K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI EĞİMLENDİRMEDEKİ DİSTAL İMPLANTLARA SAHİP ''ALL-ON-4'' UYGULAMALARINDA KULLANILAN ÖLÇÜ TEKNİKLERİNİN HASSASİYETLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Diş Hek. A. OĞUZ HAMİŞ

Protetik Diş Tedavisi Programı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. OĞUZ OZAN

LEFKOŞA
2018

TEŞEKKÜR

2008 yılında yüksek lisans eğitimi amacı ile öğrencisi olarak girdiğim bu fakültede öğrencilikte her davranışı ile örnek aldığım, mezuniyet sonrası doktora eğitimim süresince bana her konuda destek olan, mesleğe hayata dair engin tecrübelerini ve kıymetli bilgilerini benden esirgemeyen, danışman hocam olduğu için kendimi her zaman şanslı hissettiğim, bana her zaman olmasını istediğim ağabeyim gibi davranarak koruyan, desteğini esirgemeyen, ben ne kadar hata yapsamda bana hatalarımda doğruyu bulmamda yardımcı olan ve bana olan inancını kaybetmeyen, tez çalışmam süresince projemizde maddi, manevi, bilgi ve fikirleri ile yön veren olumlu eleştirileri ile her zaman en iyiyi ve doğruyu yapmamı hedefleyen, tez çalışmamızla 2017 FDI Madrid kongresinde en iyi poster ödülü almamız ile yaşayabileceğim en büyük gururu yaşatan saygıdeğer hocam Sn. Prof. Dr. Oğuz OZAN'a sonsuz saygı, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek lisans ve doktora eğitimimiz süresince bizlere desteğini esirgemeyen, bizlere bilgi ve tecrübeleri ile yol gösteren sayın dekanımız Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY'a, doktora tez jürimde bulunmaları ve katkılarından dolayı Sn. Doç. Dr. T. Burak ÖZÇELİK'e ve Sn. Doç. Dr. Yurdanur UÇAR'a çok teşekkür ederim.

Öğrenci iken örnek aldığımız ve bizlere herzaman sevgi ile yardım eden, o dönem asistan ablamız şimdi ise hem hocamız hemde ablamız olarak her sıkıntımızda bizi anlayışla dinleyen ve yardımcı olan, doğru yolu gösteren, tez çalışmamızda her ortamda teşvik eden, onu tanımaktan asistanı olmaktan mutluluk ve gurur duyduğumuz Sn. Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ-YILMAZ'a teşekkür ederim.

Öğrencilikten ve asistanlığa adım attığımız ilk günden itibaren dostluklarını kardeşliklerini yardımlarını esirgemeyen, tez çalışmalarımızın her akşamını beraber geçirdiğimiz birçok yolculuğu, stresi ve gerginliği ve mutlulukları berabaer yaşadığımız, dostlarım çekirdek ailem Sn. Dr.Dt. Pervin DABAJ'a, Dr. Dt. Hüseyin AKTÖRE'ye ve Sn. Dr. Dt. Salim ONGUN'a teşekkür ederim.

Tez çalışmamda, yayını hazırlamamda yaptığı yardımlarla hakkını ödeyemeyeceğim Yrd. Doç. Dr. Özay ÖNÖRAL'a teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm çalışma arkadaşlarıma yardımları ve anlayışları için teşekkür ederim.

Hayatım boyunca aldığım tüm kararlarda destek olup, bana olan inançlarını kaybetmeyen, bugün bu noktada olmamı sağlayan canım aileme en içten dileklerimle ve kalbimle teşekkür ederim.

Bu tez Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri ve TFI Academy tarafndan desteklenmiştir (Proje no: SAG-2016-2-011).

ÖZET

Hamis, O. Farklı Eğimlendirmedeki Distal İmplantlara Sahip ''All-On-4'' Uygulamalarında Kullanılan Ölçü Tekniklerinin Hassasiyetlerinin Değerlendirilmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2018.

Bu çalışmanın amacı 4 farklı açıdaki (paralel, 10', 20', 30' derece) distal implantlarla planlanmış ''All-on-4'' tedavi protokolü uygulamalarında kullanılan 4 farklı ölçü tekniğinin açısal ve konumsal hassasiyetlerinin değerlendirilmesidir.

Çalışmada, ''All-on-4'' tedavi protokolüne uygun şekilde 4 *multi-unit* analoğun konumlandığı 4 ana model elde edilmiştir. Ana modellerde anterior bölgeye yerleştirilen implantlar paralel şekilde yerleştirilmiştir. Posterior bölgeye yerleştirilen implantlar sırası ile distopalatinal şekilde paralel, 10', 20', 30' derece açısal fark olacak şekilde üretilmiştir. Her ana modelden 10 adet ölçü kepli,10 adet ölçü kepsiz 10 adet açık kaşık bağlamalı, 10 adet açık kaşık kesip bağlamalı olacak şekilde polivinil siloksan ölçü materyali ile toplamda 160 dublike model elde edilmiştir. Dublike modellller ve ana modeller üzerine ölçü kopingleri yerleştirilmiş, 3 boyutlu tarayıcı ile bütün dublike modeller taranarak ana modelle çakıştırma yapılmıştır ve x, y, ve z düzlemlerinde konumsal ve açısal sapmaları hesaplanmıştır. Elde edilen veriler istatistiksel olarak analiz edilmiştir (α=.05).

Ortalama açısal sapmalar 0.03 ila 0.16 derece arasındadır ve konumsal sapmalar 0.10 ila 0.75 mm aralığındadır.

Sonuçlar incelendiğinde indirekt ölçü teknikleri kullanıldığında, ölçü kopingleri arasındaki distal implantlardaki artan açılanma, daha fazla konumsal ve açısal sapmalara neden olmuştur (P <.05). Direkt ölçü teknikleri distaldeki açılanmanın arttğı gruplarda indirekt ölçü teknikleri ile karşılaştırıldığında, daha az konumsal ve açısal yer değiştirmeler elde edilmiştir. Posterior bölgedeki implantlarda açılanmanın artması ile açısal ve konumsa sapmalar artmıştır.

Anahtar Kelimeler: All-on-4, implant ölçüleri, açık kaşık ölçü teknikleri, kapalı kaşık ölçü teknikleri, ölçünün doğruluğu, plastik kepli implant ölçüleri.

Destekleyen Kurum: Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri ve TFI Academy tarafından desteklenmiştir (Proje no: SAG-2016-2-011).

ABSTRACT

Hamis, O. Accuracy of different definitive impression techniques in "All-on-4" protocol. Near East University Institute of Healt Sciences, Prosthetic Dentistry, PhD Thesis, Nicosia,2018

A non-passive fit of implant-supported restorations can jeopardize the biological and mechanical success of treatment. Data regarding the fit of different impression techniques for the all-on-4 protocol are limited.

The purpose of this in vitro study was to digitally evaluate 4 different impression techniques used with the all-on-4 protocol with distal multiunit analogs positioned in 4 different angulations

Four maxillary definitive cast models with 4 multiunit analogs were fabricated according to the all-on-4 treatment protocol. In the anterior region, the analogs were positioned in a parallel direction, whereas in the posterior region, they were positioned in different angulations (0,10,20, and 30 degrees). One hundred and sixty models were obtained by using 4 different impression techniques (closed-tray without plastic cap, closed-tray with plastic cap, splinted open-tray, sectioned resplinted open-tray) (n=10) and a polyvinyl siloxane impression material. Definitive casts and definitive duplicate casts were scanned with a modified laser scanner and data were transferred to software. The definitive casts and definitive duplicate cast scans were digitally aligned. Angular and linear deviations in all axes (x, y, and z) of the analogs between definitive and duplicate casts were calculated and subjected to statistical analyses (α=.05).

Mean angular deviations were in the range of 0.03 to 0.16 degrees, and linear deviations were in the range of 0.10 to 0.75 mm. The increased angulation between impression copings caused higher linear and angular deviations when closed-tray impression techniques were used (P<.05).

Reduced linear and angular displacements were obtained from the open-tray impression techniques compared with the closed-tray impression techniques in the angulated groups. Angular and linear deviations increased with the increase in the angulation of the posterior analog.

Supported by grant No: SAG-2016-2-011 from Near East University, Scientific Research Projects Coordination Unit and TFI Academy, Committee of Scientific Researches

Key Words: All-on-4, implant impression, open-tray impression technique, closed-tray impression technique, impression accuracy, implant impression plastic cap.

İÇİNDEKİLER

		Sayfa
ONAY SAYFASI		ii
TEŞEKKÜR		iii
ÖZET		vi
ABSTRACT		vii
İÇİNDEKİLER		ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ		xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ		xiv
TABLOLAR DİZİNİ		xvi
1.	GİRİŞ	1
2.	GENEL BİLGİLER	4
2.1	Oral İmplantoloji	6
2.1.1	Oral İmplantolojiye Giriş	6
2.1.2	Oral İmplantolojide Endikasyon	7
2.1.3	Oral İmplantolojide Kontrendikasyon	8
2.1.4	Dental İmplantların Sınıflandırılması	9
2.1.4.1	İmplantların Yerleştirildiği Yer ve Destek Dokulara Göre Sınıflandırma	10
2.1.4.2	İmplant Üretiminde Kullanılan Materyale Göre Sınıflandırma	16
2.1.5	İmplantolojide Biyomekanik	18
2.1.5.1	Biyomekanikte Temel Prensipler	20
2.1.5.2	İmplant Destekli Uygulamalarda Biyomekanik	21

2.1.5.3	İmplant Destekli Uygulamalarda Destek Doku Biyomekaniği	23
2.1.6	İmplant Destekli Protezler	24
2.1.6.1	İmplant Destekli Protezlerin Sınıflaması	24
2.1.7	''All-on-4'' Tedavi Konsepti	29
2.1.7.1	''All-on-4'' Konseptinde Başarı Anahtarları	30
2.1.7.2	''All-on-4'' Tedavi Konseptinin Endikasyon Kriterleri	30
2.1.7.3	''All-on-4'' Tedavi Konseptinin Kontrendikasyonlar	31
2.1.7.4	''All-on-4'' Tedavi Konseptinin Avantajları	31
2.1.7.5	''All-on-4'' Tedavi Konseptinin Dezavantajları	32
2.1.7.6	''All-on-4'' Konseptinde Protetik Yaklaşım	32
2.1.7.7	''All-on-4'' Konseptinin Biyomekaniğin Temelleri	35
2.2	İmplant Destekli Protezlerde Ölçü	38
2.2.1	KONVANSİYONEL ÖLÇÜ TEKNİKLERİ	40
2.2.1.1	Ölçü Seviyesine Göre Yapılan Sınıflama	40
2.2.1.2	Ölçü Koping Tipine Göre Yapılan Sınıflama	41
2.2.1.4	İmplant Ölçü Kopinglerinin Splintlenmesine Göre Yapılan Sınıflama	45
2.2.1.5	Dijital Ölçü Teknikleri	47

2.3	Ölçü Materyalleri	49
2.3.1	Vinilpoli Siloksan (VPS, A-Tipi Silikon, İlave Tip Silikon, Katılma Silikonu)	50
2.3.2	Polieter	52
2.3.3	Vinil Polieter Silikon (VPES)	53
2.4	Ölçüde Başarısızlık Ve Sonuçları	53
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	56
3.1	Ana Modellerin Elde edilmesi	56
3.2	Dublike Modellerin Elde Edilmesi	65
3.3	Ölçü Prosedürleri	66
3.4	Ölçü Tekniklerinin Uygulanması	69
3.4.1	Kapalı Kaşık Kepsiz Yöntem (A1)	69
3.4.2	Kapalı Kaşık Kepli Yöntem (A2)	70
3.4.3	Açık Kaşık Bağlamalı Yöntem (B1)	71
3.4.4	Açık Kaşık Kesip Bağlamalı Yöntem (B2)	72
3.5	Modellerin Çakıştırılması	73
3.6	Açısal ve Konumsal Sapma Analizlerinin Yapılması	75
3.7	Verilerin İstatistiksel Analizi	78
3.7.1	Örnek Sayısının Hesaplanması	78
3.7.2.	İstatistiksel Analiz	78
4.	BULGULAR	79
4.1	Ölçü Tekniğine Göre Yapılan İstatistiksel İnceleme	80
4.1.1	Kapalı Kaşık Kepsiz Ölçü Tekniği Bulguları	80

4.1.2	Kapalı Kaşık Kepli Ölçü Tekniği Bulguları	84
4.1.3	Açık Kaşık Ölçü Kopinglerinin Bağlandığı Teknik Bulguları	87
4.1.4	Açık Kaşık Ölçü Kopinglerinin Kesip Tekrar Bağlandığı Teknik Bulguları	89
4.2	Farklı Açılarda Yerleştirilen Modellere Göre Yapılan İstatistiksel İnceleme	93
4.2.1	Paralel Grup İçerisinde Yapılan İstatistiksel İnceleme	93
4.2.2	On Derece Açı ile Yerleştirilen Grup Arasındaki İstatistiksel İnceleme	94
4.2.3	Yirmi Derece Açı ile Yerleştirilen Grup Arasındaki İstatistiksel İnceleme	96
4.2.4	Otuz Derece Açı ile Yerleştirilen Grup Arasındaki İstatistiksel İnceleme	99
5.	TARTIŞMA	101
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	118
KAYNAKÇA		120
ARAŞTIRMACIYA AİT YAYINLAR VE ÖZGEÇMİŞ		148

SİMGELER VE KISALTMALAR

MA	Mekanik Avantaj
SP	Sabit Protez
HP	Hareketli Protez
CAD/CAM	Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing
VPS	Vinil-polisiloksan
VPES	Vinil Polieter Slikon
STL	Stereolitografi
A1	Kapalı kaşık kepsiz teknik
A2	kapalı kaşıkkepli teknik
B1	Açık kaşık bağlamalı teknik
B2	Açık kaşık kesik bağlamalı teknik
M	Mean
SD	Standart deviation
Mm	Milimetre

ŞEKİLLER DİZİNİ

		Sayfa
2.1.	Subperiosteal implantlar (Taylor ve laney, 2013) .	11
2.2.	Endosteal implantlar (Taylor. Ve laney, 2013)	12
2.3.	Vida tip implantlar (Misch,2011; s.28)	13
2.4.	Blade implant (Mckee dental, 2013).	14
2.5.	Vent implantlar (China dental network, 2009).	15
2.6.	Transosteal implantlar (Taylor ve laney, 2013).	16
3.1.	Frasaco ag-3 maksilla çene modeli matriksin görüntüsü.	57
3.2.	Şeffaf akrilik rezin ile elde edilen ana model görüntüsü.	57
3.3.	Sirona model tarayıcı görüntüsü.	58
3.4.	Tasarlanan aparey ve ana model ile uyum görüntüsü.	59
3.5.	Ana modelin tasarlanan aparey içerisindeki görüntüsü.	60
3.6.	Ana model üzerinde hazirlanan referans noktalarinin görüntüsü.	61
3.7.	Paralel yerleştirlen ana model görüntüleri.	62
3.8.	On derece eğimle yerleştirilen ana model görüntüleri.	63
3.9.	Yirmi derece eğimle yerleştirilen ana model görüntüleri.	64
3.10.	Otuz derece eğimle yerleştirilen ana model görüntüleri.	65
3.11.	Her model için ayri ayri üretilen açik (a) ve kapali (b) şahsi kaşik görüntüleri.	66
3.12.	Ölçü tekniklerinin şematik görüntüsü.	67
3.13.	Ana gruplardan elde edilen toplam 160 dublike ölçü modellerin görüntüsü.	68
3.14	Ölçü aşamalarinin görüntüsü.	69
3.15.	Kapali kaşik kepsiz yöntem görüntüsü.	70
3.16.	Kapali kaşik kepli ölçü tekniği görüntüsü.	71
3.17.	Açik kaşik bağlamali teknik görüntüsü.	72

3.18.	Açik kaşik kesip bağlamali teknik görüntüsü.	73
3.19.	Taramanin yapildiği activity 880 smart optik tarayici görüntüsü.	74
3.20.	Çakiştirilan ana ve dublike modellerin görüntüsü.	75
3.21.	Çakiştirilan modellerden sadece ölçü kopinglerinin elde edildiği (a) ve daha sonra bu kopinglerden oluşturulan temsili silindirlerin görüntüsü (b).	76
3.22.	Oluşturulan silindirlerin apikal ve koronal noktalarin belirlendiği görüntü.	76
3.23.	Ana ve dublike modellere bağlanan kopinglerin çakiştirilmasi sonucu konumsal (a) ve açisal (b) sapmanin temsili görüntüsü.	77
4.1.	Kapali kaşik kepsiz teknikte elde edilen, paralel (a),10 derece(b), 20 derece (c) ve 30 derece (d) ana ve dublike modellerin çakiştirma görüntüsü.	81
4.2.	Kapalı kaşık kepsiz ölçü tekniğinden elde edilen açısal sapma değerleri.	82
4.3.	Kapalı kaşık kepsiz ölçü tekniğinde elde edilen konumsal sapma değerleri.	83
4.4.	Kapali kaşik kepli teknikte elde edilen, paralel (a),10 derece(b), 20 derece (c) ve 30 derece (d) ana ve dublike modellerin çakiştirma görüntüsü.	84
4.5.	Kapalı kaşık kepli ölçü tekniğinden elde edilen açısal sapma değerleri.	85
4.6.	Kapalı kaşık kepli ölçü tekniğinden elde edilen konumsal sapma değerleri.	86

4.7.	Açik kaşik ölçü kopinglerinin bağlandığı teknikten elde edilen, paralel (a),10 derece(b), 20 derece (c) ve 30 derece (d) ana ve dublike modellerin çakiştirma görüntüsü.	87
4.8.	Açık kaşık bağlamalı ölçü tekniğinden elde edilen açısal sapma değerleri.	88
4.9.	Açık kaşık bağlamalı ölçü tekniğinden elde edilen konumsal sapma değerleri.	89
4.10.	Açik kaşik ölçü kopinglerinin kesilip tekrar bağlandığı teknikte elde edilen, paralel (a),10 derece(b), 20 derece (c) ve 30 derece (d) ana ve dublike modellerin çakiştirma görüntüsü	90
4.11.	Açık kaşık kesip bağlamalı ölçü tekniğinden elde edilen açısal sapma değerleri.	91
4.12	Açık kaşık kesip bağlamalı ölçü tekniğinden elde edilen konumsal sapma değerleri.	92
4.13.	Paralel yerleştirilen gruplar arasındaki açısal sapma değerleri.	93
4.14.	Paralel yerleştirilen gruplar arasındaki konumsal sapma değerleri.	94
4.15.	On derece açı ile yerleştirilen gruplar arasındaki açısal sapma değerleri.	95
4.16.	On derece açı yerleştirilen gruplar arasındaki konumsal sapma değerleri.	96
4.17.	Yirmi derece açı yerleştirilen gruplar arasındaki açısal sapma değerleri.	97
4.18.	Yirmi derece açı yerleştirilen gruplar arasındaki konumsal sapma değerleri.	98

4.19. Otuz derece açı yerleştirilen gruplar arasındaki açısal sapma değerleri. 99

4.20. Otuz derece açı yerleştirilen gruplar arasındaki konumsal sapma değerleri 100

TABLOLAR DİZİNİ

4.1.	Hem anterior hemde posterior analoglardaki açisal sapmaya (derece) ait standart sapma ve istatistiksel ortalamalari gösterilmiştir. Ayni satir veya sütunda bulunan ayni harfler o gruplar arasinda istatistiksel olarak anlamli bir fark olmadiğini göstermektedir (P<.05).	79
4.2.	Hem anterior hemde posterior analoglardaki konumsal sapmaya (mm) ait standart sapma ve istatistiksel ortalamalari gösterilmiştir. Ayni satir veya sütunda bulunan ayni harfler o gruplar arasinda istatistiksel olarak anlamli bir farkin olmadiğini göstermektedir (P<.05).	80

1. GİRİŞ

Günümüzde, insanların yaşam kalitelerinin mümkün olduğunca en üst seviyeye çekilmesi hedeflemektedir. Modern diş hekimliğinin öncelikli amaçları hastaların estetik, fonksiyon ve fonasyon beklentilerinin başarılı bir şekilde sağlanmasıdır. Son yıllarda protetik restorasyonlar yaşam kalitesinin artmasında çok önemli roller üstlenmektedir. Başarılı bir restorasyonun en önemli basamaklarından biri olan protetik planlama ise bu kalitenin arttırılmasında kritik bir değere sahiptir (Ersu ve diğerleri, 2007; Ozan ve diğerleri, 2012).

Kişilerin kendilerine olan güvenlerini büyük ölçüde azaltan dişsizlik, stomatognatik sistemin en önemli görevleri olan çiğneme ve konuşma fonksiyonlarını zayıflatan bir durumdur. Geleneksel tam veya bölümlü protezler ile bu fonksiyonların tümünü karşılayabilmek oldukça güçtür (Çekiç ve diğerleri, 2007). Bunun yanında insanların eğitim seviyelerinin artması, hastaların bilinçlenmesi ve teknolojinin ilerlemesi ile birlikte tam dişsiz hasta sayısı azalmaktadır (Turkyilmaz ve diğerleri, 2010).

Son 40 yıl içerisinde dental implantlar, eksik dişlerin ve oral dokuların desteklenmesinde geleneksel olarak kullanılan hareketli veya sabit protezlere alternatif olmuşlardır (Dhingra, 2012). Teknolojinin de gelişmesi ile birlikte son yıllarda diş hekimliğinde implantoloji bilimi ile ilgili birçok bilimsel ilerleme olmuştur (Avila ve diğerleri, 2009). Bu teknolojik ilerlemeler, dental implant tedavisinin tam dişsizlik ya da bölümlü dişsizlik vakalarında altın standart olarak gösterilmesini sağlamıştır (Esposito ve diğerleri, 2010).

Günümüzde total dişsizlik vakalarında dental implantlar, klasik protetik uygulamalara oranla daha başarılı olarak kabul etmektedir (Cooper, 2009). Yapılan çalışmalarda, implant-doku destekli protez kullananların memnuniyetinin, geleneksel tam protez kullananlardan daha iyi olduğu belirtilmiştir (Thomason ve diğerleri, 2012; Zitzmann ve Marinello, 2002). Bunun yanında güncel tedavi konseptleri ile total dişsiz hastalarda başarı, hekimlerin kendisini geliştirmesine ve hastaların beklentilerine bağlıdır. Günümüzde, hastaların beklentileri sadece implantlar üzerine yerleştirilen protetik uygulamalardan ibaret değildir. Artık hem implant yerleştirme işleminde hem de iyileşme süresinin geçiş döneminde implant üstü sabit protez istenmektedir. Bu nedenle yapılan planlama dahilinde implantların cerrahi olarak yerleştirilmesini takiben, protetik restorasyonların immediat yükleme uygulamaları sıklıkla tercih edilmektedir (Cochran, 2006; Maló ve diğerleri, 2015).

Bütün bu gelişmelerin ışığı altında implant desteklerin kullanımı giderek yaygınlaşmakta ve başarının arttırılabilmesi için ortaya çıkan problemler üzerine odaklanılmaktadır. İmplant teknolojisinin ilerlemesi ile birlikte, farklı form ve yüzey özelliklerine sahip birçok implantın geliştirilmesi ve uzun dönem klinik çalışmalarda yüksek başarı ve sağkalım oranı görülmesi sonucu implant destekli protezler rutin bir tedavi prosedürü haline gelmişlerdir (Ozan ve diğerleri, 2012; Ramoglu ve diğerleri, 2014).

İmplant destekli protezlerin pasif uyumu, başarılı bir tedavi için oldukça önemli bir faktördür (Sahin ve Çehreli, 2001). Uyumlu bir protez yapılabilmesi için öncelikle doğru ve net bir ölçü alınması gerekmektedir. Hatalı bir ölçü sonucunda implant komponentleri ve protez arasında pasif uyum olmaması; vida gevşemesi, vida kırığı, plak akümülasyonunda artış ve hatta osteointegrasyon kaybı ve implant kırığı gibi mekanik ve/veya biyolojik

komplikasyonlara neden olabilmektedir (Balshi, 1996; Eckert ve diğerleri, 2000; Kan ve diğerleri, 1999; Wee ve diğerleri, 1999).

Rutin olarak yapılan implant tedavilerinde karşılaşılan başlıca problemler; yetersiz kemik doku mevcudiyetinde uygulanan ileri cerrahi işlemler sebebiyle beklenen sürenin uzaması ile yüksek maliyettir. Son yıllarda ise bu problemlerin giderilebilmesi için yeni bir teknik olan ‘‘All-on-4’’ tedavi konsepti hastaların kullanımına sunulmuştur. Bu tedavi konsepti tam dişsiz arklarda yada çekim sonrası immediat yükleme ile anterior bölgeye 2 aksiyel, posterior bölgeye 2 distale eğimli olmak üzere toplam 4 implant kullanılarak tam ark protezin sabitlendiği bir tekniktir (Babbush ve diğerleri, 2011; Maló ve diğerleri, 2003, 2005). Giderek yaygınlaşan bu tedavi konseptinde başarının en önemli anahtarı da protezin pasif uyumudur. Doğru ve net bir ölçü ile protezin pasif uyum için gerekli en önemli koşul sağlanmış olur.

Bu çalışmanın amacı ‘‘ All-on-4’’ tedavi konseptinde başarının en önemli kriterlerinden biri olan ölçü aşamasında kullanılan tekniklerin karşılaştırılması, farklı açılanmanın ölçünün doğruluğuna etkisinin araştırılmasıdır.

Bu bağlamda, ‘‘All-on-4’’ tedavi konseptinde olası muhtemelen 4 farklı açılanma durumunda değişik ölçü teknikleri kullanılarak, hangi teknikle daha başarılı ve hassas bir ölçü alınabileceğinin belirlenmesi amaçlanmıştır

2. GENEL BİLGİLER

Gelişen teknoloji ile birlikte diş hekimliği tedavi yöntemlerinde birçok tedavi seçenekleri tanımlanmıştır. Diş hekimi uygulayacağı protetik tedavi seçeneğinde; dişsiz bölgeler, kalan dişlerin durumu, temel protetik prensipler, hastanın ekonomik durumu ve diğer faktörleri göz önünde bulundurarak, sabit ya da hareketli protetik restorasyona karar vermektedir (Misch, 2011 s: 3,233; Ozan, 2007).

Modern diş hekimliğinin en önemli amaçları hastanın fonksiyon, estetik, fonasyon ve sağlığına kavuşturulmasıdır (Misch, 2011 s:280). Bir çok hasta kullanım kolaylığı öncelikli olmak üzere, doğallığı, psikolojik olarak bütünlük duygusu gibi bir çok etkenlerce sabit protetik tedavileri tercih etmektedir (Ozan, 2007).

Hastaların birçok nedene bağlı olarak gelişen tüm doğal dişlerin kaybında yapılan konvansiyonel tedavi seçenekleri ile stomatognatik sistemde değişikliklere yol açılabilir (Mericske-Stern ve diğerleri, 2000). Ayrıca hastaların; yapılacak olan konvansiyonel tam protezlerin doğal dişler kadar retantif ve stabil olamayacağı hakkında bilgilendirilmesi gerekmektedir (Allen ve McMillan, 2003; Locker ve Allen, 2007).

Eğitim seviyesinin artmasına bağlı olarak hastaların daha bilinçli ve duyarlı olmaları ve teknolojinin gelişmesiyle birlikte son yıllarda tam dişsiz hasta sayısında azalma görülmektedir. Günümüzde insan ömrünün geçmiş jenerasyonlara göre daha uzun olması, yaşlı hasta popülâsyonunun zamanla artacağını göstermiştir (Turkyilmaz ve diğerleri, 2010). Bu nedenle, tam dişsiz hastaların protetik rehabilitasyonu güncelliğini korumaktadır.

