikhasi M, Beyabanaki E, Rahimian S. Comparison of Different Impression Techniques When Using the All-on-Four Implant Treatment Protocol. *Int J Prosthodont.* 2016;29(3):265-270.

- Silva SC, Messias AM, de Oliveira Abi-Rached F, De Souza RF, Reis JM. Accuracy of gypsum casts after different impression techniques and double pouring. *PloS one*. 2016;11(10):e0164825.
- Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(s1):63-66.
- Spector MR, Donovan TE, Nicholls JJ. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1990;63(4):444-447.
- Stimmelmayer M, Güth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit-an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2012;16(3):851–856.
- Taylor M, Tanner KE, Freeman MA. Finite element analysis of the implanted proximal tibia: a relationship between the initial cancellous bone stresses and implant migration. *J Biomech*. 1998;31(4):303-310.
- Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Imp*. 2000;15(1):66-75.
- Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, Meijer HJ. The use of a coded healing abutment as an impression coping to design and mill an individualized anatomic abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2011;105(5):282-285.
- The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*. 2017;117(5s):e1-e105.
- Tsagkalidis G, Tortopidis D, Mpikos P, Kaisarlis G, Koidis P. Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):517-523.
- Van Noort, R. *Introduction to Dental Materials*. 3. bs.. Mosby Elsevier. 2007; s.197-201.

- Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2004;92(5):470-476.
- Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent.* 2003;89(2):186-192.
- Vigolo P, Mutinelli S, Fonzi F, Stellini E. An in vitro evaluation of impression techniques for multiple internal-and external-connection implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(4):808-818.
- Walker MP, Ries D, Borello B. Implant cast accuracy as a function of impression techniques and impression material viscosity. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(4):669-674.
- Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1999;12(2):167-178.
- Wee A G. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent.* 2000;83(3):323-331.
- Weinberg LA. CT scan as a radiologic data base for optimum implant orientation. *J Prosthetic Dent.* 1993;69(4):381-385.
- Wenz HJ, Reuter HU, Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008; 23:39-47.
- Wilson Jr TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol.* 2009;80(9):1388-1392.

Wittneben JG, Millen C, Brägger U. Clinical Performance of Screw-Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions-A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29:84-98.

Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1991;11(1):88-91.

Zitzmann NU, Schärer P, Marinello CP, Schüpbach P, Berglundh T. Alveolar ridge augmentation with Bio-Oss: a histologic study in humans *Int. J Periodontics Restorative Dent*. 2001;21(3):288-295.

ÖZGEÇMİŞ

Adı	M.Wafa	Soyadı	RICHI
Doğum Yeri	Halep	Doğum Tarihi	18.05.1989
Uyruğu	Suriye	Tel	05428827748
E-mail	wafa.richi1@gmail.com		

Eğitim Düzeyi	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	Yakın Doğu Üniversitesi	2020
Yüksek Lisans	Halep Üniversitesi	2012
Lisans	Halep Üniversitesi	2012
Lise	Al Wakra Independent Secondary School	2007

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
Diş Hekimi	Almaha Dental Clinic - Katar	2013-2015
Doktora Öğrencisi	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2015-2020

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
Türkçe	Çok İyi	İyi	İyi
İngilizce	Çok İyi	İyi	İyi
Arapça	Çok İyi	Çok İyi	Çok İyi

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Word	Çok İyi
Microsoft Word	Çok İyi
Microsoft Word	Çok İyi