Tam dişsizlik vakaları diş hekimliği için çeşitli zorluklarla sahip, tedavi seçenekleri olarak değişik varyasyonlar gösteren vakalardır. Özellikle, tam protezlerin retansiyonu, protetik diş hekimliğinde çok önemli bir sorundur (Burns, 2004; Kulak-Özkan, 2012 s:291). Mevcut olan zorluklara bağlı olarak her geçen gün yeni arayışlar ve çözüm yolları önerilmektedir. Günümüzde, konvansiyonel tam protezlerle tedavi seçeneği devam etmekte olup, son zamanlarda teknolojinin gelişmesi ile implantlarda meydana gelen gelişmelere bağlı olarak, implantlardan destek alınarak yapılan protetik tedavi seçenekleri artmaktadır (Kulak-Özkan, 2012 s:291; Misch, 2011 s: 1-15). 1960 yılında Branemark'ın osseointegrasyonu tanımlamasıyla tam veya kısmi dişsizlik vakalarının tedavisinde dental implantlar, bilimsel olarak kabul görmüş ve oldukça sık kullanılan bir tedavi seçeneği halini almıştır (Brånemark ve diğerleri, 1969; Buser ve diğerleri, 1991). Böylece dental implant destekli protetik diş tedavileriyle biyomekanik, estetik, fonetik ve fonksiyonel açıdan stomatognatik sistemdeki diğer dokulara minimum müdahale ile başarılı sabit protetik tedaviler yapılabilmektedir (Xiaojun, ve diğerleri, 2007).

Total dişsizlik vakalarında implant destekli protezler, konvansiyonel tam protezlere göre, daha iyi retansiyon, stabilizasyon ve çiğneme fonksiyonu sağlamaktadır. Fonksiyon sırasında protezin hareket etmemesi de yapılan tedavinin başarı etkenlerinden biri olan hastaların estetik ve psikolojik açıdan memnuniyetine katkı sağlamaktadır. Ayrıca, implantlar bulundukları bölgede kemik rezorpsiyonunu engelleyerek kemik kalınlığı ve genişliğinin korunmasını sağlamaktadır (Burns, 2004; Chun ve diğerleri, 2005; Doundoulakis ve diğerleri, 2003; Rams, ve diğerleri, 2013).

Başarılı bir implant destekli protetik tedavide en önemli nokta doğru bir planlamadır (Ganz, 2006; Ozan ve diğerleri, 2008). Eğitim seviyesinin

artması, insanların daha kolay bilgi sahibi olabilmeleri, hastaların beklentilerini sadece implantlar üzerine yerleştirilen protetik uygulamalardan ibaret bırakmamaktadır. Artık hem implant yerleştirme işleminde hem de iyileşme süresinin geçiş döneminde implant üstü sabit protez istenmektedir. Bu nedenle yapılan planlama dahilinde implantların cerrahi olarak yerleştirilmesini takiben, protetik restorasyonların immediat yükleme uygulamaları sıklıkla tercih edilmektedir (Cochran, 2006; Ozan ve diğerleri, 2008).

Bu gelişmelerin ışığı altında en güncel tedavi konseplerinden olan ''All-on-4'' tedavi konsepti tam dişsizlik vakalarında, yetersiz kemik mevcudiyetinde hastalara implant operasyonunun takibinde tam ark sabit protez imkanı sunmaktadır (Maló ve diğerleri, 2003).

2.1. Oral İmplantoloji

2.1.1. Oral İmplantolojiye Giriş

Diş hekimliği sözlüklerinde "cerrahi olarak bir dokunun içine veya üstüne gelen genellikle alloplastik parçalar" olarak ifade edilen implant terimi, protez terimler sözlüğüne göre: "Sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyal/materyaller" olarak ifade edilmiştir (Misch, 2011 s: 3,26).

Dental implantlar hakkındaki ilk bulgu ilk çağ dönemine ait bir iskelette bulunan taştan yapılmış bir keser diş olarak karşımıza çıkmaktayken, gerçek anlamdaki dental implant bulgusu 18. yüzyılın başlarında altın materyalinden üretilmiş kök formundaki vidalardır (Weinberg, 2001). Zaman içerisinde gelişen teknoloji ve bilimle doğru orantılı olarak dental implantlar

için güta–perka, lastik, porselen ve birçok metalin kullanıldığı görülmektedir (Misch, 2011 s: 322-323).

Ancak güncel implant tedavisinin esas temelleri Brånemark ve arkadaşlarının 1960'larda yaptığı çalışmalara dayanmaktadır. Yapmış oldukları hayvan deneylerinde titanyum vidaları implant materyali olarak kullanmışlardır. Brånemark'ın yara iyileşmesi ve implant–kemik doku arasındaki bağlantı üzerine yaptığı mikrobiyolojik çalışmalar osseointegrasyon kavramının oluşmasına ve gelişmesine ışık tutmuştur (Adell ve diğerleri, 1970; Brånemark ve diğerleri, 1969; Linder ve diğerleri, 1983). Osseointegrasyon terimi; ilk kez Brånemark ve arkadaşları tarafından "yaşayan sağlıklı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı" olarak tanımlanmıştır (Buser ve diğerleri, 1991; Yang ve diğerleri, 2014).

Modern teknolojinin de yardımı ile ilk çıkış amacı olarak dişsizlik durumunda yapılacak olan protezlere destek sağlamak olan dental implantlar, çağımızda endikasyonları tam dişsizlik vakalarından, parsiyel dişsizlik vakalarına, çene yüz cerrahisinden ortodontik tedaviye kadar değişebilen birçok tedavi prosedürü haline gelmiştir (Kulak-Özkan, 2012 s:291; Misch, 2011 s: 3-22).

2.1.2. Oral İmplantolojide Endikasyon

Dental implantlar günümüzde birçok endikasyona sahiptir. Bunlar genel olarak:

- Protetik tedavi türleri ile tutuculuk sağlanamayan total dişsiz hastalar,
- Hareketli protez kullanamaya veya kullanmak istemeyen

parsiyel dişsiz hastalar,

- Protez stabilitesini bozan parafonksiyonel ağız alışkanlıkları olan hastalar,
- Protetik tedaviye bağlı mukoza irritasyonu ve kret rezorpsiyonu kontrol edilemeyen hastalar,
- Kusma refleksi olan tam ve bölümlü protez taşıyamayan hastalar
- Endodontik veya cerrahi olarak tedavi edilemeyen dişlerde, çekimi takiben implant yerleştirilmesi
- Tek taraflı dişsiz sonlanan ağızlarda,
- Doğal dişlerin konum ve sayı açısından sabit protez ayağı olarak yeterli olmayan ağızlarda,
- 16 yaşından büyük çocuklarda ortodontik ankraj olarak,
- Psikolojik olarak hareketli protez kullanımını reddeden hastalar.
- Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri
- Konservatif tedavi isteği durumlarında, hasta dişlerine müdahale edilmesini istemiyorsa dental implantlar uygulaması yapılabilir (Misch, 2011 s: 68,105,130,).

2.1.3. Oral İmplantolojide Kontrendikasyon

Dental implant uygulamalarına engel olabilecek sebepler sistemik ve lokal olarak 2 farklı şekilde sınıflandırılabilir.

Sistemik Kontraendikasyonlar

- Endokrinolojik hastalıklar
- Romatizmal hastalıklar
- Kemik sistemi hastalıkları
- Kardiyovasküler hastalıklar

- Hematopoetik sistem rahatsızlıkları
- Sinir sistemi hastalıkları
- Kronik böbrek hastalıkları
- İmmün sistem hastalıkları
- Solunum sistemi hastalıkları
- Diabet ve hipertansiyon gibi kronik hastalıklar
- Psikiyatrik hastalıklar
- Alerjik hastalıklar
- Hastanın yaşı

Lokal kontraendikasyonlar

- Osteomyelit
- Anatomik bozukluk ve yetersizlik
- TME hastalıkları
- Parafonksiyonlar
- Radyoterapi
- Yetersiz ağız hijyeni
- Makroglossi
- Bruksizm
- Tekrarlanan ağız mukozası hastalıkları
- Dişler ve alveol kemik hastalıkları
- Yeni çekim bölgesi
- Periodontal hastalıklar
- Oklüzyon ve artikülasyon bozuklukları
- Kemik hacminin yetersiz olduğu hastalar
- Anatomik oluşumların malformasyonları olarak açıklanabilir (Misch, 2011 s: 421-55).

2.1.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlarda değişik sınıflandırmalar mevcuttur. En çok kullanılan sınıflandırma (Alnıaçık, ve diğerleri , 2015; Misch, 2011 s:200) ;

A. İmplantın yerleştirildiği yer ve destek dokulara,

B. İmplant üretiminde kullanılan materyale göre yapılan sınıflandırmadır (Roland ve diğerleri, 1992).

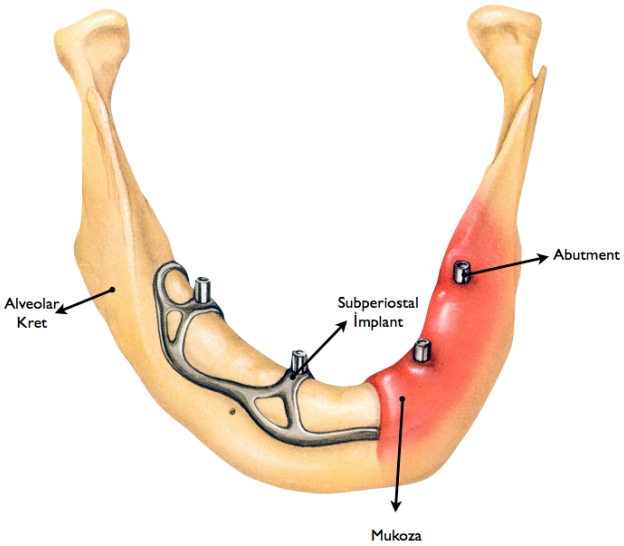
2.1.4.1. İmplantların Yerleştirildiği Yer ve Destek Dokulara Göre Sınıflandırma

Bu sınıflandırmaya göre implantlar şu şekilde incelenebilir;

- Subperiosteal (Kemik üzeri) İmplantlar
- Endoosseoz (Kemik içi) İmplantlar
- Transosseoz (Kemik boyunca) İmplantlar (Stellingsma ve diğerleri, 2004)

2.1.4.1.1. Subperiosteal (Kemik üzeri) İmplantlar

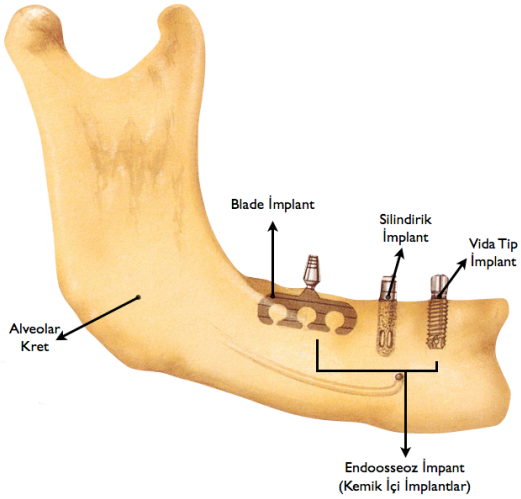
Subperiostal implantlar, alveol kret üzerine, periost altına yerleştirilen, çeşitli yöntemlerle kişisel olarak hazırlanan implant çeşitidir (Şekil 2.1.). Bu implantlar kemik içi implantların yerleştirilmesinin imkânsız olduğu vakalarda tercih edilirken, döküm yolu ile yapılan türlerinde büyük hassasiyet gerektirmektedir (Demirdjan, 1998). Ölçü alımının zorlukları, yüksek enfeksiyon riski, implantın yerleştirilmesi sonrasında ortaya çıkan şişlik ve ağrı gibi komplikasyonlar, kemik rezorpsiyonunun hızlanması ve mandibular sinirin zedelenmesi gibi dezavantajları sahiptir. Günümüzde bu tip implantların başarısız olduğu ortak bir görüş olup, kullanımlarından vazgeçilmiştir (Rams ve diğerleri, 2013).



Şekil 2.1. Subperiosteal İmplantlar (Taylor ve Laney, 2013) .

2.1.4.1.2. Endoosseoz (Kemik içi) İmplantlar

Endosteal veya endoosseoz impantlar, mandibula ve/veya maksillada alveolar kemiğinin içerisine yerleştirilen implantlardır (Şekil 2.2). Bu implantlar, kemik içerisinde bulunarak osteoentegre olmuş parça ve kemik dışarısında kalan abutment olarak adlandırılan tutucu parça olmak üzere 2 ayrı parçadan oluşurlar (Misch, 2011 s:207).



Şekil 2.2. Endosteal İmplantlar ((Taylor. ve Laney, 2013)

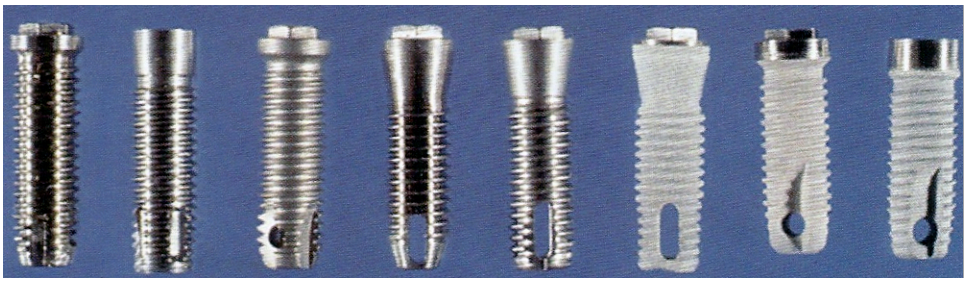
Endoosseoz impantlar, kemik içerisinde kalan parçanın geometrik şekline göre;

- Vida tip implantlar
- Silindirik implantlar
- Blade İmpantlar
- Vent İmplantlar olarak sınıflandırılırlar (Misch, 2011 s: 209).

Vida Tip İmplantlar

Vida tip implantlar (Şekil 2.3.), cerrahi işlem esnasında implantın kendisine yol bulabilmesi ve dolayısıyla kemikteki ısı oluşumunu azaltması için tasarlanmıştır (Lee ve diğerleri, 2005). Aksiyel gerilim ve sıkışma kuvvetlerinin, vida yivlerinin eğimleri aracılığıyla kemiğe iletildiği bildirilmiştir (Kan ve diğerleri, 2002). Bu olayın neticesinde, kemik dokunun makaslama kuvvetlerine karşı ara yüz direnci artmaktadır. Yapılan bir

çalışmada vida tip implantların, yerleştirildikten sonra oldukça yüksek bir tutuculuğa sahip olduğu bildirilmiştir (Misch, 2011 s:215).



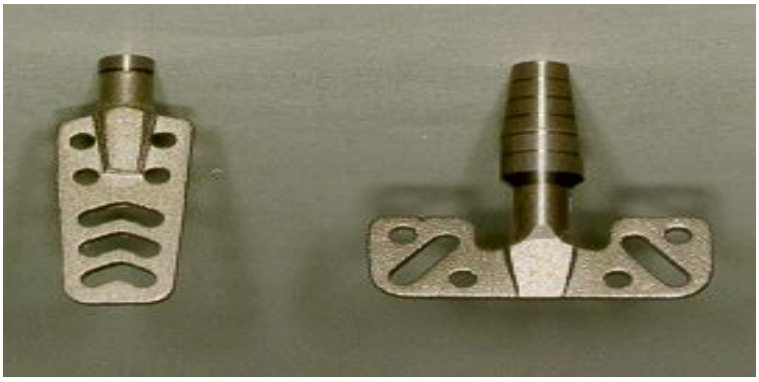
Şekil 2.3. Vida tip implantlar (Misch,2011; s.28)

Günümüzde, klinikte rutin olarak kullanılan implant tipi ise kök formu implantlar olarak da isimlendirilen, vidalı ve silindirik implantların birlikte tasarlanması ile geliştirilen implant tipidir (Kulak-Özkan, 2012 s:294). Bu tip implantlar, vida tip implantların avantajlarına ek olarak, kök şeklini taklit etmesi, kök ucuna benzer şekilde apeks bölgesine sahip olması gibi özelliklerde tasarlanmıştır (Lin ve diğerleri, 2000). Üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile implantın şekil ve boyut özelliklerinin meydana gelen stres üzerine etkilerinin incelendiği çalışmada, kök şeklindeki implantların diğer implant şekillerine göre daha az strese neden olduğu bildirilmiştir (Lee ve diğerleri, 2005)

Blade İmplantlar

Baş, boyun ve vücut olmak üzere 3 kısımdan oluşan blade implantlar (Şekil 2.4), 1940'ların sonlarında Lincow tarafından tanıtılmış ve yaklaşık 30 yıl boyunca yaygın olarak kullanılmıştır. Dörtgen şekile sahip olan bu implantlar yaklaşık 25x8x1,5 mm boyutlara sahiptirler. Bukko-lingual boyutları dar olup genellikle mesio-distal boyutları yüksekliklerinin 3 katıdır.

Osteointegrasyonu aktive etmek için implantın yüzeyi hidroksiapatit ile kaplanarak kemik ile bağlanacak olan yüzey miktarı arttırılmıştır (Misch, 2011 s: 220).



Şekil 2.4. Blade İmplant (McKee Dental, 2013)

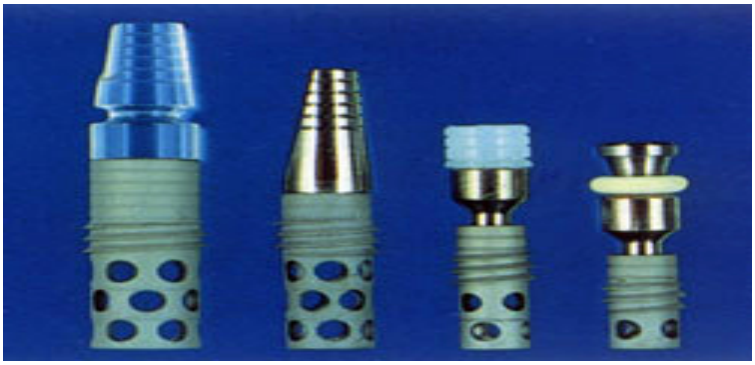
Blade tipi implantların boyun bölgesinin uzunluğu ve genişliğinin kemik içi stres dağılımına olan etkilerinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelendiği bir çalışmada, boynu geniş olan blade implantların dar olanlara göre daha az kemik içi strese neden olduğu görülmüştür (Ismail ve diğerleri, 1987).

Deneysel ve klinik olarak uzun dönem başarı oranlarının yetersiz bulunması, yumuşak dokularda irritasyona neden olması, kemikte atrofiye yol açması, çıkartılmaları gerektiğinde aşırı madde kaybına neden olması gibi dezavantajlardan dolayı kullanımlarından vazgeçilmiştir. Sadece aşırı rezorbe kretlerin varlığında nadir olarak kullanılabilektedir (Sivolella ve diğerleri, 2007).

Vent İmplant

Daha geniş ankraj yüzeyi ve implant yuvasında mümkün olan en az kemik defekti, implant hacminin küçültülmesi gibi biyomekanik amaçlar doğrultusunda ortaya çıkan implant türüdür (Şekil 2.5). İmplantların

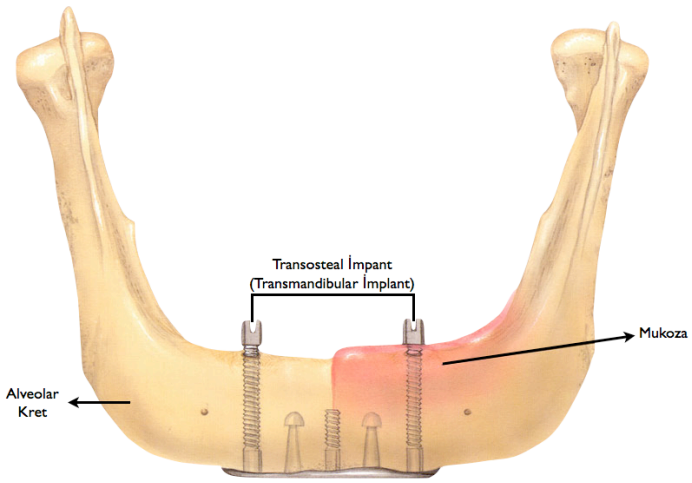
gövdesinde delikler bulunur. Bu delikleri dolduran kemik doku, fizyolojik yüklere karşı bir çeşit şok abzorbe edici olarak görev alır. Ayrıca, kemik–implant ara yüzeyindeki kayma direncini arttırır (Ibrahim ve diğerleri, 2011)



Şekil 2.5. Vent İmplantlar (China Dental Network, 2009).

2.1.4.1.3. Transosteal İmplantlar (Transmandibular İmplantlar)

Diğer implant tasarımlarına alternatif olarak oluşturulan transosteal implantlar, metal bir plaka ve transesseal pinler veya postlardan meydana gelmiştir (Şekil 2.6). Transosteal implantların yerleştirilmesi için, ekstraoral yaklaşım ile submental bölgeden uygulama yapılması gerekmektedir. Bu tip implantların mantığı, kemik içine yerleştirilen yivleri mandibular alt sınırına konulan plağa bağlamaktır. Bu teknik ile yerleştirilen implantların kullanımı, atrofiye olmuş mandibula varlığında avantaj sayılabilirken; eksternal uygulama gerektirmesi, komplike cerrahi işleminin olması ayrıca başarısızlık durumunda implantların çıkarılmalarının aşırı doku harabiyetine yol açması nedeniyle kullanımları yaygın değildir (Misch, 2011 s:230).



Şekil 2.6. Transosteal İmplantlar (Taylor ve Laney, 2013).

2.1.4.2. İmplant Üretiminde Kullanılan Materyale Göre Sınıflandırma

İdeal bir implant materyali, beklenen mekanik ve fiziksel özelliklerin yanında uygun biyolojik özelliklere de sahip olmalıdır. Bir implantın mekanik açıdan, çekme–basma dayanımının ve young modülünün yeterli miktarlarda olması ve aynı zamanda en az kemik kadar sert olması beklenmektedir. Biyolojik açıdan değerlendirilmesi durumunda ise oluşabilecek reaksiyonların önüne geçilebilmesi için, implant materyalinin canlı doku ile arasındaki biyolojik etkileşimin minimum olması gerekmektedir (Wataha, 1996).

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller, kimyasal ve biyolojik açıdan incelenebilir. Ama hiçbir materyal biyolojik çevreye tam anlamıyla ile uygun değildir. İmplant materyalleri (Smith, 1993)

- Metaller ve alaşımları

- Seramikler ve karbonlar
- Polimerler esaslı olan maddeler

olarak 3 ana başlık altında incelenebilirler (Misch, 2011 s:36).

Metaller ve alaşımları

Dental implantların üretiminde; altın, paslanmaz çelik, krom–kobalt ve benzer değişik metaller kullanılmıştır. Özelikle bu metallerin meydana getirdiği doku reaksiyonları nedeniyle uzun dönem başarı sağlanamamış, buna bağlı olarak alternatif materyal aranmıştır (Parr ve diğerleri, 1985).

Titanyum ve alaşımları (Ti-6-Al-4V) implant sistemlerinin fixture kısmında (kemik içerisinde kalan kısmında) kullanılırken; krom-kobalt, paslanmaz çelik ve altın alaşımları ise protetik üstyapı sistemlerinde kullanılmaktadır (Meffert ve diğerleri, 1992; Tanahashi ve diğerleri, 1996). Titanyum alaşımlarının yapısına demir, azot, alüminyum, vanadyum, karbon ve hidrojen gibi elementler katılarak, materyalin mekanik ve fizikokimyasal özellikleri geliştirilmiştir (Meffert ve diğerleri, 1992). Titanyum, sahip olduğu fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikler nedeniyle kemik içerisinde kullanılabilen en önemli materyaldir. Titanyum yapı olarak reaktif bir materyal olduğu için, başka bir elektrot ile teması durumunda kendi üzerinde oluşturduğu oksit tabaka sayesinde kimyasal saldırılara karşı direnç göstermektedir (Parr ve diğerleri, 1985). Kemikten çok sert olmasına rağmen, diğer metallere göre kemiğe en yakın elastik modülüne sahip metaldir. Bu özellik sayesinde kemik doku–implant yüzeyinde stres dağılımının homojen olması sağlanır (Parr ve diğerleri, 1985; Tanahashi ve diğerleri, 1996).

Seramikler ve Karbonlar

İmplantolojide seramikler ilk kez %99,7 oranında alüminyum oksitten yapılan seramik implant sistemi olarak kullanılmıştır. İleryen dönemlerde ise, hidroksiapatit ve trikalsiyumfosfat yapısında olanlar geliştirilmiştir. 1990 yılında Lemons'un yaptığı çalışmada; bu implantların, başarılı bir implantın sahip olması gereken direnci gösteremedikleri ve yüksek kırılganlıkları nedeniyle kullanımlarının uygun olmadığı ifade edilmiştir (Lemons, 1990). Literatürde, seramik implantların kemik doku ile meydana getirdiği bağın; streslere dayanabilirliğinin yetersiz olduğu ve aşırı kemik rezorpsiyonuna sebep olduğu bildirilmiştir (Lacefield, 1998; Lemons, 1990).

Karbonlar ise günümüzde; kırılganlıkları, elektrik ve ısı geçirgenlikleri gibi dezavantajları sebebiyle sadece bazı implantlarda kaplama materyali olarak kullanılmaktadırlar (Lacefield, 1998).

Polimerler

Polimerler; implantolojide polimer, poliüretan, poliamid fiber ve polimetaakrilat reçineler şeklinde kullanılmıştır. Polimerler, diğer biyomateryallerden daha düşük elastikiyet katsayısına sahiptirler dolayısıyla daha esnek ve yumuşak malzemelerdir. Bu özellikleri nedeniyle; periodontal dokuları taklit edebileceği düşünülmüştür. Ancak, yeterli mekanik dirence sahip olmamalarından dolayı implantolojiye uygun değillerdir (Sykaras ve diğerleri, 2000).

2.1.5. İmplantolojide Biyomekanik

30 yılı aşkın bir süredir rutin tedavi prosedürü haline gelen dental implantlar ile yapılan birçok klinik çalışmada yüksek başarı oranı bildirilmiş olsa da literatürde erken ya da geç dönem implant kayıpları ile

karşılaşılmaktadır (Misch, 2011 s:557). Geç dönem implant kayıpları, protetik restorasyonun yapımından sonra meydana gelmektedir ve genellikle biyomekanik menşeli komplikasyonlarla ilişkilidir. İmplant destekli protetik restorasyonların uzun dönem başarıları biyomekanik özelliklerin optimum olması ile alakalıdır. Biyomekanik; mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır. Basit bir ifade ile mühendislik prensiplerinin, biyolojik problemlerin çözümünde uygulanması olarak ifade edilebilir (Brunski, 1988). Ancak; implantolojide kesin başarı için geçerli biyomekanik kurallarının tümü henüz bilinmemektedir. Mevcut kemik miktarı, kemik kalitesi, eksik diş sayısı, çiğneme alışkanlıkları gibi değişkenlere bağlı olarak hastalar arasında farklılıklar mevcuttur. İmplantlar üzerine gelen streslerin dağılımında; implantların çapı ve şeklinin önemli bir etken olduğu ifade edilmiştir (Misch, 2011 s:566).

Aşırı stresler, implant başarısızlığına, implant parçalarında kırıklara ve implant çevresinde lateral kemik kaybına neden olabilir. Bu problemlerin dışında aşırı yüklemenin, mikroçatlaklara ve patolojik aşırı yükleme alanında mikrogerilimlere neden olabileceği bildirilmiştir. Osteointegre bir implantın aşırı yüklemesini önlemek için; streslerin implant çevresine nasıl yayıldığının ve bu yüklerin çevre dokulardaki etkilerinin bilinmesi gereklidir. İmplantlardan çevre biyolojik dokulara kuvvet iletim mekanizmasının anlaşılması implantın ömrünün belirlenmesinde önemli bir faktördür (Misch, 2011 s: 571).

2.1.5.1. Biyomekanikte Temel Prensipler

Mekanik biliminin biyolojik alanlarda kullanımı olarak tanımlanan biyomekanik kavramının ana konusunu teşhis, tedavi ve etkili olan kuvvetler oluşturmaktadır (Misch, 2011 s:560).

Bir cisme gelen kuvvetler, cismin hareketini durdurabilir, cisme hareket kazandırabilir ya da cismin şeklini değiştirebilir. Kuvvetler, uygulandıkları noktalara, yönlerine ve büyüklüklerine bağlı olarak basma (compression), ekme (tensile), makaslama (shear) gibi farklı etkilere sebep olurlar. Cisimlere gelen kuvvetler, çarpma şeklinde ani olarak gelebileceği gibi, belirli hızlarda ve zamanlarda da gelebilirler (Misch, 2011 s:560-2).

Çiğneme hareketleriyle baskı şeklinde gelen kuvvetler, bükme ve makaslama kuvvetlerinden daha büyük kuvvetlerdir. Doğal dişlere, implantlara ve protetik unsurlara ağız içerisinde; apikal, oklüzal, mesial, distal, lingual, fasiyal, mesiodistal, vertikal, fasiolingual akslarda kuvvetler gelmektedir. Biyolojik ortamda oluşan kuvvetler biyolojik dokulara, restorasyonlara, implantlara etki edebildiği gibi bütün yapılara da etki ederler (Ulusoy ve Aydın, 2010 s:63)

Protetik restorasyonlara gelen kuvvetler kaldıraç kanunları prensiplerine göre hareket ederler. En basit ifade ile bir noktadan dengelenmiş çubuğa basit kaldıraç denir. Kaldıraçlar, dayanak ve kuvvetin birbirlerine olan durumlarına göre 3 ayrı sınıfa ayrılır. Birinci sınıf kaldıraç; dayanak, kuvvet ile yükün arasındadır. Yük ve kuvvetleri oluşturan ağırlıkların hareketleri birbirlerine zıt yöndedir. Bir kaldıraçta mekanik avantaj kuvvet kolunun, yük koluna oranıdır (Ulusoy ve Aydın, 2010 s:64).

$$MekanikAvantaj(MA) = \frac{KuvvetKolu(KK)}{YükKolu(YK)}$$

Bir kaldıraçta mekanik avantaj, kuvvet kolunun yük koluna oranıdır. Denge çubuğunun orta kısımda olduğu kuvvet ve yükün eşit olduğu durumlarda mekanik avantaj "1" olarak karışımıza çıkar çünkü kaldıraç denge konumdandır.. İkinci sınıf kaldıraç; yük, dayanak ve kuvvet arasındadır. Yük ve kuvvetleri oluşturan ağırlıklar aynı yönde hareket ederler. Ama bu kaldıraç sisteminde mekanik avantaj 1'den fazladır (MA > 1). Üçüncü sınıf kaldıraç; kuvvet, dayanak ile yük arasındadır. Yük ve kuvvetleri oluşturan ağırlıklar aynı yönde hareket ederler. Bu kaldıraç sisteminde mekanik avantaj 1'den küçüktür (MA < 1) (Ulusoy ve Aydın, 2010, s:64).

2.1.5.2. İmplant Destekli Uygulamalarda Biyomekanik

İmplant biyomekaniği, implantlara, implant destekli restorasyonlara ve çenelere etki eden kuvvetlerin, biyolojik ortamdaki etkilerinin incelenmesi olarak ifade edilir. İmplantların ve implant destekli restorasyonların biyolojik ortamdaki; yapı, fonksiyon ilişkileri, dayanımları, deformasyon dirençleri, elastikiyet ve plastikiyet özellikleri ve davranışlarının değerlendirilmesi biyomekanik prensiplerle yapılmaktadır (Pesqueira ve diğerleri, 2012).

İmplant destekli sabit protezlerde çiğneme kas fonksiyonları doğal dişlere benzer yaklaşımlar gösterir ancak bir implantın çevresindeki biyomekanik şartlar temel olarak doğal dişlerin çevresindekinden farklıdır.

İmplant destekli ya da konvansiyonel protez uygulanan hastalarda çiğneme kuvvetleri 100–2400 N arasındadır (Misch, 2011, s:91). Isırma kuvvetleri anatomik bölgelere ve dentisyonun durumuna göre değişiklik göstermektedir. Isırma kuvvetlerinin distale doğru gittikçe arttığı bilinmektedir (Misch, 2011 s:91). Anterior bölgeden distale doğru ilerledikçe,

aksiyal kuvvet komponentleri artma eğilimindedir. Molar bölgedeki çiğneme kuvvetlerinin, kesiciler bölgesindeki çiğneme kuvvetlerinden yaklaşık 4 kat daha fazla olduğu yapılan çalışmalarda ifade edilmiştir (Misch, 2011 s:91; Ulusoy ve Aydın, 2010, s:121). Oluşan bu durum 1. sınıf kaldıraç konsepti ile açıklanmaktadır. Kuvvet kolu uzadıkça doğal diş veya implantlara gelen yükler ciddi yıkıcı etki gösterir. Aksiyal komponentlerin gerçek değerleri, kuvvetlerin uygulandığı bölgeye, gıda parçasının özelliğine ve yaş, cinsiyet, mental durum gibi hasta bağlantılı değişkenlere bağlıdır.

İmplant destekli protezler, iç ve/veya dış kuvvetlerin etkisi altındadır. İmplantlarda meydana gelen kuvvetler (Duyck ve diğerleri, 1999);

- ✓ Protez üzerine uygulanan oklüzal kuvvetlerin büyüklükleri, yönleri ve lokasyonları,
- ✓ Protezin tipi, geometrisi ve rijiditesi,
- ✓ İmplantların sayısı, dağılımı,
- ✓ İmplantın şekli, formu, yüzey alanı, çapı ve boyun genişliği
- ✓ İmplant ve protetik unsurların bağlantı şekli,
- ✓ İmplant ve protezlerin mekanik özellikleri,
- ✓ Karşıt arkın durumu,
- ✓ Kemiğin kantitesi, kalitesi,
- ✓ Beslenme alışkanlığı

gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterir (Stegaroiu ve diğerleri, 1998.). Bir implant kuvvete maruz bırakıldığında meydana gelen bileşke kuvvetlerden vertikal kuvvetler, implantın uzun aksına paralel gelirken, horizontal kuvvetler protezin düzlemi ile aynı doğrultuda izlenir (Misch, 2011, s:71-83).

Vektörel bir büyüklük olan kuvvetin şiddeti ve doğrultusu dişler veya implantlar üzerine etki edecek olan kuvvetlerin anlaşılmasında oldukça önemlidir. Kuvvetin sadece büyüklüğünü belirlemek yeterli olmayıp, uygulanacak kuvvetin yönünü de bilmek önem arz eder (Misch, 2011 s:548).

2.1.5.3. İmplant Destekli Uygulamalarda Destek Doku Biyomekaniği

İmplant-kemik ara yüzü, kuvvet uygulandığı zaman viskoelastik bir cevap verir. İmplantta meydana gelen defleksiyon, doğal dişlerde görülen defleksiyondan 10–100 kat daha az olup, alveol kemiğindeki deformasyon ile anlaşılabilir. İmplant ile kemik arasında periodonsiyumun olmaması nedeniyle oluşan sabit bağlantıya bağlı olarak kemikte rezorpsiyon meydana gelir (Koosha ve Mirhashemi, 2013).

Kuvvetlerin kemik içerisinde meydana getirdiği stresler, ara yüz bölgesinde çekme, germe ve makaslama kuvvetleri şeklinde cereyan eder. Kemik kuvvetinin, çekme kuvvetleri ile %30 oranında, makaslama kuvvetleri ile de %65 oranında azaldığı bildirilmiştir. Yüksek makaslama kuvvetlerinin, implantlarda yüksek kayıp nedeni olduğu ifade edilmiştir. Doğal dişlerde makaslama kuvvetlerini kompanse eden periodonsiyum, implantlarda bulunmadığı için makaslama kuvvetlerinin etkilerinin daha fazla olduğu bildirilmiştir. Özellikle implantların osseointegrasyon süresince makaslama kuvvetlerinin elimine edilmesi önemlidir (Misch, 2011 s: 543-8).

İmplantlarda çiğneme sırasında sert gıdaların etkisiyle oluşan ani kuvvetlerin kemiğe iletim şekli ve süresi önemlidir. İmplant ile kemik arasında meydana gelen sıkı ilişki nedeniyle implanta gelen kuvvetler hiçbir değişikliğe maruz kalmadan kemiğe iletilir. Bu yükler kemikte fraktürlere sebep olabilir. İmplantlara aksiyel yük uygulandığında; gerilme ve makaslama tip kuvvetlere nazaran daha çok basma tip stres meydana gelir. Yükün implantın uzun aksıyla yaptığı açı arttıkça, basma, gerilme ve makaslama stresleri de artacaktır (Misch, 2011 s: 559).

2.1.6. İmplant Destekli Protezler

Dental implantlar dişsiz boşlukların tedavisi amacı ile gün geçtikçe popülaritesi artarak kullanılmaktadır. Dental implant sistemlerindeki gelişmeler ve yenilikler sayesinde %100'e yakın başarılı sonuçlar elde edilebilmektedir (Ozan, 2007).

Ancak dental implanların başarısı sadece materyalin özelliklerinin geliştirilmesi ile alakalı değildir. Mevcut kemiğin yapısına ve yapılacak olan protetik tedaviye göre doğru endikasyon, iyi bir planlama ve bu planlamaya uygun cerrahi işlem, başarının sağlanmasında en önemli faktördür (Ozan ve Ramoglu, 2015; Ozan ve diğerleri, 2008). İmplant destekli protezlerde, total, parsiyel yada tek diş eksikliğine göre endikasyon belirlenip uygulanabilmektedir (Misch, 2011, s:92)

2.1.6.1. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflaması

İmplant destekli protezlerde hekimlerin hedefleri, hastaların eksik olan diş veya dişlerden kaynaklanan estetik, fonksiyon, konuşma yeteneğini, kaybolan ağız sağlığını yeniden kazandırmaktır. Bu hedefleri gerçekleştiren

implant değil yapılan üst yapı restorasyonlarıdır. İmplant üstü protezlerin sınıflandırılmasında birçok sınıflama mevcuttur.

Misch 1989 yılında implant diş hekimliği için beş protetik seçenek öne sürmüştür (Bueno-Samper ve diğerleri, 2010). İlk üç seçenek sabit protezdir. Bu üç seçenek parsiyel ya da total dişsizliği giderebilir ve restorasyon simante veya vidalı tutuculu olabilir. Bu seçenekler, eksiklikleri giderilen yumuşak ve sert doku miktarına ve estetik alandaki protezin özelliklerine bağlıdır. Tüm sabit protezlerin ortak özelliği hastanın protezi çıkartamamasıdır. Final implant restorasyonunun iki çeşidi hareketli protezdir (HP'ler); bunlar protezin görüntüsüne değil implant desteğinin sayısına bağlıdırlar. En çok kullanılan sınıflandırmalardandır. Bu sınıflandırma (Misch, 2011, s: 314, 389):

- SP-1: Sabit protez, sadece kron yerine konur, doğal diş gibi görünür.
- SP-2: Sabit protez, kronun ve kökün bölümlerinin yerine konur. Kron konturu okluzal yarıda normal ancak servikal yarıda aşırı konturlanmıştır. Hiperkonturlu gibi görünürler.
- SP-3: Sabit protez, dişsiz bölgede eksik kron ve gingival dişeti ve kökün bölümleri yerine konur, protezlerde sıklıkla yapay diş ve dişeti kullanılır ancak metal destekli porselen de olabilir. Servikal yarıda kron uzamış ve hiperkonturlu gibi görünür.
- HP-4: Hareketli protez, sadece implantlarca desteklenen overdenture protezlerdir.
- HP-5: Hareketli protez, hem implant hem de yumuşak doku tarafından desteklenmiş overdenture protezlerdir (Misch, 2011, s: 314,

389) .

Hastaları diş eksikliklerine göre gruplayarak yapılan sınıflamada ise total dişsiz veya parsiyel dişsiz arklara göre de sınıflandırılabilmektedir (Sadowsky, 1997).

Total dişsiz vakalarda sınıflandırma şu şekilde yapılabilir:

- İmplant-doku destekli top başlı ataçmanlı protezler
- İmplant-doku destekli bar ataçmanlı protezler
- İmplant-doku destekli locator ataçmanlı protezler

İmplant destekli köprü ve overdenture protezler

- İmplant destekli overdenture protezler
- İmplant destekli vida ila takılıp çıkarılabilen köprü ve overdenture protezler
- Hekim tarafından takılıp çıkarılabilen köprüler
- Hasta tarafından takılıp çıkarılabilen overdenture protezler
- İmplant destekli sabit köprüler

Parsiyel dişsiz vakalarda ise sınıflandırma şu şekilde yapılmıştır:

- Simante edilen sabit kuron ve köprüler
- Hekim tarafından takıp çıkarılabilen vidalı kuron ve köprüler
- İmplant – diş destekli sabit köprüler

Özellikle dişsiz tam ark çene olgularında uygulanan konvansiyonel tedaviler sonrasında yaşanan problemler nedeniyle sıklıkla tercih edilen implant destekli protezlerle rehabilitasyonda birçok farklı tedavi seçeneği bulunmaktadır :

- ✓ İmplant destekli sabit restorasyonlar
- ✓ İmplant destekli overdenture protezler
- ✓ İmplant destekli sabit çıkarılabilir (hibrit) protezler
- ✓ Anterior implant destekli sabit posterior hassas tutuculu hareketli bölümlü protezler (Misch, 2011a)

İmplant Sayısına Göre Yapılan Sınıflama

Tam dişsiz arkların sabit restorasyonlarla rehabilite edilmesi için Misch birçok tedavi seçeneği belirtmiştir. Genel olaral tam dişsiz mandibula için 5 seçenek bildirmiştir. Bunlar:

Tedavi seçeneği 1 (Branemark yaklaşımı): 5 adet anterior bölgeye mental foramenler arasına yerleştirilen implantlar üzerine yapılan her iki taraftan da distale doğru kanat uzantıları ile 12 üye sabit bölümlü protez ile implantların splintlendiği bir tekniktir.

Tedavi seçeneği 2 : 5-7 adet implant ile mental foramenlerin distalin de implantların yerleştirilerek 12 üye sabit bölümlü protezin splintlenerek uygulanabildiği seçenektir.

Tedavi seçeneği 3: Sabit bir mandibular protezi desteklemek için mental foramen arası dışında 1. molar veya 2. premolar konumuna 5-7 arasında

implantın yerleştirilmesi ile 12 üye sabit bölümlü protezin bağlandığı hasta rehabilite edilir.

Tedavi seçeneği 4 : Tam arkın splinte edilemeyerek tek parçalı protez uygulanamayacağı durumlarda tercih edilen bir sabit protetik tedavi seçeneğidir. 6 ila 9 arası implantın yerleştirildiği ve 2 parça bağımsız köprü uygulandığı rehabilite edilen seçenektir.

Tedavi seçeneği 5: Tam dişsiz mandibula için bir diğer modifikasyon da bir veya iki yerine 3 parça bağımsız protez yapımıdır. 6-9 arası implantın yerleştirilebilir (Misch, 2011, s: 214-26).

Misch tam dişsiz maksilla için protetik seçenekleri sınıflarken alveolar kretteki kemiğin hacmi ve lokasyonuna göre 3 tip protetik tedavi seçeneği bildirmiştir. Bunlar:

Tip 1: Tam dişsiz maksillada kemiğin bölümleri 3 anatomik segmentin tamamında benzerdir. Final protezi desteklemek için ihtiyaç duyulan nekadar implant var ise (7-10 implant) uygulanabilen seçenektir.

Tip 2: Tam dişsiz maksilla ve mandibulanın, alveolar kretlerin posterior segmentleri benzerlik gösterirken anterior segment farklılık gösterir. Posterior bölgelerde, maksiller sinüsün altında ve mandibulada foramentlerin distalinde, anterior segmente göre daha az kemik vardır bu sebeple anterior bölgedeki kemiğe yapılabilecek olan implantların tüm tedavi planını belirlediği bir seçenektir.

Tip 3: Maksilla ve mandibulanın posterior segmentlerinin birbirlerinden farklılık gösterdikleri kemik dokusu varlığında, ek komplike işlemlerin (sinüs lift, kemik grefti) gerekebildiği tedavi seçeneğidir (Misch, 2011, s:406).

Tüm bu kriterler değerlendirildiğinde rutin olarak implant tedavilerinde karşılaşılan başlıca problemler neticesinde tedavi süreci uzayabilmekte, maliyet artabilmektedir. Son yıllarda ise bu problemlerin giderilebilmesi için4 implant kullanılarak uygulanan ''All-on-4'' tedavi konsepti hem maksillada hem de mandibulada uygulanabilen bir diğer tedavi alternatifi olarak sınıflama içerisine dahil edilmiştir (Malò ve diğerleri; 2003).

2.1.7. ''All-on-4'' Tedavi Konsepti

Hastaların büyük bir çoğunluğu gibi yetersiz kemik desteğine sahip total protez kullanan hastalar da sabit protez kullanmayı istemektedirler. Fakat bu hastaların birçoğunda posterior bölgelerde minimal kemik desteği bulunması ve bunun yanı sıra maksiller sinus ile mandibular kanal gibi anatomik yapıların mevcudiyeti, posterior bölgelere implant yerleştirmesini engellemektedir. Bu problemler karşısında ''All-on-4'' konsepti gelişmeye başlamıştır. ''All-on-4'' tedavi konsepti hakkında ilk yayın 2003 yılında; Maló ve diğerleri tarafından gerçekleştirilse de, Branemark ve diğerleri daha önceleri benzer yaklaşımlardan bahsetmişlerdir. Bu tedavi konsepti; dişsiz arklarda ya da çekim sonrası immediat yerleştirme ile; anterior bölgede 2 aksiyel, posterior bölgede 2 distale eğimli olmak üzere toplam 4 implant kullanılarak protezin sabitlendiği bir tekniktir (Maló ve diğerleri, 2003).

Distaldeki implantların yaklaşık 30º eğimle yerleştirilmesi; implant ankrajının daha iyi olmasını, kanat uzunluğunun azalmasını ve implantlar arasındaki mesafenin artmasını sağlamaktadır (Maló ve diğerleri, 2015). Distalde bulunan implantlara verilen eğim sayesinde, anatomik yapılar korunur ve posterior bölgelerde kemik ogmentasyonuna olan ihtiyaç azalır (Del Fabbro ve diğerleri, 2012). Ancak posterior bölgede distale eğimli şekilde açılı yerleştirilen implantlara gelen okluzal kuvvetin yönü implantın uzun eksenine paralel olmayacağından stres oluşumu ile birçok komplikasyon

görülebilir. Oluşacak olan stresleri elimine etmek için açı farkının dengelenmesi amacı ile açılı *multi-unit* abutmentlar kullanarak paralellik sağlanabilmektedir (Gallucci ve diğerleri, 2009; Ozan ve Kurtulmus-Yilmaz, 2018).

2.1.7.1. ''All-on-4'' Konseptinde Başarı Anahtarları

Dental tedavilerde başarının sağlanması için dikkat edilmesi gereken birçok kriter bulunmaktadır. ''All-on-4'' tedavisinde dikkat edilmesi gereken kriterler ise şu şekilde sıralanabilir (Taruna ve diğerleri, 2014);

İmplantlar arasındaki anterior ve posterior mesafenin arttırılarak kanat uzantılarının daha iyi desteklenmesi için:

✓ Anterior bölgeye yerleştirilen implantlar dental arkın en anterior bölgesinde bulunmalıdır.

✓ Distal bölgeye yerleştirilen 2 açılı implant ise posterior pozisyonda maksimum 45 derece açı ile maksiller sinüs veya mental forameni koruyacak şekilde yerleştirilmelidir.

✓ Posterior bölgelerde mümkün olduğunca geniş ve uzun implantlar kullanılmalıdır.

✓ Kanin koruyuculu oklüzyon tercih edilmelidir.

✓ Hastaların gülme hattı, protez ile diş eti birleşimini göstermemelidir.

✓ Posterior bölgelere yerleştirilen açılı abutmentlerin protez üzerindeki okluzal yüz çıkış noktaları, mümkün olduğunca 1. molar ile 2. premolar dişlerin arasında olmalıdır (Lopes, ve diğerleri, 2017; Maló ve diğerleri, 2003, 2005; Taruna ve diğerleri, 2014)

2.1.7.2. ‘‘All-on-4’’ Tedavi Konseptinin Endikasyon Kriterleri

‘‘All-on-4’’ tedavi konseptini uygulayabilmek için öncelikle hastaların genel sağlığı ve oral hijyeni iyi olmalıdır. Maksillada minimum kemik genişliği 5 mm ve kanin-kanin arası kemik yüksekliği 10 mm olmalıdır. Mandibulada ise minimum kemik genişliği 5 mm ve foramen mentaller arası kemik yüksekliği 8 mm olmalıdır (Taruna ve diğerleri, 2014).

2.1.7.3. ‘‘All-on-4’’ Tedavi Konseptinin Kontrendikasyonları

Tam dişsiz hastalarda medikal anamnez alınırken, dişsizliğin sebepleri çok dikkatli araştırılmalıdır. Tedavi uygulamasına engel olabilecek sebepler, daha çok implant operasyonuna engel oluşturan genel kontrendikasyon olarak belirlenebilir (Agliardi ve diğerleri, 2010a; Crespi ve diğerleri, 2012; Taruna ve diğerleri, 2014)

2.1.7.4. ‘‘All-on-4’’ Tedavi Konseptinin Avantajları

Sabit protez yapımı için gereken sinus yükseltmesi, posterior kemik ogmentasyonu, sinir transpozisyonu gibi hem hasta hem de hekim için zor ve tedavi süresini uzatan, maliyeti arttıran uygulamaların elimine edildiği daha ekonomik bir tedavi konseptidir (Maló ve diğerleri, 2016; Taruna ve diğerleri, 2014).

✓ Full-mouth implant destekli sabit protezlere göre 4 implantın kullanılması daha ekonomik bir seçenektir (Khatami ve Smith, 2007).

✓ Posterior bölgelerde daha uzun implant kullanımı ile kanat uzantıları kısaltılarak protetik destek arttırılmaktadır (Maló ve diğerleri, 2005).

✓ Açılı implantların kullanılması ile posterior bölgede bulunan maksiller sinüs ve mental foramen gibi anatomik yapılar korunur

(Agliardi, ve diğerleri, 2010a).

✓ Temizlenmesi daha kolaydır.

✓ Protezin immediat yüklenmesi ile anında fonksiyon sağlanır.

✓ Hastaların yaşam kalitelerini arttırmaktadır ve sabit bir protez sayesinde psikolojik olarak bütünlük duygusunu sağlamaktadır (Agliardi ve diğerleri, 2010b; Malò, 2010).

2.1.7.5. ''All-on-4'' Tedavi Konseptinin Dezavantajları

✓ 4 implant üzerine yapılabilen konvansiyonel protetik tedavilere göre ''All-on-4'' tedavi konsepti daha pahalı bir tedavi seçeneğidir.

✓ ''All-on-4'' tedavi konsepti, operasyon öncesi detaylı bir planlamanın yanı sıra ileri derecede cerrahi ve protetik uzmanlık gerektirmektedir (Hinze ve diğerleri, 2010).

✓ Rehber kılavuz kullanılmadan yapılan ''All-on-4'' tedavilerinde planlanan implant açılanması sağlanamayabilir.

✓ Kanat uzunluğu limitleri aştığı durumlarda devirici etkilere yol açabilir (Butura ve diğerleri, 2011).

2.1.7.6. ''All-on-4'' Konseptinde Protetik Yaklaşım

''All-on-4'' tedavi konseptinde protetik aşamalar immediat geçici protetik aşama ve final protetik restorasyon aşaması olarak 2'ye ayrılır. İmmediat geçici protetik aşamada, operasyonla aynı günde tam ark akrilik rezin protez ağıza yerleştirilir. Hastanın mevcut total protezi ile ya da uygun vertikal boyuta göre yeni hazırlanan geçici protez ile yükleme yapılır (Lopes ve diğerleri, 2017; Maló ve diğerleri, 2003, 2016). Geçici tam akrilik rezin protezler operasyondan sonra birkaç saat içerisinde ya da ertesi gün hastaya

yüklenmelidir. Geçici protezde kanat uzantılarından olabildiğince kaçınılmalıdır. Bu geçici protez 15 Ncm tork ile sabitlenmelidir (Tonellini ve diğerleri, 2018). Hastaya sonraki 6 hafta boyunca yumuşak diyet önerilir ve klorheksidin gargara veya ağız duşu ile oral hijyen eğitimi hakkında bilgi verilmelidir (Babbush ve diğerleri, 2011; Crespi ve diğerleri, 2012; Taruna ve diğerleri, 2014). Hasta 1. ve 3. hafta, 3. ay ve 1 yıl sonra kontrole çağrılmalıdır. 3 ay sonraki kontrolde sabit protetik daimi restorasyona başlanabilmektedir. Bu final restorasyon 4 farklı şekilde yapılabilir:

- CAD/CAM'de dizayn edilmiş zirkonya ya da titanyum alt yapılı porselen veneer sabit protezler.
- CAD/CAM'de dizayn edilmiş zirkonya ya da titanyum alt yapılı akrilik veneerli sabit protezler.
- Metal destekli porselen veneer ile yapılmış sabit protezler
- Barlı bir hareketli overdenture protez (Maló ve diğerleri, 2016; Maló ve diğerleri, 2012; Yilmaz ve diğerleri, 2018) .

Hangi protetik tedavi düşünülürse düşünülsün açık kaşık ölçü tekniği ile ölçü postları bağlanarak ölçü alınmalıdır. Bağalama işlemi, tel bar veya düşük akıcılıktaki otopolimerizan büzüşmesiz rezin ile gerçekleştirilmelidir. Bu sayede ağız içerisindeki pozisyonların minimum hata payı ile ölçü kaşığına transferi sağlanır (Tabesh ve diğerleri, 2018). Açık kaşık ile alınan ölçü tekniğinde; implantların pozisyonlarının ve yumuşak dokunun yapısının elde edilmesi için rijit bir ölçü materyali kullanılması önerilmektedir (Kurtulmus-Yilmaz ve diğerleri, 2014; Tabesh ve diğerleri, 2018; Taruna ve diğerleri, 2014)

Sabit protezin hazırlanması aşamasında alt yapı için Cr-Co alaşımlar kullanılırdı. Bunun yanında yapılan çalışmalarda, daha stabil bir okluzyon sağlayan ve alt yapı ile porselen veneerlemesine izin veren altın alaşımlar

tanıtılmıştır. Daha sonra önceden hazırlanan altın alaşımlardan oluşan bar tipleri ve lazerle elde edilmiş titanyum alt yapılar ve zirkonyum alt yapılar tanıtılmıştır (AL-Meraikhi ve diğerleri, 2018). Son zamanlarda katı bir titanyum bloğunun bilgisayar destekli frezleme ile üretilmesine dayanan yeni bir protokol geliştirilmiştir (Khatami ve Smith, 2007; Papaspyridakos, ve diğerleri, 2014.; Tang ve diğerleri, 2018)

Birçok implant başarısızlığı, kemikte stres meydana getiren ve hızlı kemik rezorpsiyonuna neden olan uygun olmayan okluzal dizayna bağlı olarak meydana gelmektedir. Frost'un 1992 yılında yapmış olduğu çalışmada, aşırı yükleme ve kırıkların normal kemiğe göre iyileşen kemikte daha sık meydana geldiğini bildirmiştir (Isidor, 2006). İmplantların yerleştirilmesinden hemen sonra okluzal yükleme miktarı normal kemikte hasar yaratmayacakken; iyileşme aşamasında olan implantı çevreleyen kemik dokuda mikro kırıklara sebep olabilmektedir. ''All-on-4''konsepti immediat yüklemeyi öngören bir konseptir. Hafif bir yükleme, organize olan kemiğin iyileşme süresini beklenenin aksine kısaltmaktadır (Christopher, 2012).

Final protez safhasında; kanin ve posterior dişlerde bilateral noktasal kontaklar, lateral hareketlerde kanin koruyuculu oklüzyon tasarlanmalıdır. Oklüzyonun düzenlenmesinde çok dikkat edilmelidir. Bilateral olarak eşit olacak şekilde maksimum interkuspal kontakların sağlandığı stabil çene hareketlerinin temin edilmesi gerekmektedir (Grandi ve diğerleri, 2012). Maksimum interkuspal ve retrüze kontak posizyonları arasındaki herhangi bir engelin eliminasyonu sağlanmalıdır. Harmonik, hem lateral hem de protruziv hareketler sırasında hafif diş kontaklarının sağlandığı serbest mandibular hareketlere izin vermelidir. Kanat uzantılarının minimum seviyede olması amaçlanmalıdır (Ozan ve Kurtulmus-Yilmaz, 2018). Kanat uzantılarında bulunan dişler dışında noktasal kontaklar sağlanmalıdır. Kanat

uzantılı dişler daha az yüke maruz kaldığı için anterior bölgedeki dişler daha fazla yüke maruz kalmaktadır ve zamanla anterior dişlerde abrazyon görülmektedir. Bunun önüne geçmek için kanat uzantılı dişlerde prematur fonksiyon dışı kontaklar elimine edilmelidir. Lateral hareketlerde grup fonksiyonlu okluzyon ayarlanmalıdır. Protruziv hareketlerde kanin dişlerle beraber anterior dişler üzerinde yük dağıtılmalıdır (Carneiro ve diğerleri, 2014; Penarrocha-Diago ve diğerleri, 2017).

2.1.7.7. ''All-on-4'' Konseptinin Biyomekaniğin Temelleri

''All-on-4'' konseptinin biyomekanik özellikleri implantlara, abutmentlara, abutment vidalarına, kanat uzunluğuna, protetik altyapıya ve alveolar kemiğin yapısına bağlı olarak değişebilir (Penarrocha-Diago ve diğerleri, 2017). Branemark yaklaşımına göre, mandibulada mental foramenler arasına yerleştirilen implantlar üzerine bağlanan proteze gelen okluzal kuvvetler neticesinde, kanat uzantıları üzerinde stres oluşması karşılaşılan problemlerin başında gelmektedir (Horita ve diğerleri, 2017; Ozan ve Kurtulmus-Yilmaz, 2018). Oluşan bu stres ile birlikte implantlarda boyun kırığı, abutmentlarda vida kırıkları, protezin altyapısında veya protezde kırıklar ve alveolar krette rezorpsiyonlar görülebilmektedir (Bellini ve diğerleri, 2009; Malhotra ve diğerleri , 2012; Patzelt ve diğerleri, 2014; Rangert ve diğerleri, 1989; Sertgöz ve Güvener, 1996).''All-on-4'' konsepti ile interforaminal bölgeye yerleştirilen distal implantların eğimlendirilmesi ile daha uzun implantlar yerleştirilebilmekte, kortikal ankraj ve primer stabilite geliştirilebilmekte, implantların antero-posterior yayılımı artmakta ve protezdeki kanat uzunluğu azaltılabilmektedir (Bellini ve diğerleri, 2009; Patzelt ve diğerleri, 2014). Bu sayede protetik bileşenler arasında oluşabilecek stres kuvvetlerinin optimum dengesi sağlanabilmektedir (Horita ve diğerleri, 2017). Dişsiz çenelerde uygulanan açılı implantların varlığı ile açısız

yerleştirilen implantlar arasında kemik rezorpsiyonu ve sağkalım oranı açısından yapılan çalışmalarda fark bulunamamıştır (Ata-Ali ve diğerleri, 2012; Patzelt ve diğerleri, 2014; Testori ve diğerleri, 2008). Ancak aşırı eğimlendirme sonucunda (45 dereceden fazla) okluzal yönden gelen kuvvetler karşısında implanta ve protetik komponentlere gelen kuvvetlerin yıkıcı etkiler oluşturabileceği rapor edilmiştir (Ozan ve Kurtulmus-Yilmaz, 2018; Papaspyridakos ve diğerleri, 2014; Tang ve diğerleri, 2018).

''All-on-4'' konsepti biyomekaniği bir çok parametreye bağlıdır. Tam ark sabit implant destekli restorasyonların başarısını arttırmak için, implant-kemik ara yüzündeki stres dağılımı, implant-abutment bağlatısı, abutment-altyapı bağlantısı ve protez alt yapısı en uygun şekilde hazırlanarak optimum biyomekanik elde edilmelidir (Bevilacqua ve diğlerleri 2008; Gallucci ve diğerleri, 2009; Li ve diğerleri, 2015). Distal implantların eğimlendirilerek kanat uzunluğunun azaltılması sadece implant kemik arayüzeyindeki gerilmeleri etkilemekle kalmaz aynı zamanda implantlar ve protetik bileşenler üzerindeki baskıları da azaltır (Ozan ve Kurtulmus-Yilmaz, 2018, Bevilacqua ve diğlerleri 2008; Gallucci ve diğerleri, 2009; Li ve diğerleri, 2015). Bunun yanında, açılı implantların varlığı protezin oturma yolunu ve kuvvet iletimini etkilemektedir. Bunun tolere edilebilmesi için kullanılan açılı multi-unit abutmentlarla bu açı farkı azaltılması ve böylelikle her bir desteğin vida yolunun birbirine yakın açılanmada olması amaçlanmaktadır. Bu teknikte, distal implantların açılanmasını değerlendiren biyomekanik çalışmaların çoğu peri-implant dokulardaki streslerden çok protetik komponentler üzerindeki artmış streslerin oluşturabileceği yıkıcı etkileri vurgulamaya çalışmışlardır (Bellini ve diğerleri, 2009; Fazi ve diğerleri, 2011; Malhotra ve diğerleri, 2012; Naini ve diğerleri 2011). Protetik bileşenler üzerindeki aşırı streslere bağlı teknik veya mekanik komplikasyonlar genel tedavinin başarısını etkilemektedir (Kreissl ve diğerleri , 2007).

Açılı implantlar kullanılması ile elde edilebilecek bir diğer mekanik avantaj ise daha uzun implant kullanılmasına olanak sağlanmasıdır. Kemik içerisindeki implantın yüzey alanı ne kadar arttırılırsa daha fazla stabilite sağlanabilmektedir. Mevcut kemik seviyesi kullanılacak olan implantın uzunluğunu belirleyen ana kriterdir. İmplant uzunluğunun arttırılmasıyla okluzal kuvvetlerin yanı sıra lateral kuvvetlerde de daha fazla direnç gösterdiği bulgulanmıştır (Misch, 2011; s: 163-4).

"All-on-4" tekniğinin kökeninde implantların tek parça halinde bağlanaması vardır. Tam ark tek parça bağlama ile karşıt ark stabilizasyonunun sağlayacağı mekanik avantajlardan da faydalanılmaktadır. Karşıt ark stabilizasyonun temelinde, çok sayıda parçayı bağlamanın yarattığı etkiden çok rotasyon eksenleri üzerinde oluşturduğu mekanik avantaj yatmaktadır. Hareketli bölümlü protez biyomekaniğinde de belirtildiği gibi karşıt ark stabilizasyonunun sağlanamadığı durumlarda protez üzerinde oluşan unilateral dayanak çizgileri üzerinde çok yönlü gömülme, bukkale linguale kayma ve bukkale, linguale yalpa salınım gibi hareketler gözlenebilir. Karşıt arktan destek alınarak sağlanan stabilizasyon türü ile oluşturulan düzlem sayesinde, dayanak çizgileri üzerindeki eksenler, düzlemlere çevrilerek bir çok hareketin eliminasyonu sağlanır (Ulusoy ve Aydın; 2015; Misch, 2011; s: 126).

2.2. İmplant Destekli Protezlerde Ölçü

Tam dişsiz hastaların dental implantlarla protetik rehabilitasyonu, alveol kemik trabekülasyonunun ve yoğunluğunun korunması, dikey boyutun restore edilmesi ve korunması, fonksiyon, fonasyon ve estetiğin

iyileştirilmesi, propriosepsiyon mekanizmasının yeniden kazandırılması, oklüzyonun temin edilmesi, diş kaybıyla ortaya çıkan olası psişik etkilerin önlenmesi, yüz kaslarının etkinliğinin iyileştirilmesi, fasiyal görünümün düzeltilmesi gibi bir takım avantajlar sunmasından ötürü günümüz diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen başarılı bir tedavi yöntemidir (Chochlidakis ve diğerleri, 2016; Marghalani ve diğerleri, 2018; Papaspyridakos ve diğerleri, 2014).

Söz konusu tedavi yöntemi, hastaların başarılı diagnozunu hedef alan "tam dişsiz arkların sınıflandırılması", "kemik yoğunluğunun incelenmesi" ve "implant ölçü teknikleri" gibi birçok önemli preoperatif ve postoperatif aşamalar içermektedir ve bu aşamalar doğru cerrahi ve protetik yaklaşımın seçilebilmesi noktasında kilit rol oynamaktadırlar (Moreira ve diğerleri, 2015).

Tam dişsiz arkların dental implantlarla rehabilitasyonunun kuşkusuz en önemli protetik aşamalarından biri de; implantların intraoral oryantasyonunun çeşitli ölçü teknikleri ile ağız dışına başarılı transferidir (Papaspyridakos ve diğerleri, 2014). Çünkü bu transferin başarılı olması, implant destekli restorasyonların başarısında kilit rol oynayan ve en önemli biyomekanik amaçlarından biri olan pasif adaptasyonun elde edilmesi noktasında önem arz etmektedir. İmplantların açıları, implantların sayısı, ölçü materyalinin boyutsal stabilitesi, ölçü kaşığının tipi, koping tipi, kopinglere uygulanan yüzey işlemleri, alveolar kemik undercutları, bağlantı seviyesi gibi birçok parametre alınan implant ölçüsünün, ana modelin ve dolayısıyla final restorasyonunun başarısını etkilese de; hekimin tercih edeceği implant ölçü tekniği bu parametrelerin en önemlisi olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu amaç doğrultusunda araştırmacılar tam dişsiz hastalarda "implant ölçü teknikleri" üzerine çalışmalar yapmışlar ve geçmişten günümüze çeşitli implant ölçü

tekniklerini geliştirmişlerdir (Baig, 2014a; Papaspyridakos ve diğerleri, 2012, 2014; Sumathi ve diğerleri, 2015).

İmplant ölçüleri, implantların cerrahi olarak yerleştirilmesi sırasında alınabilecekleri gibi; implantların osteointegrasyon sürecinin tamamlanmasını takiben de alınabilmektedirler, geleneksel kaşık ve pick-up ölçü kopingi kullanılarak gerçekleştirilen kaşık tekniği ve indeks tekniği olarak ikiye ayrılmaktadır (Sumathi ve diğerleri, 2015).

Osteointegrasyon sonrası hekimin mevcut klinik duruma ve hastaya bağlı olarak tercih edebileceği ölçü teknikleri çeşitli parametreler altında sınıflandırılabilmektedir:

Konvansiyonel Ölçü Teknikleri

- **Ölçü seviyesine göre yapılan sınıflama**
  - İmplant seviyesinde alınan ölçü
  - Abutment seviyesinde alınan ölçü
  - Prepare edilmiş abutment seviyesinde alınan ölçü
- **Ölçü koping tipine göre yapılan sınıflama**
  - İndirekt Teknik / Kapalı Kaşık / Transfer Koping
  - Direkt Teknik / Açık Kaşık / Pick-Up Koping
  - Plastik Ölçü Kopingi / Snap Fit / Press Fit
- **Kaşık tipine / Aşama sayısına göre yapılan sınıflama**
  - Kapalı Kaşık / Tek Aşama
  - Açık Kaşık / Çift Aşama

- **İmplant ölçü kopinglerinin bağlanamasına göre yapılan sınıflama**
  - Splintli
  - Splintsiz
- **Dijital Ölçü Teknikleri**
  - Direkt Dijitalizasyon
  - İndirekt Dijitalizasyon
- İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Fonksiyonel Ölçü Teknikleri (Chochlidakis ve diğerleri, 2016; Gracis ve diğerleri, 2012; Moreira ve diğerleri, 2015; Papaspyridakos ve diğerleri, 2014; Sumathi ve diğerleri, 2015).

2.2.1. Konvansiyonel Ölçü Teknikleri

2.2.1.1. Ölçü Seviyesine Göre Yapılan Sınıflama

Alınan ölçü implant seviyesinde, abutment seviyesinde veya prepare edilmiş abutment seviyesinde olabilmektedir (Baig, 2014b; Gracis ve diğerleri, 2012).

İmplant seviyesinde açık kaşık ya da kapalı kaşık ile alınan ölçü, hastanın yumuşak doku profilinin, implantın açısının / konumunun ve heks yapısının ağız dışına transferini sağlamaktadır. Bu nedenle implantın replikası olarak kullanılan implant kopyası bu tip ölçüde önemli bir rol oynamaktadır. Çünkü tip IV alçı materyali içerisinde kalacak olan bu implant analogları, implantı ve implantın çevre dokularla olan ilişkisini taklit etmeye yarayacaktır (Sumathi ve diğerleri, 2015).

Abutment seviyesindeki ölçü, tercih edilecek abutmenti taklit eden analoğu kullanılarak alınmaktadır. Özellikle vida retansiyonlu implant destekli protezlerde, vidanın konumunun ve açısının kayıt edilmesi için tercih edilen bir ölçü tekniğidir (Sanjna ve diğerleri, 2014).

2.2.1.2. Ölçü Koping Tipine Göre Yapılan Sınıflama

- **İndirekt Teknik (Kapalı Kaşık Transfer Ölçü Tekniği)**

Transfer ölçü tekniği "kapalı kaşık tekniği", "repozisyon tekniği" veya "indirekt teknik" olarak da adlandırılmaktadır (Buzayan ve Yunus, 2014; Pozzi ve diğerleri, 2013; Sanjna ve diğerleri, 2014; Sumathi ve diğerleri, 2015). Bu teknikle ölçü almaya karar vermiş hekim, ilk olarak implantların boyutlarına uygun olarak seçilmiş implant ölçü kopinglerini implant üzerine yerleştirmektedir. Bu aşamada bu teknik için uygun ölçü kopingi seçimine dikkat edilmelidir. Çünkü indirekt ölçü kopingi, ölçü alımını takiben ölçünün ağızdan kolayca çıkarılması için genellikle uca doğru incelen/açılı/konik bir boyut geometrisine sahiptir. Bu tür kopinglerde elastik bir ölçü materyali tercih edilmektedir (Lee ve diğerleri, 2008; Lin ve diğerleri, 2014). Ayrıca ölçü kopinglerini, ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra ölçü içerisine doğru bir şekilde yeniden yerleştirmek önemlidir. Bu amaçla kopingler, yapılarında düz yüzeyler veya düzgün ekvator altı alanlar içermektedirler (Lin ve diğerleri, 2014).

Uygun implant ölçü kopingi seçildikten sonra, koping implant üzerindeki restoratif platforma yerleştirilmektedir. Ölçü kopingi ile implantın bağlantısının doğruluğu kontrol edilmelidir (Sumathi ve diğerleri, 2015). Alınan radyografilerle veya kopingin yerleştirilmesi sırasında alınan klik sesi ile bağlantının doğruluğu kontrol edilebilmektedir (Drago, 2012). Bir sonraki aşama, kapalı ölçü kaşığı yardımı ile ölçü alma işlemidir. Ancak öncesinde

kullanılacak ölçü materyaline göre kaşığın hazırlanması gerekebilmektedir. Hekimin polieter ölçü materyalini kullanmaya karar vermesinden sonra kaşık içerisine adeziv uygulaması bu duruma örnektir. Bir enjektör yardımı ile ağızdaki ölçü kopinglerinin çevresine ölçü materyali enjekte edilmektedir. İçerisinde ölçü materyali bulunan kaşık ile ölçü alma işlemi tamamlanmaktadır. Ölçü materyali tamamen sertleştikten sonra ölçü kaşığı ağızdan uzaklaştırılmaktadır. Bu aşamada implant ölçü kopingleri ağız içerisinde yer almaktadır (Lee ve diğerleri, 2008; Moreira ve diğerleri, 2015).

İmplantlar üzerinden çıkarılan ölçü kopinglerine implant analogları ekstraoral ortamda bağlanmaktadır ve ölçü kopingleri alınan ölçü içerisindeki negatif boşluklara yeniden yerleştirilmektedir (Stimmelmayr ve diğerleri, 2013). Sonuç olarak ise ana model elde etmek amacıyla ölçü laboratuvara gönderilmektedir.

Özellikle arklar arası mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda bu ölçü yönteminin kullanımı endikedir (Buzayan ve Yunus, 2014; Sanjna ve diğerleri, 2014). Çünkü direkt teknikte ölçü kaşığı zaten ağız ortamında bir alan kaplarken, implant-ölçü koping bağlantısını gevşetmek için ekstra ekipman olarak anahtar da ağız içerisinde yer işgal etmektedir. Bu durum ise ağız açıklığının ya da arklar arası mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda indirekt tekniğe endikasyon oluşturmaktadır.

Bu ölçü yöntemini kısıtlayan bir diğer unsur ise yerleştirilmiş implantların birbirlerine paralel olmasıdır. İmplantlar arası paralelliğin sağlanamadığı durumlarda bu yöntemin kullanılması, ölçü materyalinde deformasyonlara neden olarak ölçünün başarısızlığına yol açmaktadır (Aktöre ve Kurtulmuş-Yılmaz, 2014; Buzayan ve Yunus, 2014). Posterior alanlara ulaşım kolaylığı sağlayan bir yöntem olması hekime avantaj sağlarken; kopinglerin implant analogları ile bağlandıktan sonra tekrardan

ölçü içerisine yerleştirme aşamasının hekimin hata yapmasına elverişli olması ve yumuşak doku transferini tam olarak sağlayamaması başlıca dezavantajları olarak kabul görmektedir (Sanjna ve diğerleri, 2014).

- **Direkt teknik (Açık kaşık ölçü tekniği, Pick-Up Ölçü Tekniği)**

Açık kaşık tekniği ‘‘Pick-Up ölçü tekniği’’ veya “direkt teknik” olarak da adlandırılmaktadır (Lee ve diğerleri, 2008; Moreira ve diğerleri, 2015; Pozzi ve diğerleri, 2013; Selvaraj ve diğerleri, 2016). Bu teknikle ölçü almaya karar vermiş hekim, ilk olarak yine implantların boyutlarına uygun olarak seçilmiş implant ölçü kopinglerini implant üzerine yerleştirmelidir. Bu teknikte de uygun ölçü kopingi seçimi önemli bir aşamadır. Bu teknikte kare biçimli bir implant ölçü kopingi kullanılmaktadır. Bu durum ise operatörün rijit bir ölçü materyali seçebilmesine olanak tanımaktadır (Drago, 2012; Hariharan ve diğerleri, 2010; Kim ve diğerleri, 2015; Sanjna ve diğerleri, 2014).

Bu tekniğin ikinci önemli aşaması ise anatomik olarak uyumlu bireysel ölçü kaşığının hazırlanmasıdır (Goel ve diğerleri, 2018; Izadi ve diğerleri, 2018). Bireysel kaşığın amacı kaşık üzerinde pencere açılmasına olanak tanımasıdır. Pencereler, implant alanlarındaki ölçü kopinglerine kaşık ağızda iken ulaşabilmek için açılmaktadır. Koping kole bölgelerine şırınga yardımı ile ölçü materyali enjekte edildikten sonra, içerisine ölçü materyali yerleştirilmiş bireysel kaşık ağız içerisine yerleştirilmektedir. Ölçü materyalinin sertleşmesini takiben pencereler yardımı ile implant ölçü kopinglerinin vidaları gevşetilmekte ve böylece implanttan ayrılan implant ölçü kopingleri ölçü kaşığı içerisinde kalmaktadır. Son olarak kopinglere implant analogları bağlandıktan sonra ölçü ana model elde etmek amacıyla

laboratuvara gönderilmektedir (Christensen, 2009; Dullabh ve Sykes, 2008; Hariharan ve diğerleri, 2010).

Özellikle implant paralelliğinin sağlanamadığı, 25 dereceden daha büyük açılı implantlarda kullanılan bu yöntem, vidalara direkt ulaşım sağlaması ve ölçü materyalinde minimum distorsiyona neden olması açısından önemli avantajlara sahiptir. Daha komplike bir teknik olması nedeniyle hekimin deneyimi bu noktada önem kazanmaktadır (Hazboun ve diğerleri, 2015).

Ağız açıklığı kısıtlı olan hastalarda daha önce de belirtildiği gibi bu yöntem kontrendikedir. Bireysel kaşık yapımı gibi ek aşamalar gerektirmesi dezavantaj olarak değerlendirilmektedir (Goel ve diğerleri, 2018).

- **Snap-Fit Ölçü Tekniği**

Snap-Fit ölçü tekniği "press-fit ölçü tekniği" olarak da adlandırılmaktadır. Bu teknik açık kaşık kullanmayı mecburi kılmadığından; pick-up yönteminin bir alt kategorisi olarak tanımlanamamaktadır (Buzayan ve diğerleri, 2013; Moreira ve diğerleri, 2015; Nakhaei ve diğerleri, 2015; Sanjna ve diğerleri, 2014). Kapalı kaşığın daha çok kullanıldığı bir yöntem olsa da bu kategorinin bir alt başlığı olarak da kabul görmemektedir. Çünkü implant ölçü kopingleri açık kaşık tekniğinde olduğu gibi ölçü içinde gelmektedir. Bu nedenlerle snap-fit ölçü yöntemi direkt ya da indirekt ölçü yöntemlerinin bir alt sınıfı olamayacağından; alternatif bir ölçü yöntemi olarak kabul görmektedir. Bu tekniği kullanacak olan hekim, yönteme özgü plastik ölçü kopinglerini tercih etmelidir (Nakhaei ve diğerleri, 2015; Sumathi ve diğerleri, 2015).

Ölçü kopinglerinin hareket etme riskini elimine etmesi, her iki kaşık tipiyle de kullanılabilir olması ve hekime zaman kazandıran hızlı bir teknik olması önemli avantajlarındandır (Izadi ve diğerleri, 2018).

2.2.1.3. Kaşık tipine / Aşama Sayısına Göre Yapılan Sınıflama

Bu sınıflama açık kaşık tekniği (Pick-up ölçü tekniği) ve kapalı kaşık tekniği (Transfer ölçü tekniği ve snap-fit ölçü tekniği) olarak ikiye ayrılmaktadır (Goel ve diğerleri, 2018).

Daha önce de belirtildiği gibi açık kaşık tekniği hekim tecrübesinin ön plana çıktığı komplike ve sensitif bir tekniktir. Bu doğrultuda açık kaşık tekniğindeki komplike aşamaları ortadan kaldırmak amacıyla hem parsiyel dişsiz hem de tam dişsiz hastalarda tercih edilebilecek Mira ölçü kaşığı sistemi geliştirilmiştir .

Açık kaşık tekniğinde anatomik uyumlu bireysel kaşık kullanıldığı daha önce belirtilmiştir. Rijit bireysel kaşıklar genellikle otopolimerizan akrilik rezinden, ışıkla sertleşen akrilik rezinden veya metalden üretilmektedirler. Yapılan çalışmalarda stok kaşıklara göre çok daha başarılı sonuçlar verdikleri gözlemlenmiştir (Baig, 2014a; Buzayan ve Yunus, 2014).

2.2.1.4. İmplant Ölçü Kopinglerinin Splintlenmesine Göre Yapılan Sınıflama

Direkt ölçü tekniğinde ölçü kopinglerinin ölçü ağızdan çıkarılırken veya implant analoguna sabitlenirken hareket etmesi en çok gözlenen problemlerden birisidir. 1985 yılında Branemark ve diğerleri, ölçü kopinglerini diş ipi ile birbirine bağlamış ve sonra otopolimerizan akrilik rezinle kaplayarak sabitlemişlerdir. Bunun altında yatan prensip, ölçü

kopinglerin rijit bir materyalle birbirlerine bağlanmasıyla ölçü sırasında koping hareketinin engellenmesidir (Lee ve diğerleri, 2008; Lee ve Cho, 2011)

Bu sınıflama ölçü aşamasında ölçü kopinglerinin bağlanıp bağlanmamasına göre yapılmaktadır (Saini ve diğerleri, 2018). Geçmişten günümüze otopolimerizan akrilik rezin, ölçü alçısı, diş ipi, ışıkla polimerize olan rezin, kompozit rezin gibi birçok materyal bağlama amaçlı kullanılmıştır. Bağlamanın amacı ise ölçü sırasında kopingleri birbirlerine çeşitli materyallerle bağlamak ve hareket etmelerine engel olmaktır. Birçok araştırmacı bu sayede daha doğru ve başarılı implant ölçülerinin alınacağını savunurken (Al Quran ve diğerleri, 2012; Papaspyridakos ve diğerleri, 2012; Vigolo ve diğerleri, 2004); bağlamalı ve kesip bağlamalı teknikler arasında fark olmadığını belirten çalışmalar da mevcuttur (Chang ve diğerleri, 2012; Del'acqua ve diğerleri, 2012; Ferreira ve diğerleri, 2012; Öngül ve diğerleri, 2012) Splintsiz alınan ölçünün daha başarılı olduğunu gösteren çalışmalara da literatürde rastlanmaktadır (Burawi ve diğerleri, 1997).

Bağlama tekniğinde en çok karşılaşılan sorunlar bağlama materyalinin distorsiyonu ve bağlama materyali ve koping arasındaki bağlantının kopmasıdır (Burawi ve diğerleri, 1997; Spector ve diğerleri, 1990). Bu nedenle bağlama amacıyla kullanılan materyal oldukça önem taşımaktadır. Bağlama için en çok tercih edilen materyallerden biri akrilik rezindir(Assif ve diğerleri, 1999; Vigolo ve diğerleri, 2004). Akrilik rezin, otopolimerizan akrilik rezin, dual-cure akrilik rezin ve prefabrike akrilik rezin bar formlarında kullanılabilir. Ancak, bu materyalin polimerizasyon sırasında büzülme göstermesi sonucu ölçü kopingleri hareket etmekte ve elde edilen ölçüde distorsiyon meydana gelmektedir (Dumbrigue ve diğerleri, 2000). Polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla Ivanhoe ve diğerleri (1991) akrilik rezin blokların kullanımını önermiştir (Ivanhoe ve diğerleri, 1991).

Vigolo ve diğerleri (2004) ise akrilik rezin blokların 1 gün önceden hazırlanması, ölçü kopingleri ile bağlamanın ise ölçü öncesi yapılmasının, polimerizasyon büzülmesini en aza indireceğini öne sürmüştür (Vigolo ve diğerleri, 2004). Geliştirilen başka bir yöntem de, bağlama 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. Özcelik ve Yilmaz (2012) ise implant destekli overdenture protezler için fonksiyonel açık kaşık ölçü tekniğini tanıtmışlardır. İki farklı yoğunlukta ölçü materyali kullanılan teknikte, ölçü kopingleri birbirlerine bağlanmamış; otopolimerizan akrilik rezinle ölçü kaşığına sabitlenmiştir. Araştırmacılar, bu tekniğin daha basit ve daha az zaman alıcı olduğunu belirtmişlerdir (Ozcelik ve Yilmaz, 2012).

2.2.1.5. Dijital Ölçü Teknikleri

Diş hekimliğinde başarılı bir tedavi planlaması için kesin diagnostik bilgiye ve geniş bir diagnoza ihtiyaç duyulmaktadır. Dental model analizi ise bu sürecin gerekli bir parçasıdır. Dental model analizi için alçı modeller yıllarca standart olarak kabul edilse de; modellerin kaybolma, fraktür, bozulma ve fiziksel depolama alanı gerektirmesi gibi başlıca dezavantajları vardır (Cuperus ve diğerleri, 2012).

1980'li yılların ortalarında diş hekimliğine giriş yapan bilgisayar destekli dizayn/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemlerinin neredeyse tümü temel olarak üç fonksiyonel komponent içermektedir: Birinci komponent, diş hekimi tarafından söz konusu alanın intraoral veya ekstraoral olarak taramasını yapmakta ve ilgili alanın verisini toplamaktadır. İkinci komponent (CAD-Computer Aided Design), restorasyonun bilgisayarda üç

boyutlu olarak planlanmasını ve tasarlanmasını sağlamaktadır. Üçüncü komponent (CAM- Computer Aided Manufacturing) ise, sanal olarak hazırlanmış restorasyonun üretimini gerçekleştirmektedir (Chochlidakis ve diğerleri, 2016; Marghalani ve diğerleri, 2018).

CAD/CAM mekanizma akışının ilk basamağı olan dijital ölçü ve tarama sistemlerinin kırılma, bozulma gibi dezavantajlarının olmamasının yanı sıra; kolay depolama ve elektronik veri transferi ile değişime izin verme gibi avantajları vardır. Bu tarayıcılar intraoral sert ve yumuşak dokuları replike etmek adına dijital verileri toplayarak sanal modeller oluşturmaktadırlar. Bu dijital modeller yine sanal olarak manipule edilebilmekte; bu modellerden kesitsel görüntüler alınabilmekte, ve bu görüntüler büyütülebilmektedir (Ahlholm ve diğerleri, 2018; Cuperus ve diğerleri, 2012; Yuzbasioglu ve diğerleri, 2014).

Konvansiyonel ölçü aşamasını elimine edip, direkt metodla tarama yapan intraoral tarayıcılar, bulantı refleksi olan hastalarda veya dudak-damak yarıklı hastalarda intraoral tarama sırasında aspirasyon riskine ya da solunum yolu sıkıntısına sebep olmayacağı için direkt yöntem bu tür hastalarda hasta konforunu artırması açısından avantaj sağlamaktadır (Cuperus ve diğerleri, 2012; Papaspyridakos ve diğerleri, 2014).

Hasta tarafından kolay kabul edilebilir olması, preparasyonun üç boyutlu ön izlenmesine olanak sağlaması, maliyet ve zaman konusunda etkin olması diğer avantajları arasındadır. Ölçü materyalinin yetersiz polimerizasyonu ve distorsiyonu gibi etkenlerin olmaması tedavi ve üretim siklusundaki hata akümülasyonunu elimine etmektedir. Hekime konvansiyonel ölçü aşamasında sorun yaratan ve hataya sebebiyet verebilen, hava kabarcıklarının varlığı, ölçü kaşığının hareket etmesi, yetersiz ölçü

materyali uygulanması gibi faktörlerin dijital ölçüde elimine edilmiş olması önemli avantajlarındandır (Marghalani ve diğerleri, 2018; Polido, 2010).

Günümüzde dijital implant ölçüleri temel olarak direkt dijitalizasyon / indirekt dijitalizasyon olarak 2'ye ayrılmaktadır.

Ağız içerisindeki implantlara bağlanmış taranabilir iyileşme başlıkları (Encode) veya taranabilir ölçü kopingleri (scan-bodies), direkt dijitalizasyonun sistematiğini oluşturmaktadır. Aynı taranabilir parçalar konvansiyonel ölçülerle elde edilmiş ana model üzerine yerleştirildikten sonra laboratuvar ortamında ekstraoral olarak uygun tarama sistemi ile taranarak indirekt dijitalizasyon sistemi ile elde edilen veriler uyumlu CAD/CAM ünitelerine aktarılarak sanal dizayn ve bilgisayar destekli üretim aşamaları gerçekleştirilebilmektedir (Ahlholm ve diğerleri, 2018; Chochlidakis ve diğerleri, 2016; Marghalani ve diğerleri, 2018; Stimmelmayr ve diğerleri, 2012).

2.3. 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 (Wee ve diğerleri, 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, 2013, 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 (Hariharan ve diğerleri, 2010; van-Noort, 2007, s:308).

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, polisülfit, irreversible hidrokolloid ve ölçü alçısının da dahil olduğu birçok ölçü materyali kullanılmış olmakla beraber; polieter ve vinilpoli siloksan (VPS) ile daha başarılı sonuçlar alındığı bildirilmiştir. Son yıllarda geliştirilen vinil polieter siloksan ölçü materyali de implant destekli protez ölçülerinde tercih edilmektedir (Assuncao ve diğerleri, 2004; Barrett ve diğerleri, 1993; Kurtulmus-Yilmaz ve diğerleri, 2014; Lorenzoni ve diğerleri, 2000).

2.3.1. Vinilpoli Siloksan (VPS, A-Tipi Silikon, İlave Tip Silikon, Katılma Silikonu)

Polisülfit ve kondenzasyon silikonuna alternatif olarak geliştirilmiş olan PVS, silikon prepolimeri esaslı, vinil ve hidrojen yan gruplarına sahip bir ölçü materyalidir. Polimerizasyon sırasında büzülmeye neden olan uçucu bir yan ürün içermediği için boyutsal stabilitesi iyidir ve detayları iyi kaydeder (Del'Acqua ve diğerleri, 2009; Enkling ve diğerleri, 2012; O'Brien, 2002, s:101).

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 formsal değişiklikler oluşabilir. Kullanılan ölçü materyali bu kuvvetlere karşı koyabilmeli ve boyutsal stabilitesini koruyabilmelidir (Lu ve diğerleri, 2004). VPS mükemmel elastisiteye sahip olduğu için deformasyona karşı dirençlidir. Ayrıca, VPS 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 (Del'Acqua ve diğerleri, 2009; O'Brien, 2002, s:102).

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 dönüştürülmüştür. Böylece ölçü alma işlemi sırasında oral mukozayı ıslatabilirliği arttırılmış ve alçı model üzerinde hava kabarcığı oluşma ihtimali azaltılmıştır (Lu ve diğerleri, 2004; Powers ve Wataha, 2013, s:189).

PVS ölçü materyali iki farklı pattan oluşmaktadır ve bu patlar düşük, orta, yüksek ve çok yüksek olmak üzere 4 farklı viskozite seçeneğine sahiptir. Düşük/orta ve çok yüksek viskozitelerde patlar manuel olarak; düşük/orta ve yüksek vizkozitelerde patlar ise ölçü karıştırma makinesinde veya ölçü tabancasıyla karıştırılarak hazırlanabilir. PVS ölçü materyalinin farklı viskozitelere sahip olması, tek aşamalı veya çift aşamalı gibi farklı ölçü tekniklerinde kullanılmasına olanak sağlamaktadır (van-Noort, 2007, s:199)

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 (O'Brien, 2002, s:103; Powers ve Wataha, 2013, s:191). VPS' a kıyasla daha rijit bir yapıya 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 diğerleri, 2009). 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. Yeni jenerasyon polieter ölçü materyalleri biraz daha esneklik gösterse de, materyalinin hidrofilik karakteri ağızdan çıkarılmasını zorlaştırmaktadır (Anusavice ve diğerleri 2013, s:164; Lu ve diğerleri, 2004).

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 PVS ölçü materyali tercih edilmelidir (Edwab, 2003, s:454).

2.3.3. Vinil Polieter Silikon (VPES)

Polieter ve VPS' ın üstün özelliklerini kombine etmek amacıyla geliştirilen VPES, 2009 yılında piyasaya sunulmuştur. Temel olarak PVS' dan oluşan materyalin içine hidrofilik özelliği arttırmak amacıyla %5-%20 oranında polieter eklenmiştir (Nassar ve diğerleri, 2013). Bu sayede VPES intrinsik hidrofilik özelliğine sahiptir ve mekanik özellikleri polieter ve PVS ile benzerdir ancak final sertleşmesi daha hızlı olmaktadır. VPS ve PVES arasında kimyasal bir bağ oluşması mümkündür (Enkling ve diğerleri, 2012; Nassar ve diğerleri, 2013; Pandita ve diğerleri, 2013).

VPES'in 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 (Enkling ve diğerleri, 2012).

2.4. Ölçüde Başarısızlık Ve Sonuçları

İmplant destekli protezlerin uzun dönem başarısı protetik üst yapının pasif uyumu ile ilişkilendirilmektedir. Doğal dişteki periodontal ligament reziliens faktörünün (100 mikron) eksik olduğu osteointegre implantlarda (10 mikron), söz konusu pasif uyumun kaybı yoğun, yıkıcı kuvvet ve stres akümülasyonuna neden olmaktadır (Svanborg ve diğerleri, 2014). Bu durum

belirli bir noktaya kadar tolere edilebilse de; fizyolojik tolerans sınırını aşan durumlar mekanik veya biyolojik komplikasyonlarla sonuçlanabilmektedir :

1.Mekanik Komplikasyonlar

1. Protetik Retansiyon Vidalarının Gevşemesi
2. Abutment Vida Kırığı
3. Protetik Üst Yapıda Fraktür
4. Retansiyon Kaybı
5. Alt Yapıda Fraktür
6. İmplant Kırığı
7. Oklüzal Uyumsuzluk

2.Biyolojik Komplikasyonlar

1. Ağrı / Hassasiyet
2. Marjinal Kemik Kaybı
3. Osteointegrasyon Kaybı
4. Kemik Rezorpsiyonu ve kemikte remodelling
5. Plak Akümülasyonu
6. İmplant-abutment birleşiminde fistül oluşumu
7. Yumuşak doku hiperplazisi

İmplant destekli protezler vida veya siman retansiyonlu olabilmektedirler. Vida retansiyonlu tek kronlarda bile restorasyonlarda pasif uyumun sağlanması bile güçken; vida retansiyonlu çok üyeli implant destekli

restorasyonlarda pasif adaptasyon sağlamak oldukça zordur (Papaspyridakos ve diğerleri, 2012, 2014).

Çok üyeli implant destekli restorasyonlarda pasif adaptasyonun sağlanması, bu restorasyonların uzun dönem başarısı açısından önem arz etmektedir. Ancak bazı araştırmacılara göre klinik olarak tam bir pasif uyumun sağlanması imkansızdır. Bahsi geçen potansiyel komplikasyonlara neden olmayacak, tolere edilebilir klinik uyumsuzluk miktarının ne kadar olduğu sorusu ise halen net bir cevap kazanamamıştır (Buzayan ve Yunus, 2014).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda; ''All-on-4'' tedavi konseptine uygun olarak anterior bölgeye paralel analoglar ve posterior bölgeye farklı açılarla distale eğimli analoglar yerleştirilmiş ve bu analoglar üzerinden alınan farklı ölçü yöntemlerinin hassasiyetlerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmada, farklı konfigürasyonlarda hazırlanan ana modeller üzerinden farklı tekniklerle alınan ölçülerin dijital olarak birbirleri üzerinde çakıştırma yöntemi ile hassasiyetleri incelenmiştir. Hassasiyetleri değerlendirmek için açısal ve konumsal sapmaların miktarları hesaplanmış ve istatistiksel olarak birbirleriyle karşılaştırılması amaçlanmıştır.

3.1. Ana Modellerin Elde edilmesi

Araştırmamızda ana modellerin elde edilmesi aşamasında kullanılan materyalin rijiditesi ve deformasyona uğramaması için şeffaf akrilik rezin (Pegasus Plus Repair Acrylic, Davis Schottlander & Davis Ltd., Hertford-shire, İngiltere) kullanılması uygun görülmüştür.

Total dişsiz maksillayı taklit eden frasaco çene kalıplarına (Şekil 3.1) (AG-3, Frasaco GmbH, Tettnang, Germany) şeffaf akrilik rezin (Pegasus Plus Repair Acrylic, Davis Schottlander & Davis Ltd., Hertford- shire, İngiltere) kullanılarak ana modeller elde edilmiştir (Şekil 3.2).

Şekil 3.1. Frasaco AG-3 maksilla çene modeli matriksin görüntüsü.

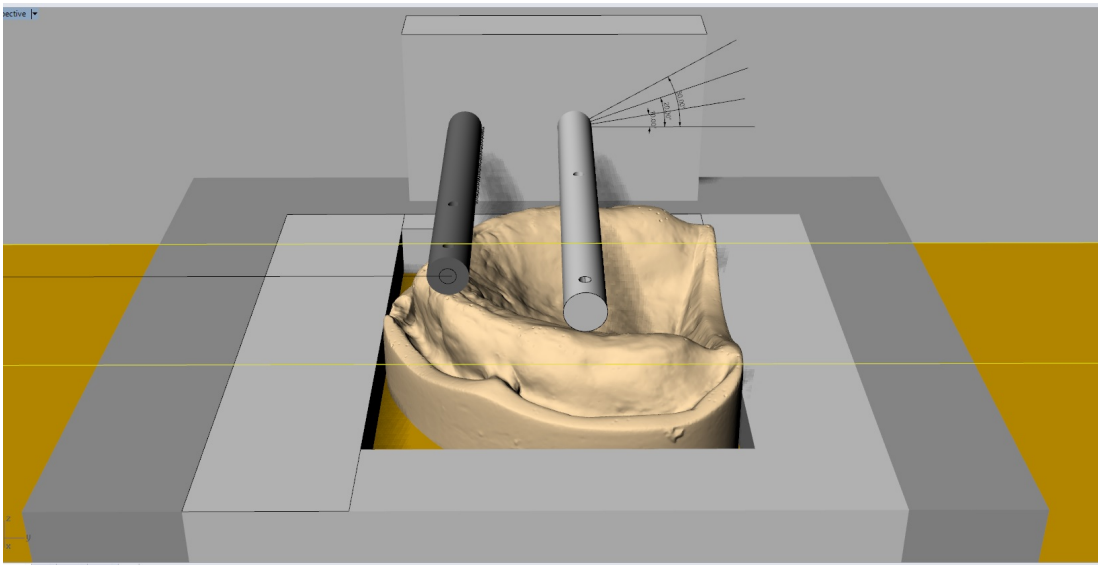
Şekil 3.2. Şeffaf akrilik rezin ile elde edilen ana model görüntüsü.

Analogların (T0 32202, NucleOSS, Sanlilar Tibbi Cihazlar Medikal Kimya San Tic Ltd. Sti, İzmir, Türkiye) ana modellere istenilen açılarda yerleştirilebilmesi 3 boyutlu tasarım programı kullanılarak (Rhinoceros,

McNeel Europe, Barselona , Spain) aparey tasarlanılması amaçlanmıştır.

Tasarlanan apareyin uyumlu olabilmesi için ana model örneği optik bir model tarayıcısında (inEOS X5, Sirona Dental GmbH, Österreich, Avusturya) (Şekil 3.3). taranarak STL verisi elde edilmiştir. Elde edilen STL verisi tasarım programına atılarak aparey tasarlanmıştır (Şekil 3.4).

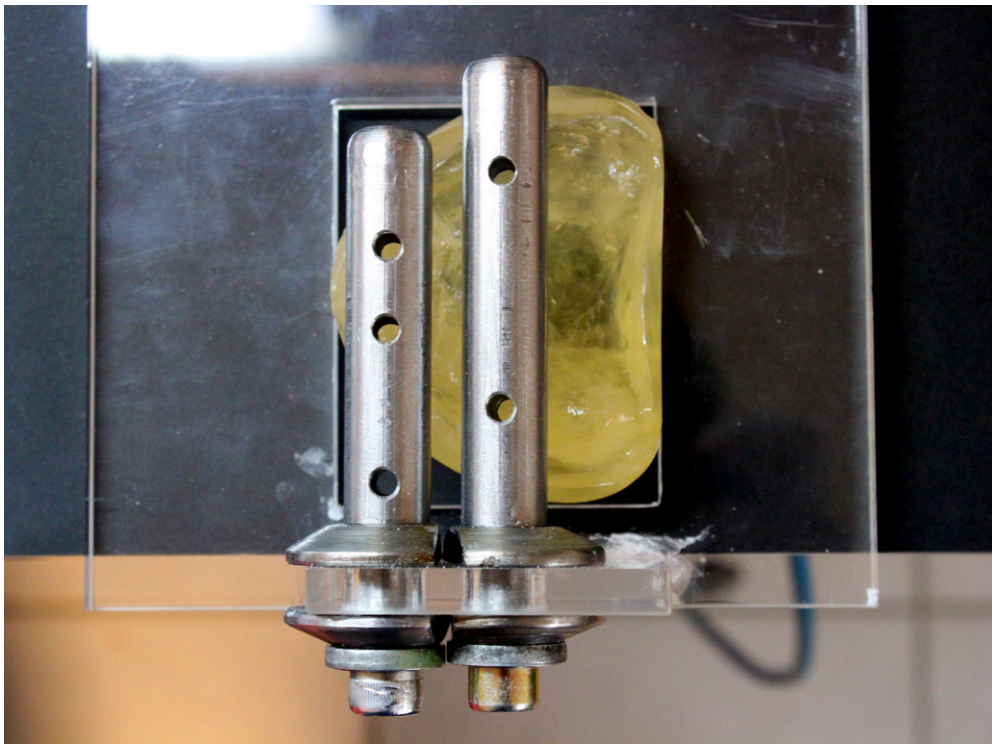
Şekil 3.3. Sirona model tarayıcı görüntüsü



Şekil 3.4. Tasarlanan aparey ve ana model ile uyum görüntüsü.

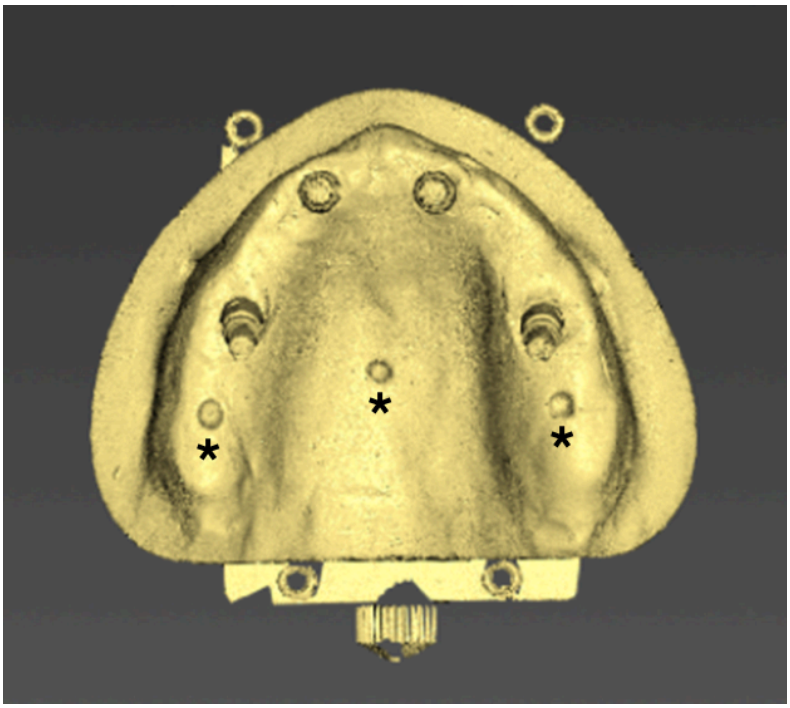
Ana modellerin posterior bölgesine yerleştirilmek istenen farklı açılardaki analoglar için apareyin posterior bölgesine denk gelen yerleştirme çubuğu açılanabilir şekilde tasarlanmıştır. Bu sayede istenilen açıda yerleştirmenin mümkün olması sağlanmıştır.

Tasarlanan aparey pleksi materyalinden lazer kesim ile elde edilip, açılanmayı sağlayacak yerleştirme çubukları çelikten üretilerek tasarıma yerleştirilmiştir (Şekil 3.5).



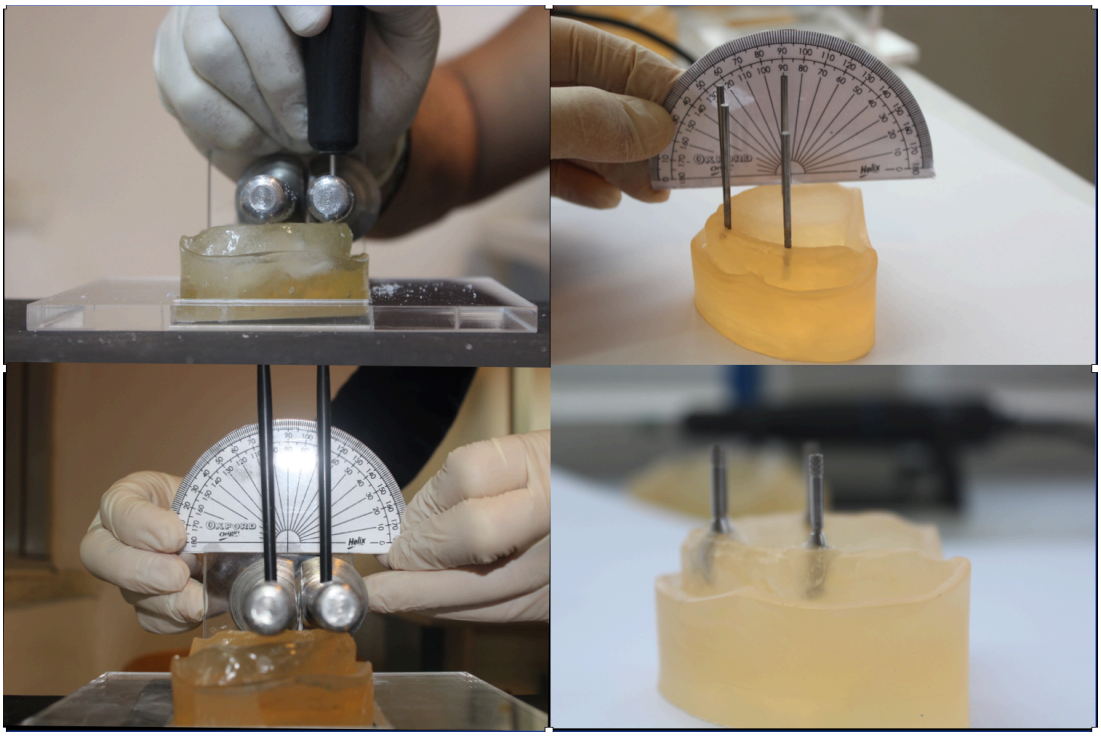
Şekil 3.5 Ana modelin tasarlanan aparey içerisindeki görüntüsü.

Çalışmada 4 farklı ana model bulunmaktadır. Ana modeller elde edildikten sonra dijital çakıştırma işleminde referans noktası olarak kullanılmak üzere üçüncü molar dişler bölgesine ve sutura palatina media'nın orta kısmına denk gelecek şekilde 3 farklı bölgeye çukur şeklinde stabil referans noktaları oluşturulmuştur (Şekil 3.6).



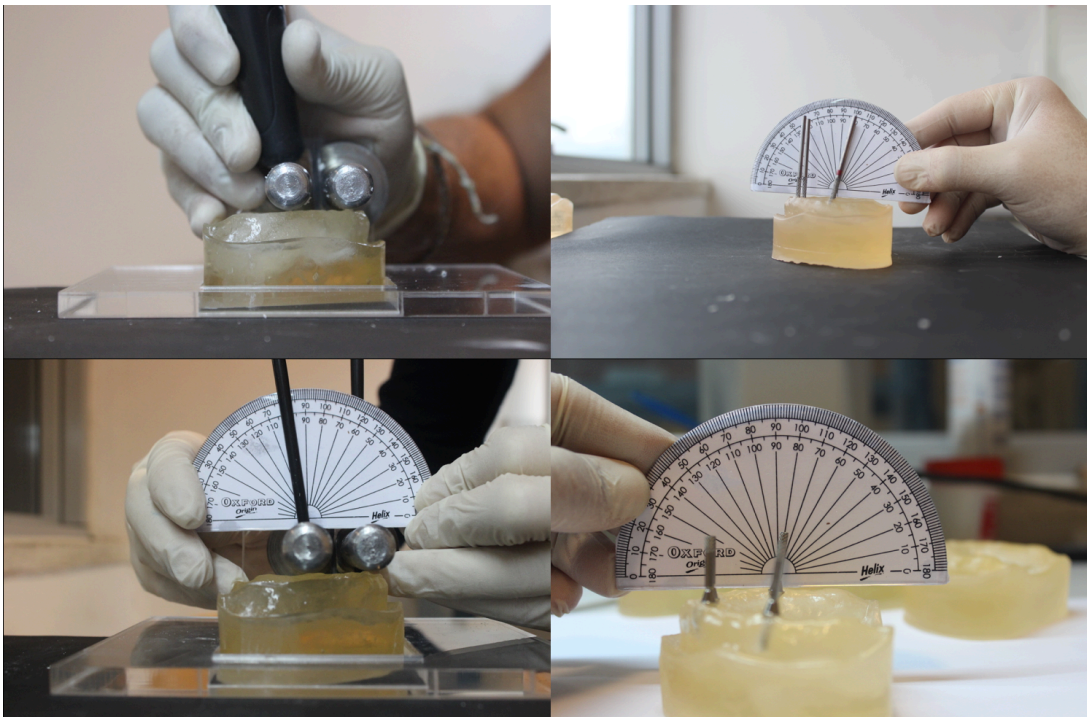
Şekil 3.6. Ana model üzerinde hazırlanan referans noktalarının görüntüsü.

Ana Model 1: Apareye yerleştirilen ana modelin anterior bölgesine yerleştirilecek olan analoglar lateral dişler bölgesine, posterior analoglar 1. molar dişlerin mesialinde konumlanacak ve tüm analoglar birbirleriyle paralel olacak şekilde piyasemen ve canavar frez ile analogların yerleşeceği yuvalar hazırlanmıştır. Daha sonra açılan yuvalara analoglar yerleştirilerek tekrar şeffaf akrilik ilave edilip polimerize edilmiştir. Bu sayede yerleştirilen açıda stabil bir şekilde kalması amaçlanmıştır. Polimerizasyon sonrası açılar kontrol edilmiştir (Şekil 3.7).



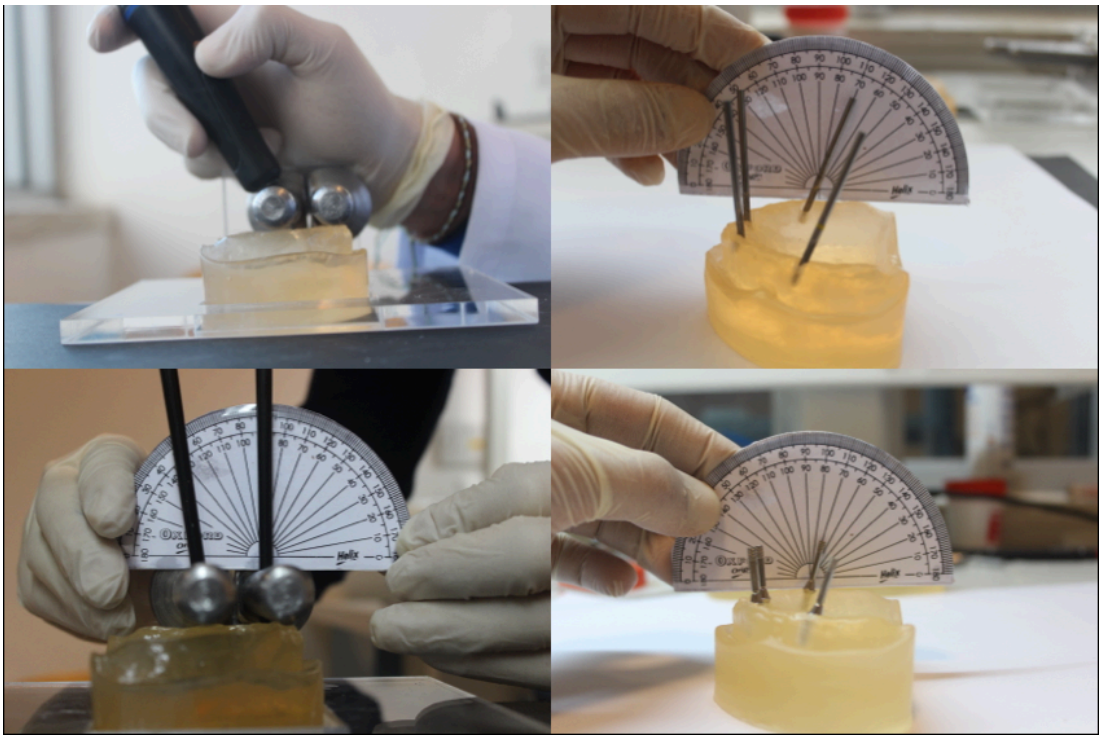
Şekil 3.7. Paralel yerleştirlen ana model görüntüleri.

Ana Model 2: Apareye yerleştirilen ana modelin anterior bölgesine yerleştirilecek olan analoglar lateral dişler bölgesine, posterior analoglar 1. molar dişlerin mesialinde, anteior analoglara göre distale 10 derece eğimli olacak şekilde konumlanıp piyasemen ve canavar frez ile implantların yerleşeceği yuvaları hazırlandı. Daha sonra açılan yuvalara implantlar yerleştirilerek tekrar şeffaf akrilik ilave edilip polimerize edilmiştir. Bu sayede yerleştirilen açıda stabil bir şekilde kalması amaçlanmıştır. Polimerizasyon sonrası açılar kontrol edilmiştir. (Şekil 3.8).



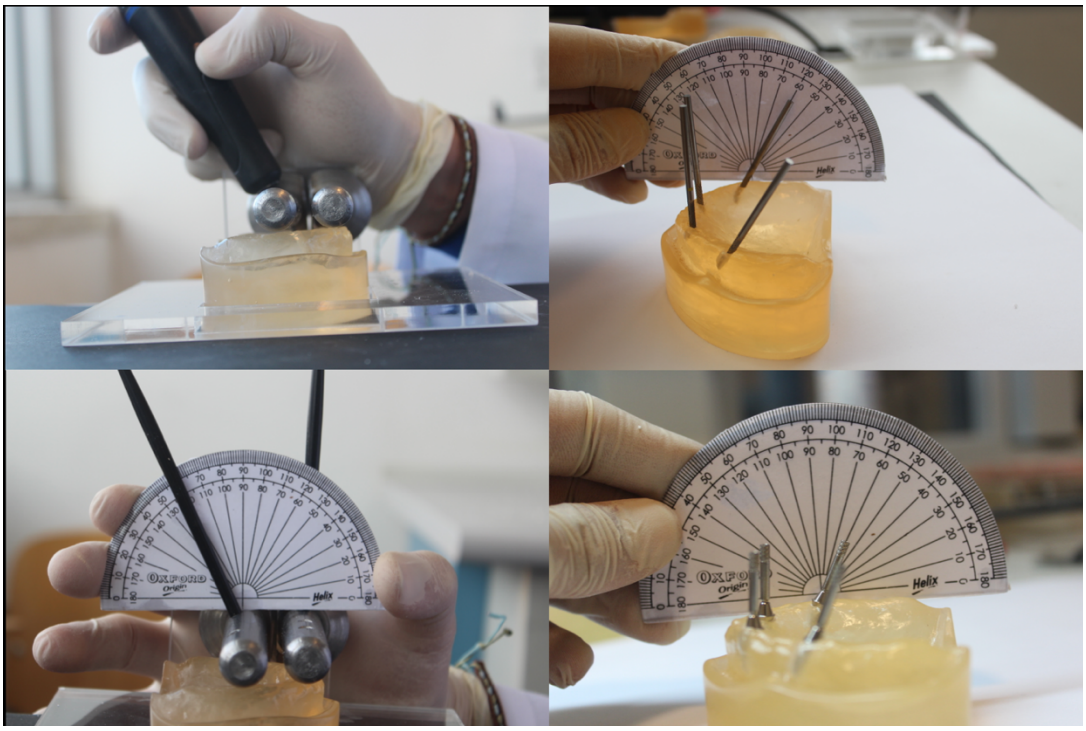
Şekil 3.8. On derece eğimle yerleştirilen ana model görüntüleri.

Ana Model 3: Apareye yerleştirilen ana modelin anterior bölgesine yerleştirilecek olan analoglar lateral dişler bölgesine, posterior analoglar 1. molar dişlerin mesialinde, anteior analoglara göre distale 20 derece eğimli olacak şekilde konumlanıp piyasemen ve canavar frez ile analogların yerleşeceği yuvalar hazırlandı. Daha sonra açılan yuvalara analoglar yerleştirilerek tekrar şeffaf akrilik rezin ilave edilip polimerize edilmiştir. Bu sayede yerleştirilen açıda stabil bir şekilde kalması amaçlanmıştır. Polimerizasyon sonrası açılar kontrol edilmiştir (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Yirmi derece eğimle yerleştirilen ana model görüntüleri.

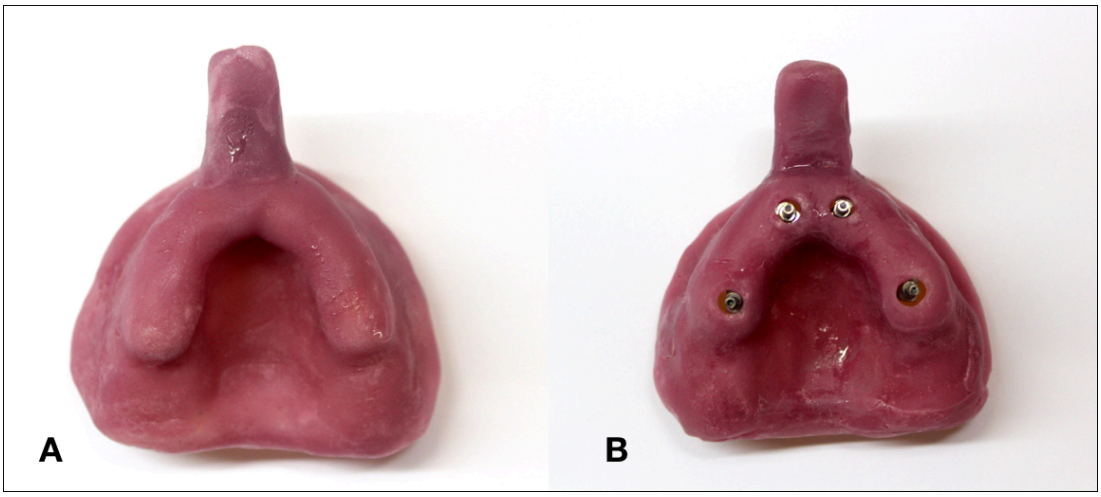
Ana model 4: Apareye yerleştirilen ana modelin anterior bölgesine yerleştirilecek olan analoglar lateral dişler bölgesine, posterior analoglar 1. molar dişlerin mesialinde, anteior analoglara göre distale 30 derece eğimli olacak şekilde konumlanıp piyasemen ve canavar frez ile analogların yerleşeceği yuvaları hazırlandı. Daha sonra açılan yuvalara analoglar yerleştirilerek tekrar şeffaf akrilik ilave edilip polimerize edilmiştir. Bu sayede yerleştirilen açıda stabil bir şekilde kalması amaçlanmıştır. Polimerizasyon sonrası açılar kontrol edilmiştir (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Otuz derece eğimle yerleştirilen ana model görüntüleri.

3.2. Dublike Modellerin Elde Edilmesi

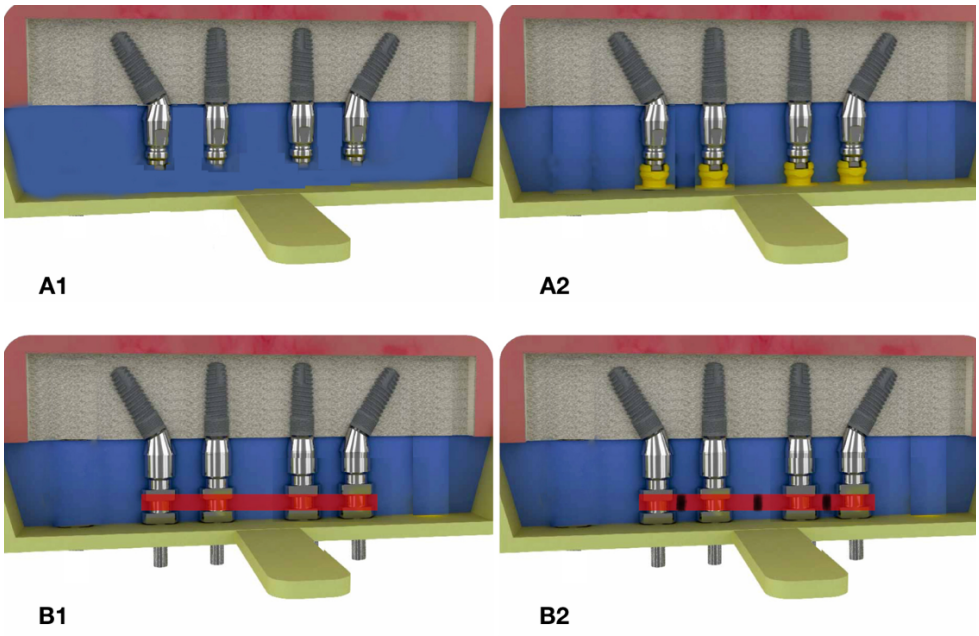
Çalışmamızda ana modellere yerleştirilecek farklı ölçü kopingleri kullanılarak farklı teknikler ile alınan ölçülerle dublike modellerin elde edilmesi planlanmıştır. Her ana modelden elde edilecek dublike modeller için 160 adet ışıkla sertleşen bas plaktan (Plaque Photo, W + P Dental, Hamburg, Almanya) şahsi kaşıklar yapılmış ve polimerize edilmiştir (Tray Lux, Ampac Dental, Rockdale, Avusturya). Seksen şahsi ölçü kaşığı açık kaşık ölçü tekniği prensiplerine göre ölçü kopinglerinin koronal kısımlarında delikler açılarak ve 3 mm rölyef ve 2 tane rehber durdurucu nokta ile şahsi kaşıklar hazırlanmıştır. Seksen şahsi ölçü kaşığı da kapalı ölçü tekniği prensiplerine göre hazırlanmıştır (Şekil 3.11)



Şekil 3.11. Her model için ayrı ayrı üretilen kapalı (A) ve açık (B) şahsi kaşık görüntüleri.

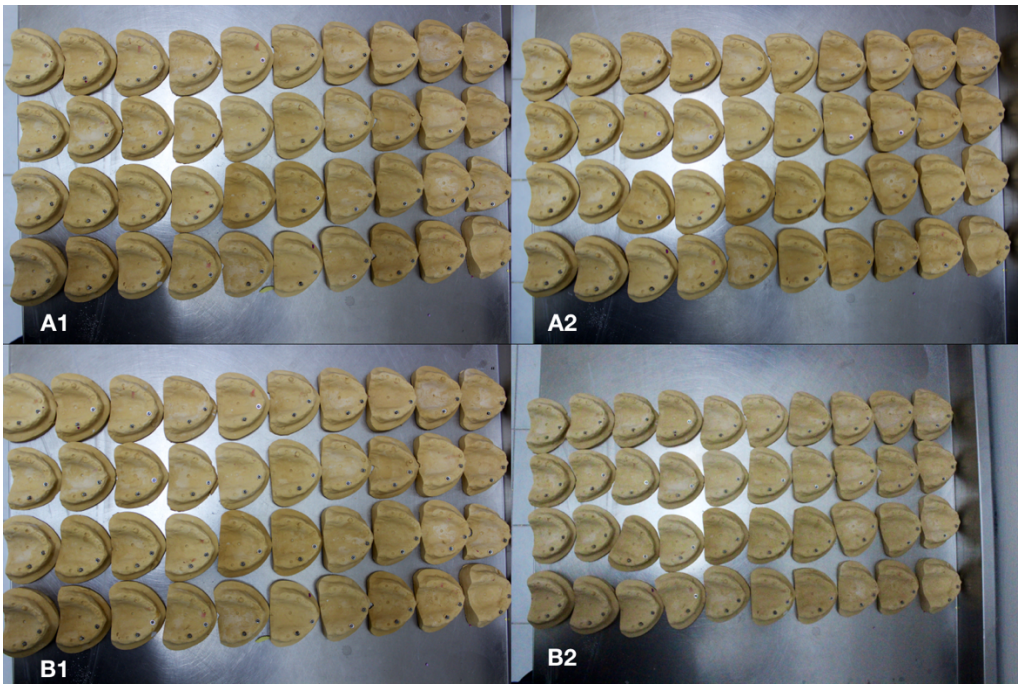
3.3. Ölçü Prosedürleri

Çalışmamızda 4 farklı ölçü tekniği kullanılması planlanmıştır. Her ana modelden kapalı kaşık kepsiz (A1), kapalı kaşık kepli (A2), açık kaşık bağlamalı (B1) ve açık kaşık kesip bağlamalı (B2) ölçü teknikleri ile dublike modeller elde edilmiştir (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Ölçü tekniklerinin şematik görüntüsü.

Her şahsi kaşığa, ölçü adezivi (Universal Tray Adhesive, Zhermarck, Rovigo, İtalya) sürülerek, vinyl polysiloxane (Hydrorise Maxı Monophase, Zhermarck, Rovigo, İtalya) ölçü materyali kullanılarak toplam 160 ölçü modeli elde edilmiştir (n=10) (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Ana gruplardan elde edilen toplam 160 dublike ölçü modellerin görüntüsü.

Bu çalışmanın tamamında vinil polisiloksan monofaz ölçü materyali otomatik karıştırma cihazı (Pentamix 2, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) kullanılarak ölçüler elde edilmiştir. Tüm ölçü tekniklerinde ölçü kopinglerinin etrafına enjektör yardımı ile ölçü materyali uygulanmıştır. Şahsi kaşıklar parmak basıncı ile rehber durdurucular üzerine oturtularak üretici firma tarafından belirtilen süre kadar (7-8 dakika) sertleşmesi beklenilmiştir (Şekil 3.14.).Bütün ölçü işlemlerinde standardizasyonu sağlamak için ölçü tek bir klinisyen tarafından alınmıştır.

Şekil 3.14 Ölçü aşamalarının görüntüsü..

Tüm ölçüler alındıktan sonra tip 4 sert alçı, (Zhermarck Elite Rock, Zhermarck, Rovigo, Italy) akıcı kıvamda iken vibratör üzerinde titreşim ile pörözite oluşturulmamasına dikkat edilerek dublike modeller elde edilmiştir. Tip 4 sert alçı için 2 saat sertleşme süresi beklenmiş ve kırılmalar ve çatlamalar gözlenmeden dikey yönde yavaşça çıkartılarak dublike modeller elde edilmiştir.

3.4. Ölçü Tekniklerinin Uygulanması

Çalışmamızda ölçü teknikleri olarak 4 farklı grup arasında araştırma yapılması planlanmıştır. Ölçü koping vidalarının takılıp çıkartılması işlemleri aynı klinisyen tarafından yapılarak standardizasyonun sağlanması amaçlanmıştır.

3.4.1. Kapalı Kaşık Kepsiz Yöntem (A1)

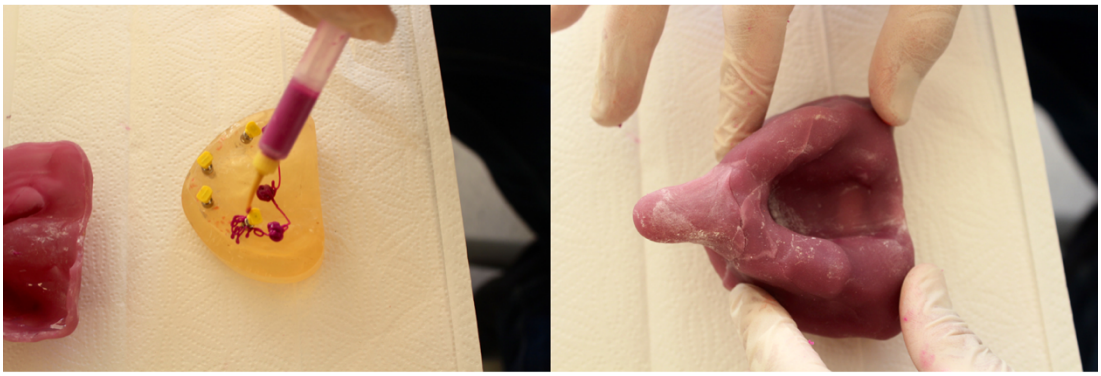
Farklı açılarla yerleştirilmiş olan ana modeldeki analoglara ölçü kopingleri vidalanıp üzerlerine kepsiz kapalı kaşık ölçü kopingleri (T0 32900, NucleOSS) yerleştirilmiştir. Kapalı kaşık ölçü prensiplerine göre, kopinglere ve rehber noktalara enjektör yardımıyla ölçü maddesi uygulanmıştır. Aynı anda kapalı kaşıkların içerisine de ölçü karıştırma makinesi yardımı ile ölçü maddesi doldurulmuş ve modellerin üzerine yerleştirilmiştir. Ölçü sertleştikten sonra ana model ölçü kaşığından dikey yönde çıkartılıp, ölçü kopinglerine *multi-unit* analoglar (T0 32202, NucleOSS) bağlanarak dublike modeller elde edilmiştir. Her ana model için bu teknikde 10 adet ölçü alınmıştır. Kapalı kaşık kepsiz tekniği için 4 ana modelden toplam 40 dublike model elde edilmiştir (Şekil 3.15)

Şekil 3.15. Kapalı kaşık kepsiz yöntem görüntüsü.

3.4.2. Kapalı Kaşık Kepli Yöntem (A2)

Farklı açılarla yerleştirilmiş olan ana modeldeki analoglara kapalı kaşık ölçü kopingleri (T0 32607, NucleOSS) vidalanıp, kepler, ölçü kopingleri ve rehber noktalara kapalı kaşık ölçü prensiplerine göre, enjektör yardımı ölçü maddesi uygulanmıştır. Aynı anda kapalı kaşıkların içerisine de ölçü karıştırma makinesi yardımı ile ölçü maddesi doldurulmuş ve modellerin üzerine yerleştirilmiştir. Ölçü sertleştikten sonra ana model dikey yönde ölçü

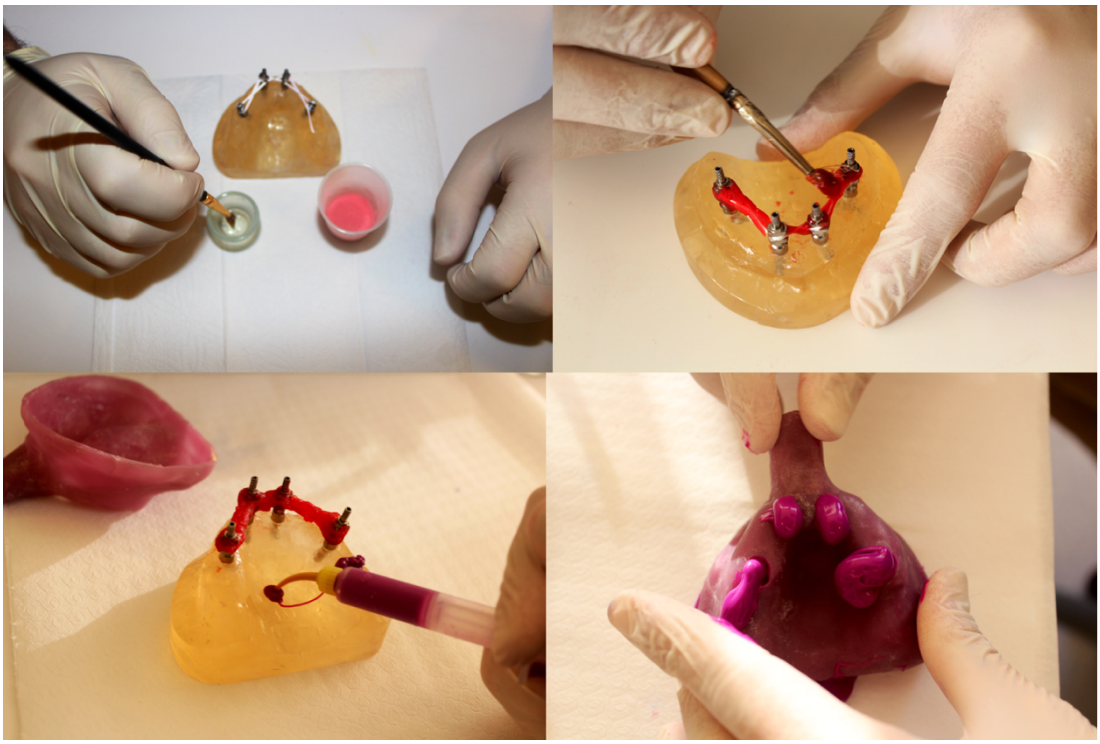
kaşığından çıkartılıp, ölçü kopinglerine *multi-unit* analoglar (T0 32202, NucleOSS) bağlanarak, ölçünün içerisinde bulunan kep referans alınarak yerleştirilip dublike modeller elde edilmiştir. Her ana model için bu teknikte 10 adet ölçü alınmıştır. Kapalı kaşık kepli teknik için 4 ana modelden toplam 40 dublike model elde edilmiştir. (Şekil 3.16)



Şekil 3.16. Kapalı kaşık kepli ölçü tekniği görüntüsü.

3.4.3. Açık Kaşık Bağlamalı Yöntem (B1)

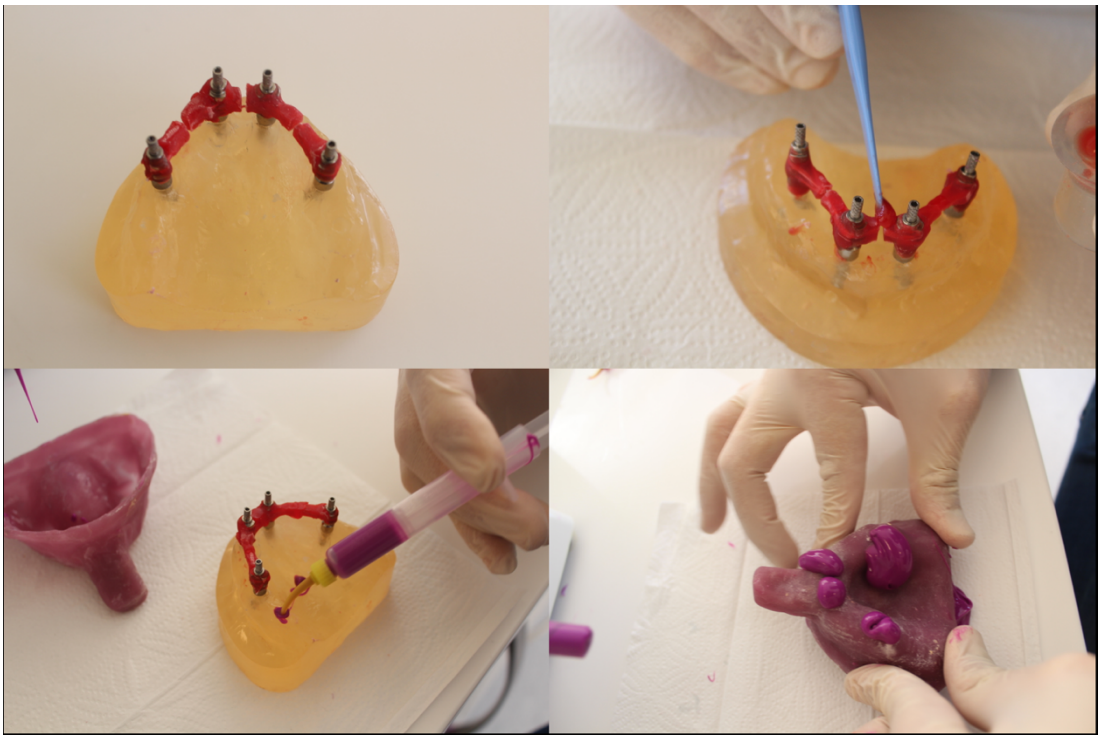
Açık kaşık ölçü kopingleri (T0 32608, NucleOSS) ana modeldeki analoglara vidalanıp diş ipi ve otopolimerizan akrilik rezin (Pattern Resin LS, GC America Inc., Alsip, IL, Amerika Birleşik Devletleri) ile bağlanmıştır. Ölçü materyali enjektör yardımı ile açık kaşık ölçü kurallarına göre ölçü kopinglerine akrilik rezin barın her tarafına uygulanmıştır. Aynı anda açık kaşıkların içerisine de ölçü karıştırma makinesi yardımı ile ölçü maddesi doldurulmuş ve modellerin üzerine yerleştirilmiştir. Ölçü sertleştikten sonra vidalar gevşetilmiş ve ana model kaşıktan dikey yönde çıkartılmıştır. Ölçü materyali içerisindeki kopinglere *multi-unit* analoglar bağlanarak dublike modeller elde edilmiştir. Her ana model için bu teknikte 10 adet ölçü alınmıştır. Açık kaşık bağlamalı yöntem için 4 ana modelden toplam 40 dublike model elde edilmiştir (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. Açık kaşık bağlamalı teknik görüntüsü.

3.4.4. Açık Kaşık Kesip Bağlamalı Yöntem (B2)

Açık kaşık ölçü kopingleri ana modeldeki analoglara vidalanıp diş ipi ve otopolimerizan akrilik rezin ile bağlanmıştır. Bağlanma yapıldıktan 17 dakika sonra, akrilik rezin kesilip ana model üzerinde tekrar otopolmerizan akrilik rezin kullanılarak bağlama yapılmıştır. Ölçü materyali enjektör yardımı ile açık kaşık ölçü kurallarına göre ölçü kopinglerine ve bağlanan akrilik rezin barın her tarafına uygulanmıştır. Aynı anda açık kaşıkların içerisine de ölçü karıştırma makinesi yardımı ile ölçü maddesi doldurulmuş ve modellerin üzerine yerleştirilmiştir. Ölçü sertleştikten sonra vidalar gevşetilmiş ve ana model kaşıktan dikey yönde çıkartılmıştır. Ölçü materyali içerisindeki ölçü kopinglerine analoglar bağlanarak her ana model için bu teknikte 10 adet ölçü alınmıştır. Açık kaşık kesip bağlamalı yöntem için 4 ana modelden toplam 40 dublike model elde edilmiştir (Şekil 3.18).



Şekil 3.18. Açık kaşık kesip bağlamalı teknik görüntüsü.

3.5. Modellerin Çakıştırılması

Çalışmamız, farklı açılanmaya sahip ana modeller üzerinden, farklı ölçü teknikleri kullanılarak elde edilen dublike modellerdeki açısal ve konumsal sapmayı araştırmayı amaçlamaktadır. Bunun için hazırlanan ana ve dublike modellerin 3 boyutlu tarama verilerinin çakıştırılması ile hassasiyetleri değerlendirilmiştir.

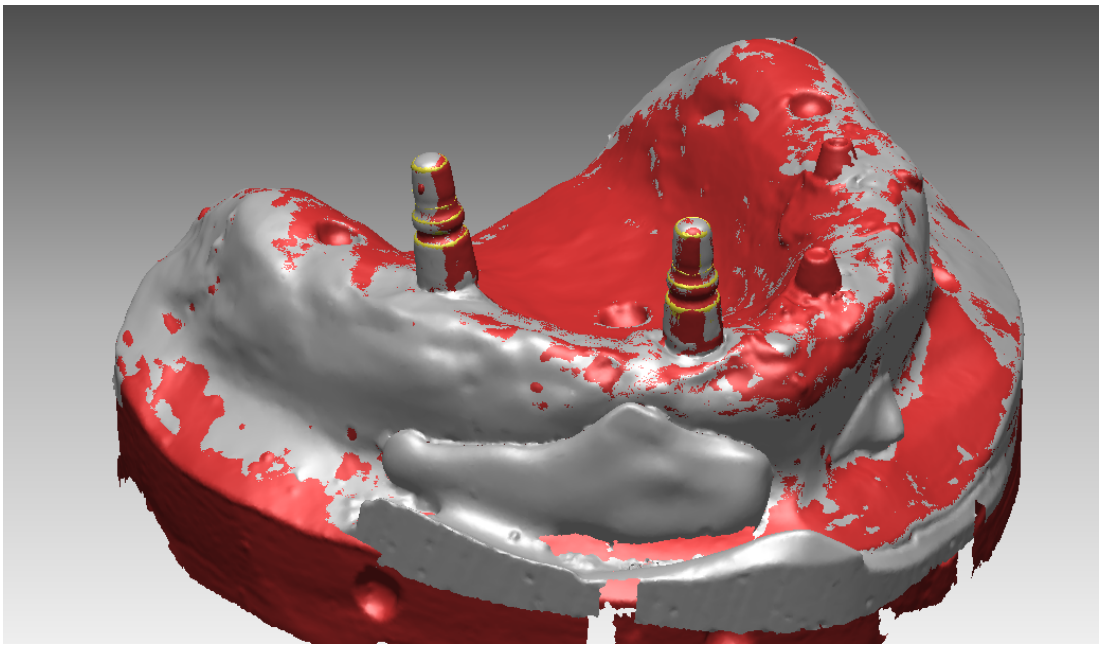
Ana modeller üzerinde çakıştırma işleminde referans kabul edilmesi için 3. molar dişler gölgesine ve palatinal bölgenin orta noktasına bir çukur açılmıştır. Böylece ana ve dublike modeller çakıştırıldığında bu referans noktaların denk getirilmesi ile kontrolün sağlanması amaçlanmıştır. Araştırmamızda dublike modeller elde edilirken sadece sol tarafta bulunan analoglar yerleştirilerek superpozisyon işleminin tek taraflı yapılması planlanmıştır.

Ölçü prosedürlerinin ardından, aynı çeşit ölçü kopingi ana modellere ve dublike modellere vidalanmıştır. Tarama işlemi sırasında metal ölçü kopingi ve ana model üzerine gelen ışınlarda yansımayı önlemek için tüm yüzeylere bir kalem vasıtası ile tek tabaka tarama boyası uygulanmıştır. Analizler için 10µm hassasiyetli optik tarayıcı (Activity 880, smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) ile 3 boyutlu tarama yapılmıştır (Şekil 3.19).

Şekil 3.19. Taramanın yapıldığı Activity 880 smart optik tarayıcı görüntüsü.

Elde edilen ana ve dublike modelin tarama verileri çakıştırma programına (VRMesh Studio, VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, Amerika Birleşik Devletleri) aktarılarak analizleri yapılmıştır. Ana model sabit kabul

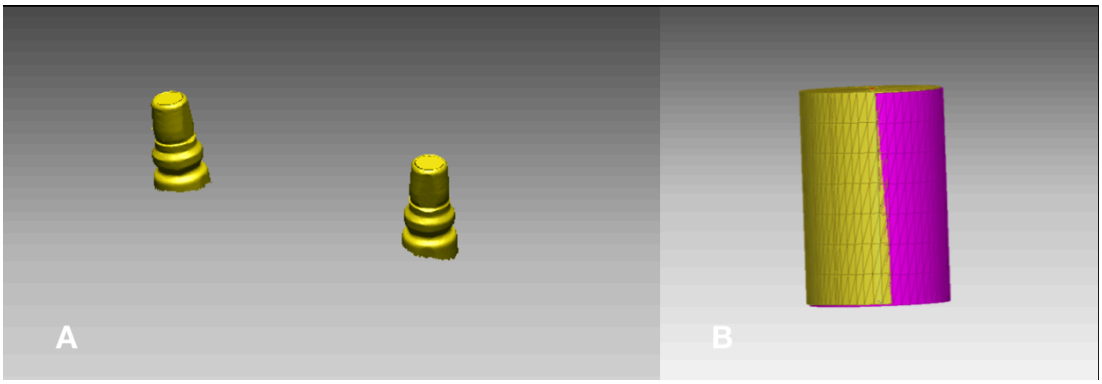
edilerek diğer taraması yapılan dublike modeller VrMesh yazılımında referans noktaları rehber kabul edilerek üst üste çakıştırılmıştır (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. Çakıştırılan ana ve dublike modellerin görüntüsü.

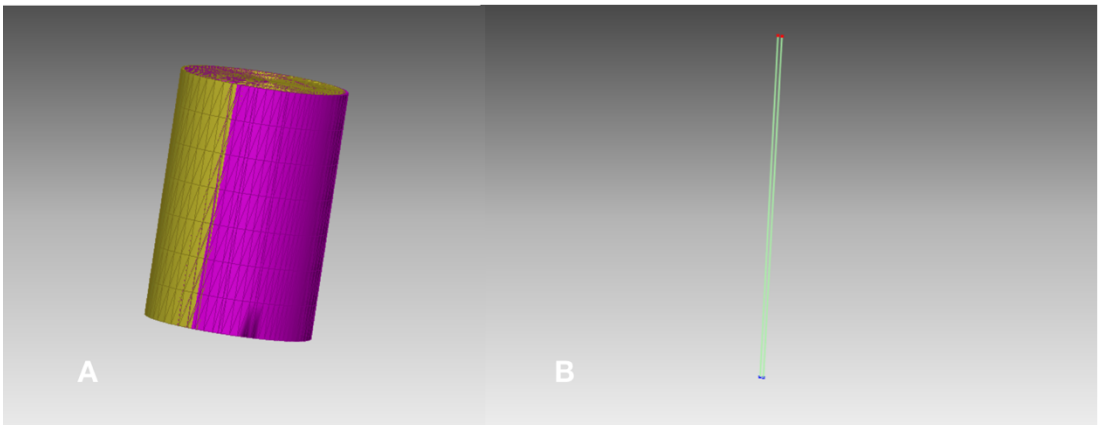
3.6. Açısal ve Konumsal Sapma Analizlerinin Yapılması

Ana ve dublike model verilerinin çakıştırılması sonrası açısal ve konumsal sapma değerlerinin elde edilmesi için ölçü kopingleri üzerindeki sapma değerleri incelenmiştir. Bunun için çakıştırılan modellerdeki ölçü kopingleri dışındaki bütün model görüntüleri kesilip çıkartılmıştır. Analoglara bağlanan ölçü kopingleri temsili silindirler olarak modellenmiştir ve silindirler üzerindeki açısal ve konumsal sapma değerleri hesaplanmıştır (Şekil 3.21).



Şekil 3.21. Çakıştırılan modellerden sadece ölçü kopinglerinin elde edilmesi (A) ve daha sonra bu kopinglerden oluşturulan temsili silindirlerin görüntüsü (B).

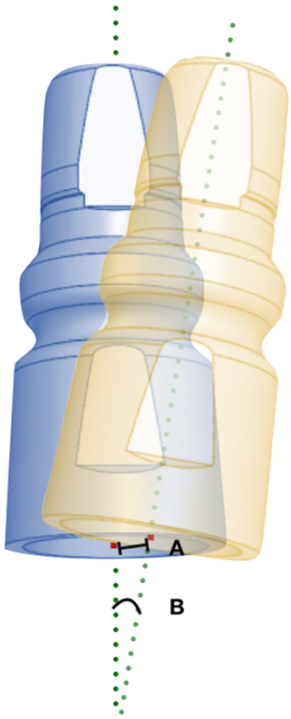
Oluşturulan silindirlerin apikal ve koronal bölgelerindeki orta merkezlerin x,y,z koordinatları kaydedilmiştir. İlk nokta silindirlerin apikaline diğer nokta ise silindirlerin koronal bölgesinde belirlenmiştir (Şekil 3.22).



Şekil 3.22. Oluşturulan silindirlerin apikal ve koronal noktalarının belirlenmesi görüntü.

Ana ve dublike model silindirinin apikalinde belirlenen noktalar konumsal sapmayı, ana ve dublike model silindirlerin koronallerinde işaretlenen noktaların uzun aksları arasındaki açısal farklılıklar açısal sapmayı belirlemede kullanılmıştır (Şekil 3.23). Elde edilen x, y, ve z koordinatları ile 3

farklı vektör arasındaki açısal sapmayı belirlemek için yapılan analitik geometri hesaplamaları sonucunda ; $\boldsymbol{Cos(Q)} = \frac{\vec{v}\times\vec{w}}{\|\vec{v}\|\|\vec{w}\|}$ formülü kullanılarak açısal sapma bilgisayar programı yardımıyla belirlenmiştir. Formülde ki V değeri ana modeldeki koordinatları, W değeri ise dublike modeldeki koordinatları göstermektedir. Ana ve dublike modellerden elde edilen silindirler arasındaki konumsal fark da yine bilgisayar programı yardımı ile 3 farklı vektör arasındaki lineer sapma içinde $\boldsymbol{D} = \sqrt[2]{(\boldsymbol{X}_{\vec{v}} - \boldsymbol{X}_{\vec{w}}) + (\boldsymbol{Y}_{\vec{v}} - \boldsymbol{Y}_{\vec{w}}) + (\boldsymbol{Z}_{\vec{v}} - \boldsymbol{Z}_{\vec{w}})}$, formülü kullanılarak hesaplanmıştır. Formülde ki V değeri ana modeldeki koordinatları, W değeri ise dublike modeldeki koordinatları göstermektedir. Belirtilen formüllerin hiçbiri manuel olarak hesaplanmayıp bilgisayar yardımıyla hesaplanmıştır.



Şekil 3.23. Ana ve dublike modellere bağlanan kopinglerin çakıştırılması sonucu konumsal (A) ve açısal (B) sapmanın temsili görüntüsü.

3.7. Verilerin İstatistiksel Analizi

3.7.1. 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 yürütmek 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 yinelenen model kullanılması kararlaştırılmıştır

3.7.2. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz için GraphPad Prism(Prism, GraphPad Software, La Jolla, CA 92037, Amerika Birleşik Devletleri) programı kullanılmıştır. Gruplar arasındaki dağılım çift yönlü varyans analizi ile incelenmiştir. Distorsiyon değerleri S ($S<0,05$) istatistiksel olarak anlamlı değerlendirilmiştir. Değerlendirilen değişken ölçü teknikleridir. Çoklu grup incelemesi için post-hoc testi kullanılmıştır. Ölçü tekniklerinin karşılaştırılması için The Friedman's testi kullanılmıştır. Açılı implantlardaki (paralel, 10', 20' ve 30' derece açılı) dikkate değer değişkenler için Bonferroni testi kullanılmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmamızda 4 ana model üzerinden 4 farklı teknikle toplam 160 dublike model elde edilmiştir. Her dublike model ile ana model çakıştırılıp anterior ve posterior bölgelere yerleştirilen analoglarda açısal ve konumsal sapma değerleri istatistiksel olarak hesaplanmıştır (Tablo 4.1.- 4.2.)

Tablo 4.1. Anterior ve posterior analoglardaki açısal sapmaya (derece) ait standart sapma ve ortalamaları gösterilmiştir. Aynı satır veya sütunda bulunan aynı harfler o gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir (P<.05).

		PARALEL GRUP (Ort ± SS)	10 DERECE GRUP (Ort ± SS)	20 DERECE GRUP (Ort ± SS)	30 DERECE GRUP (Ort ± SS)
ANTERIOR AÇISAL SAPMA	A1	0.03 ± 0.02 ^{A,a}	0.08 ± 0.09 ^{B,a}	0.07 ± 0.03 ^{B,a}	0.13 ± 0.15 ^{B,a}
	A2	0.07 ± 0.15 ^{A,a}	0.05 ± 0.04 ^{A,B,a,b}	0.05 ± 0.05 ^{A,B,a,b}	0.09 ± 0.11 ^{B,a}
	B1	0.06 ± 0.11 ^{A,a}	0.03 ± 0.01 ^{A,b}	0.03 ± 0.02 ^{A,b}	0.07 ± 0.09 ^{A,b}
	B2	0.03 ± 0.03 ^{A,a}	0.03 ± 0.04 ^{A,b}	0.05 ± 0.12 ^{A,b}	0.06 ± 0.05 ^{A,b}
POSTERIOR AÇISAL SAPMA	A1	0.04 ± 0.01 ^{A,a}	0.1 ± 0.08 ^{B,C,a}	0.06 ± 0.02 ^{A,B,a}	0.16 ± 0.14 ^{B,a}
	A2	0.07 ± 0.14 ^{A,a}	0.08 ± 0.05 ^{A,a}	0.07 ± 0.05 ^{A,B,a}	0.1 ± 0.12 ^{B,a,b}
	B1	0.05 ± 0.11 ^{A,B,a}	0.04 ± 0.01 ^{A,b}	0.06 ± 0.02 ^{A,B,a,b}	0.09 ± 0.08 ^{B,b,c}
	B2	0.04 ± 0.03 ^{A,a}	0.04 ± 0.05 ^{A,b}	0.05 ± 0.12 ^{A,b}	0.07 ± 0.14 ^{A,c}

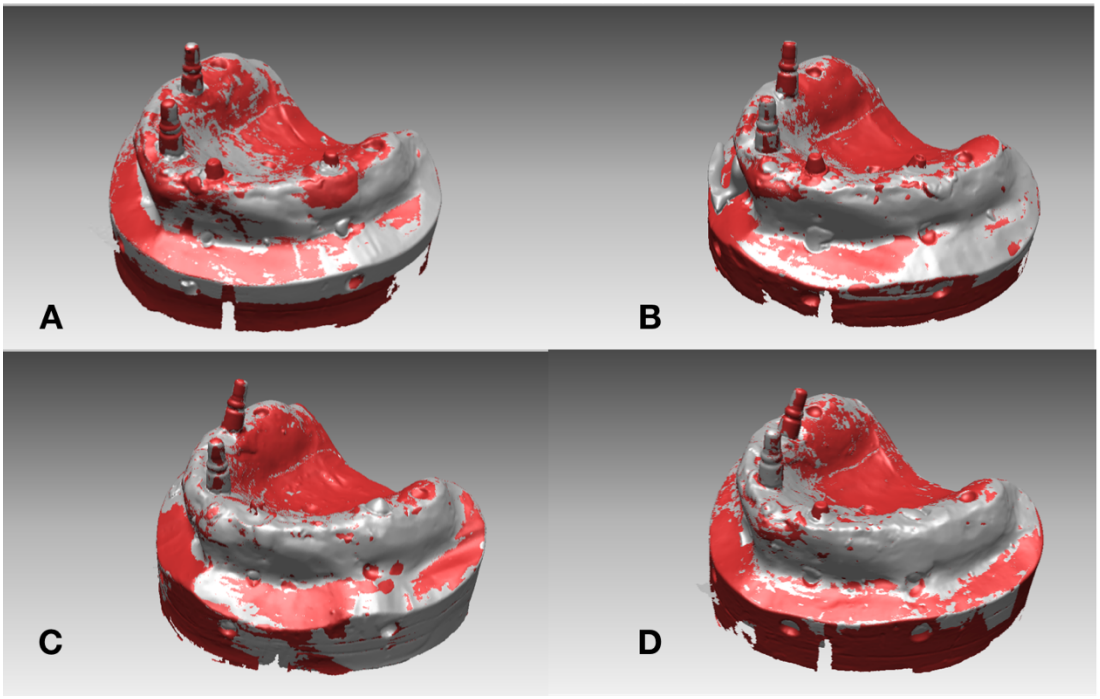
Tablo 4.2. Anterior ve posterior analoglardaki konumsal sapmaya (mm) ait standart sapma ve ortalamaları gösterilmiştir. Aynı satır veya sütunda bulunan aynı harfler o gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığını göstermektedir (P<.05).

		PARALEL GRUP (Ort ± SS)	10 DERECE GRUP (Ort ± SS)	20 DERECE GRUP (Ort ± SS)	30 DERECE GRUP (Ort ± SS)
ANTERIOR KONUMSAL SAPMA	A1	0.29 ± 0.13 ^{A,a}	0.39 ± 0.21 ^{A,B,a}	0.49 ± 0.09 ^{B,a}	0.54 ± 0.22 ^{B,a}
	A2	0.29 ± 0.12 ^{A,a}	0.38 ± 0.12 ^{A,B,a}	0.43 ± 0.19 ^{A,B,a}	0.49 ± 0.09 ^{B,a}
	B1	0.27 ± 0.16 ^{A,a}	0.29 ± 0.06 ^{A,B,a}	0.43 ± 0.17 ^{B,a}	0.42 ± 0.09 ^{B,a}
	B2	0.24 ± 0.13 ^{A,a}	0.28 ± 0.1 ^{A,B,a}	0.43 ± 0.08 ^{B,a}	0.39 ± 0.14 ^{A,B,a}
POSTERIOR KONUMSAL SAPMA	A1	0.23 ± 0.18 ^{A,a}	0.43 ± 0.09 ^{A,a}	0.57 ± 0.18 ^{B,a}	0.75 ± 0.17 ^{B,a}
	A2	0.27 ± 0.14 ^{A,a}	0.33 ± 0.11 ^{A,a,b}	0.66 ± 0.21 ^{B,a}	0.67 ± 0.24 ^{B,a,b}
	B1	0.21 ± 0.12 ^{A,a}	0.27 ± 0.09 ^{A,a,b}	0.47 ± 0.15 ^{B,a,c}	0.60 ± 0.17 ^{B,b}
	B2	0.1 ± 0.04 ^{A,a}	0,2 ± 0.08 ^{A,b}	0,4± 0.07 ^{B,b,c}	0.5± 0.08 ^{B,c}

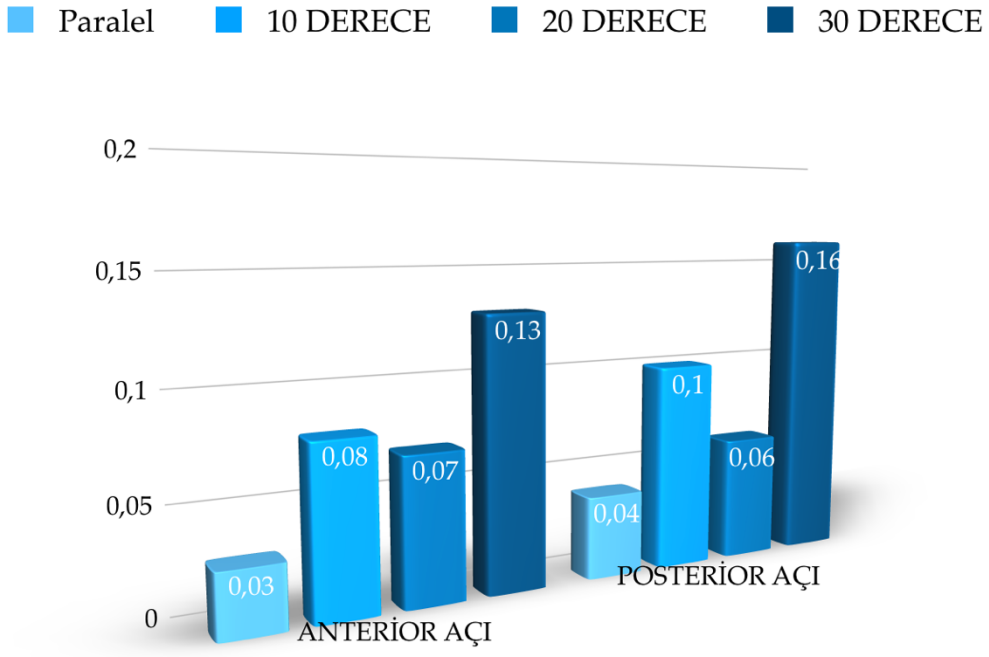
4.1. Ölçü Tekniğine Göre Yapılan İstatistiksel İnceleme

4.1.1. Kapalı Kaşık Kepsiz Ölçü Tekniği Bulguları

İndirekt ölçü tekniği olarakda adlandırılan bu teknikte ana modeldeki analogların üzerine yerleştirilen kapalı kaşık ölçü kopingleri (T0 32900, NucleOSS) üzerinden elde edilen 40 dublike modelin çakıştırılması ile elde edilen veriler istatistiksel olarak incelenmiştir(Şekil 4.1.).



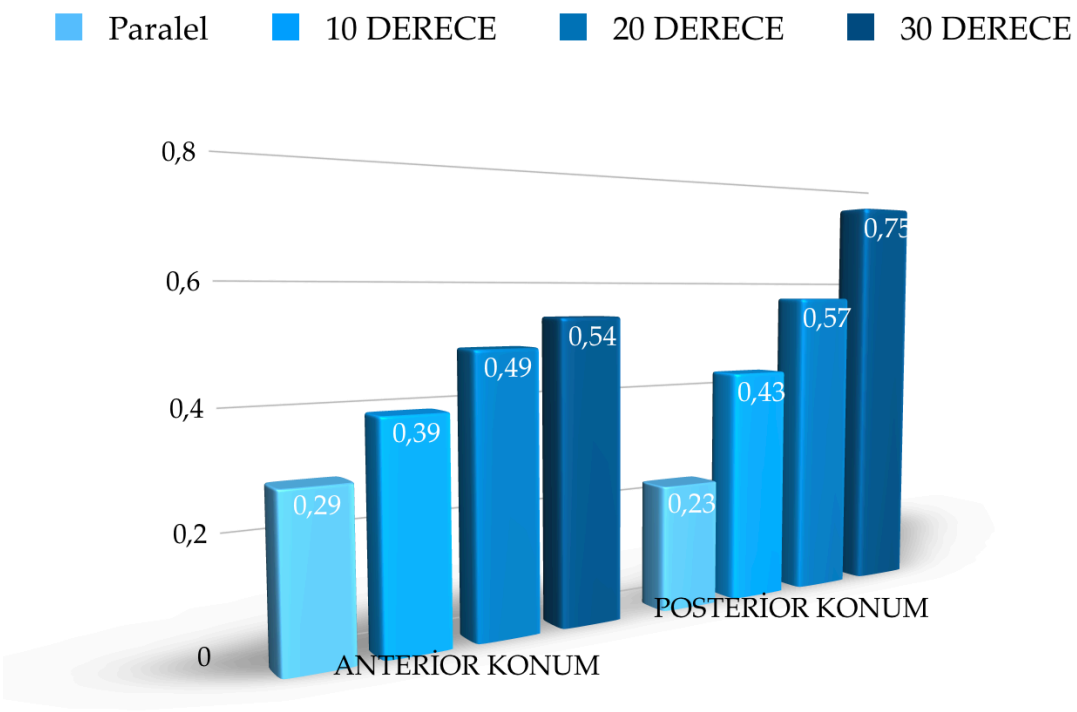
Şekil 4.1. Kapalı kaşık kepsiz teknikte elde edilen, paralel (A),10 derece(B), 20 derece (C) ve 30 derece (D) ana ve dublike modellerin çakıştırma görüntüsü.



Şekil 4.2. Kapalı kaşık kepsiz ölçü tekniğinden elde edilen açısal sapma değerleri.

Kapalı kaşık ölçü tekniğinde açısal sapmanın incelendiği istatistiksel verilerde; anterior bölgede paralel yerleştirilen grup ile 10, 20 ve 30 derece açı ile yerleştirilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunup *(P<.05)* 10, 20 ve 30 derece yerleştirilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Şekil 4.2.) *(P>.05).*

Posterior bölge için yapılan istatistiksel incelemede paralel ile 10 dereceli grup arasında ve paralel ile 30 dereceli grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenirken *(P<.05)*, 20 dereceli grupla diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Şekil 4.2.) *(P>.05)*.



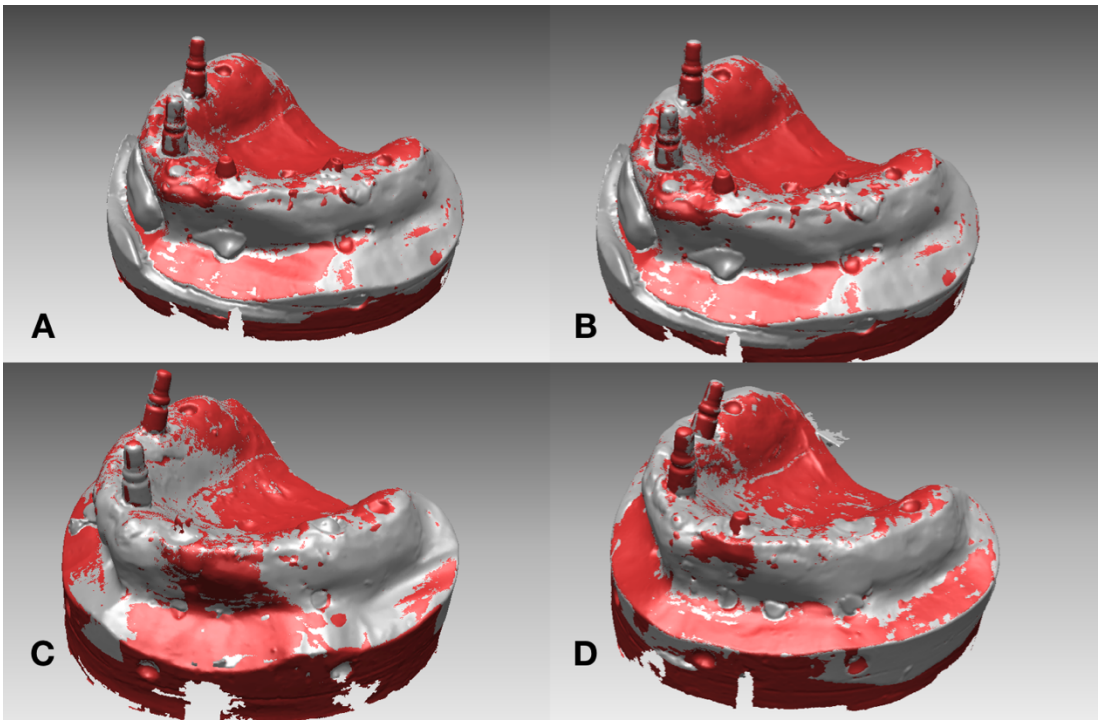
Şekil 4.3. Kapalı kaşık kepsiz ölçü tekniğinde elde edilen konumsal sapma değerleri.

Kapalı kaşık ölçü tekniğinde konumsal sapmanın incelendiği istatistiksel verilerde; anterior bölgeye yerleştirilen implantlarda paralel ile 20 ve 30 dereceli gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenirken *(P<.05)*, paralel ve 10 dereceli grup arasında ve 10, 20 ve 30 dereceli grupların kendileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Şekil 4.3.) *(P>.05)*.

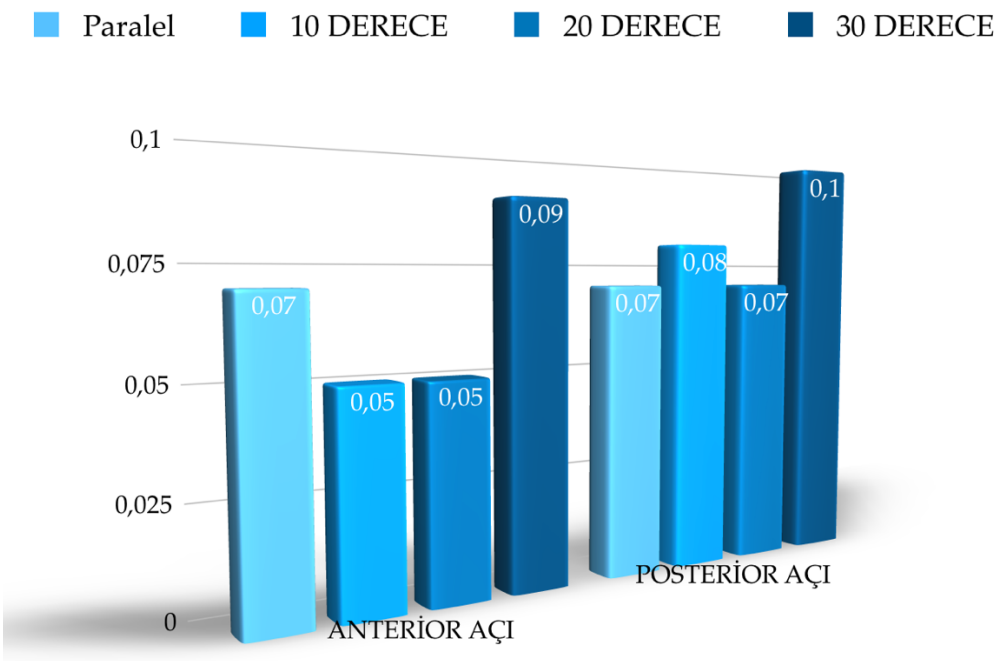
Posterior bölgede yapılan incelemede ise paralel ve 10 dereceli grup arasında ve 20 ile 30 dereceli gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmez iken *(P>.05)* paralel ve 10 dereceli grupların 20 ve 30 dereceli gruplarla aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir (Şekil 4.3.) *(P<.05)*.

4.1.2. Kapalı Kaşık Kepli Ölçü Tekniği Bulguları

Modifiye edilerek indirekt ölçü tekniği olarak kullanılması amaçlanan bu teknikte analogların üzerine yerleştirilen kapalı kaşık ölçü kopingi üzerine oturtulan bir kep ile alınan ölçü yöntemidir. 4 farklı açıda yerleştirilen ana model ile 40 dublike modelin çakıştırılmasıyla elde edilen veriler istatistiksel olarak incelenmiştir (Şekil 4.4.).



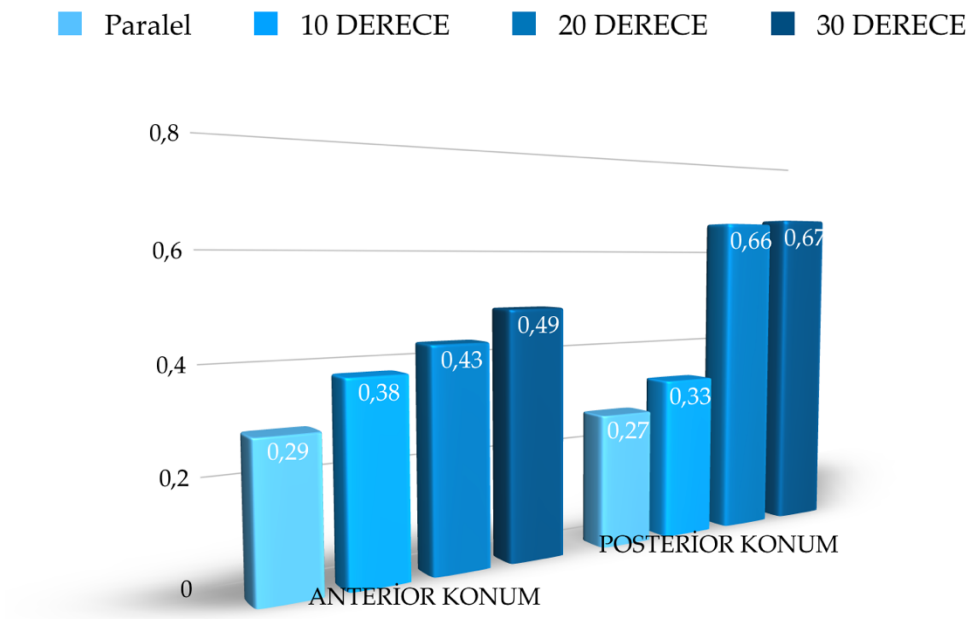
Şekil 4.4. Kapalı kaşık kepli teknikte elde edilen, paralel (A),10 derece(B), 20 derece (C) ve 30 derece (D) ana ve dublike modellerin çakıştırma görüntüsü.



Şekil 4.3. Kapalı kaşık kepli ölçü tekniğinden elde edilen açısal sapma değerleri.

Kapalı kaşık kepli ölçü tekniğinde açısal sapmanın incelendiği istatistiksel verilerde anterior bölgede paralel grup ile 30 derece grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuşken *(P<.05)* paralel grup, 10 dereceli grup ve 20 dereceli gruplar ile 10 derece, 20 derece ve 30 dereceli grupların birbirleri aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç bulunamamıştır (Şekil 4.5.) *(P>.05)*.

Posterior bölgede yapılan açısal sapmanın incelendiği istatistiksel verilerde; paralel grup ile 10 derece ve 20 dereceli grup arasında, 20 dereceli grup ile 30 derece grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken *(P>.05),* paralel ve10 derece grup ile 30 dereceli grup aralasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmektedir (Şekil 4.5.) *(P<.05)*.



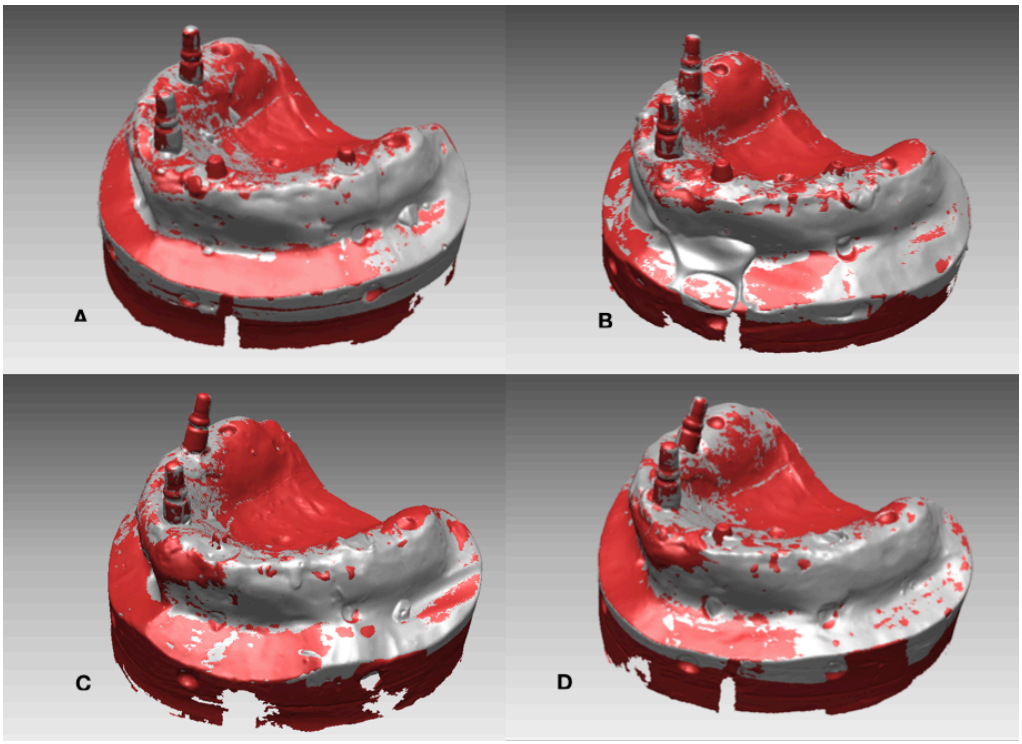
Şekil 4.4. Kapalı kaşık kepli ölçü tekniğinden elde edilen konumsal sapma değerleri.

Kapalı kaşık kepli ölçü tekniğinde konumsal sapmanın incelendiği istatistiksel verilerde anterior bölgede paralel ve 30 dereceli grup arasında istatistksel olarak fark gözlenirken *(P<.05)* paralel grup ile 10 ve 20 dereceli grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir *(P>.05).* 10 dereceli, 20 dereceli ve 30 dereceli grupların kendileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir (Şekil 4.6.) *(P>.05)*.

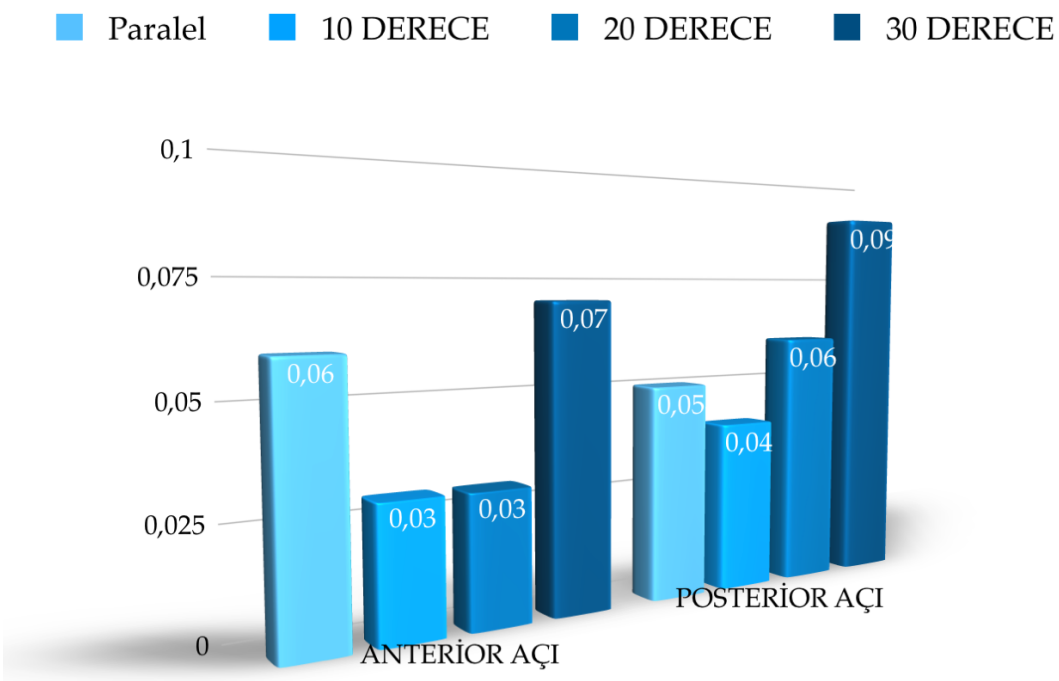
Posterior bölgede yapılan incelemede ise paralel ve 10 dereceli grup arasında ve 20 ile 30 dereceli grupların kendileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmez iken *(P>.05)* paralel ve 10 dereceli grupların 20 ve 30 dereceli gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir (Şekil 4.6.) *(P<.05)*.

4.1.3. Açık Kaşık Bağlamalı Ölçü Tekniği Bulguları

Kapalı kaşığın aksine, implantların açılanması nedeniyle ölçü materyalinde oluşabilecek deformasyon riskini azaltmak için kullanılması tercih edilmektedir. Açık kaşık kopinglerin bağlandığı tekniğin değerlendirilmesi için 4 farklı açıda yerleştirilen ana model ile 40 dublike modelin çakıştırılması ile elde edilen veriler istatistiksel olarak incelenmiştir (Şekil 4.7).



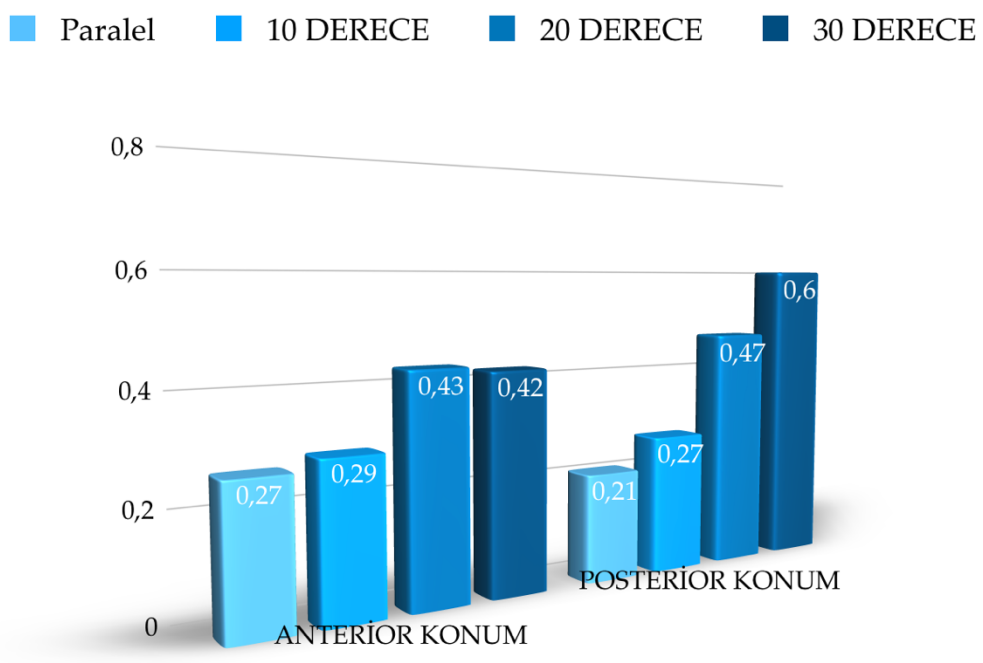
Şekil 4.7. Açık kaşık ölçü kopinglerinin bağlandığı teknikten elde edilen, paralel (A),10 derece(B), 20 derece (C) ve 30 derece (D) ana ve dublike modellerin çakıştırma görüntüsü.



Şekil 4.8. Açık kaşık bağlamalı ölçü tekniğinden elde edilen açısal sapma değerleri.

Açık kaşık bağlamalı ölçü tekniğinde açısal sapmanın incelendiği istatistiksel verilerde anterior bölgede gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Şekil 4.8.) *(P>.05)*.

Posterior bölgede yapılan açılsal sapmanın incelendiği istatistiksel verilerde, 10 dereceli grup ile 30 dereceli grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenirken *(P<.05)*, paralel, 10 derece ve 20 dereceli grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Şekil 4.8.) *(P>.05)*.



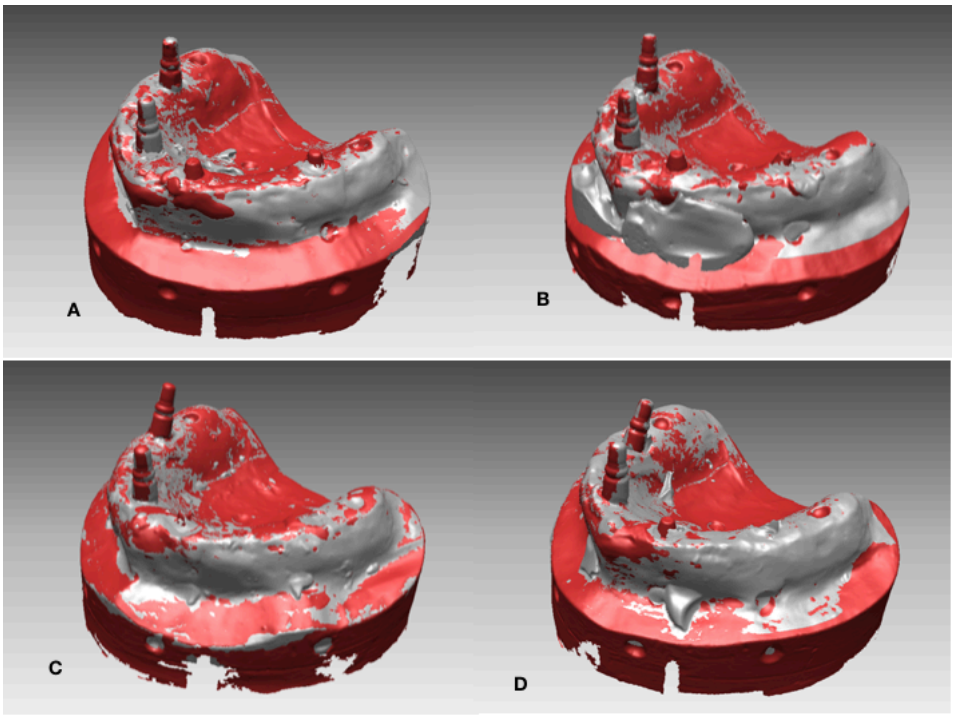
Şekil 4.9. Açık kaşık bağlamalı ölçü tekniğinden elde edilen konumsal sapma değerleri.

Açık kaşık bağlamalı ölçü tekniğinde konumsal sapmanın incelendiği istatistiksel verilerde anterior bölgede bütün gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Şekil 4.9.) *(P>.05)*.

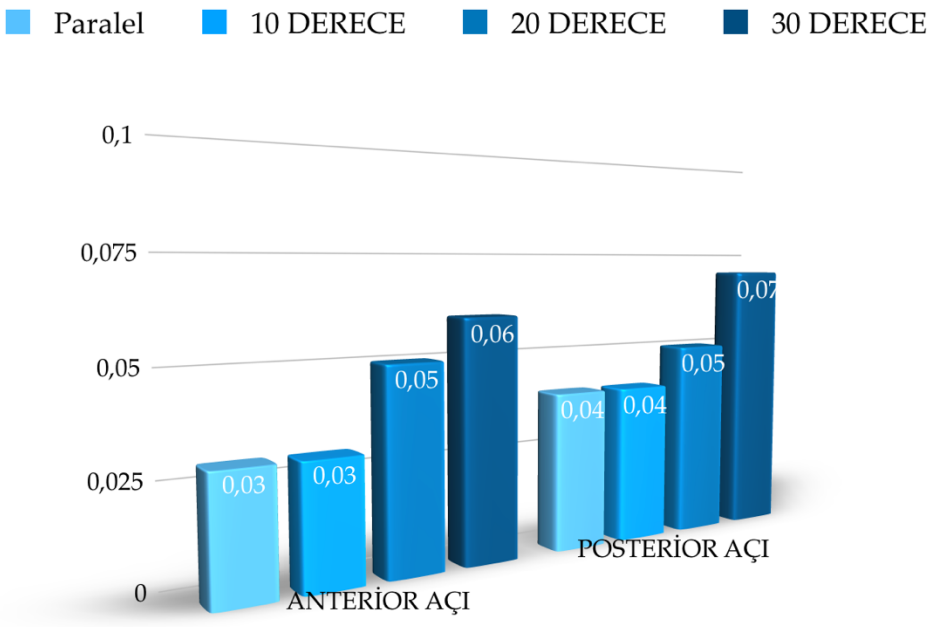
Posterior bölge için yapılan istatistiksel incelemede, paralel grup ile 10 derece ve 20 derece grupların birbirleri ile arasında anlamlı bir fark bulunmazken 10 derece grup ile 30 dereceli grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (Şekil 4.9.) *(P<.05)*.

4.1.4. Açık Kaşık Kesip Bağlamalı Tekniğin Bulguları

Açık kaşık ölçü kopinglerinin kesip bağlandığı teknikte, bağlama materyalinde görülen polimerizasyon büzülmesinin önüne geçmek için modifiye edilmiş bir teknik olarak kullanılmaktadır. Dört farklı açıda yerleştirilen ana model ile 40 dublike modelin çakıştırılması ile elde edilen veriler istatistiksel olarak incelenmiştir (Şekil 4.10).



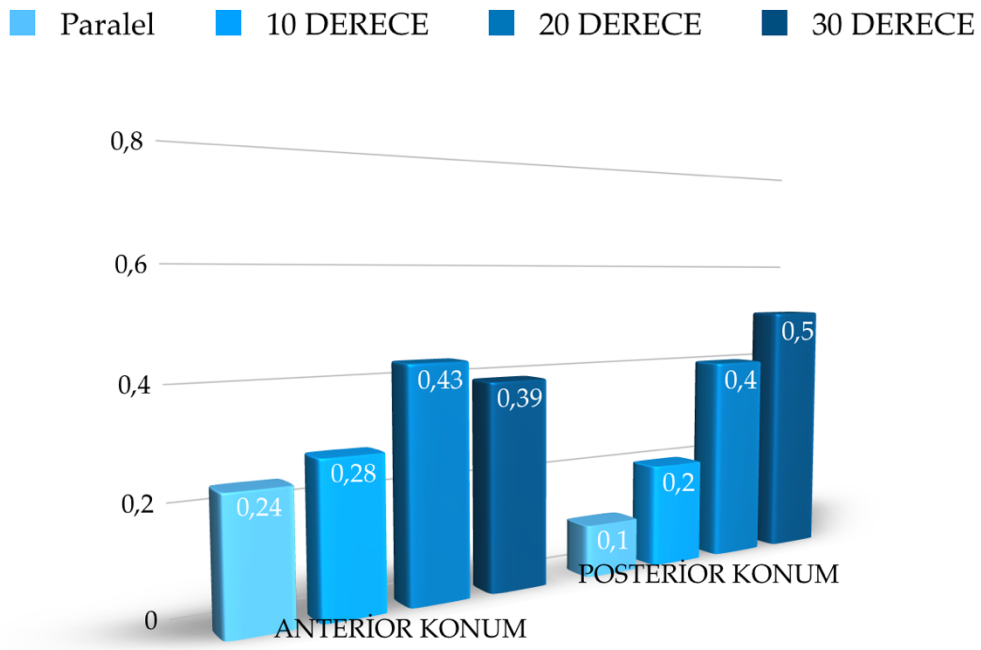
Şekil 4.10. Açık kaşık ölçü kopinglerinin kesilip bağlandığı teknikte elde edilen, paralel (A),10 derece(B), 20 derece (C) ve 30 derece (D) ana ve dublike modellerin çakıştırma görüntüsü.



Şekil 4.11. Açık kaşık kesip bağlamalı ölçü tekniğinden elde edilen açısal sapma değerleri.

Açık kaşık kesip bağlamalı ölçü tekniğinde açısal sapmanın incelendiği istatistiksel verilerde anterior bölgede bütün gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Şekil 4.11.) *(P>.05)*.

Açık kaşık kesip bağlamalı ölçü tekniğinde açısal sapmanın incelendiği istatistiksel verilerde posterior bölgede yapılan incelemede de gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Şekil 4.11.) *(P>.05)*.



Şekil 4.12. Açık kaşık kesip bağlamalı ölçü tekniğinden elde edilen konumsal sapma değerleri.

Anterior bölgede yapılan istatistiksel incelemede paralel grubun 10 derece ve 30 derece ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken *(P>.05)* 20 derece ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark

görülmüşken *(P<.05)*, 10, 20 ve 30 derece gruplar arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Şekil 4.12.) *(P>.05)*.

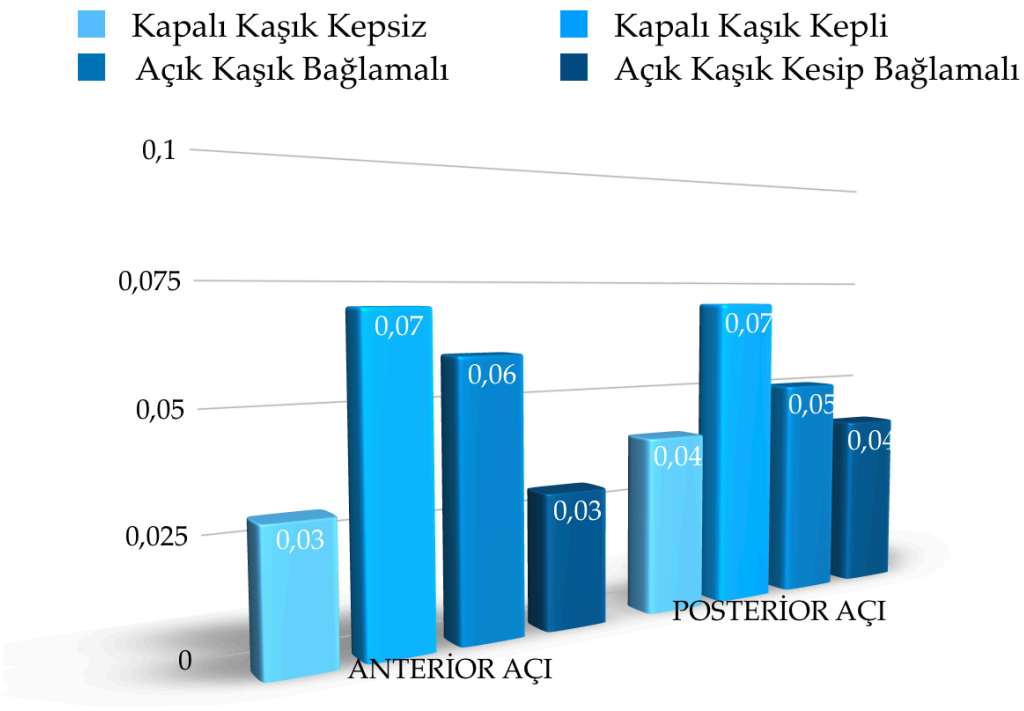
Posterior bölgede yapılan istatistiksel incelemede paralel ve 10 dereceli grupların 20 derece ve 30 gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuşken *(P<.05)*, 20 ve 30 dereceli grupların kendileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Şekil 4.12.) *(P>.05)*.

4.2. Farklı Açılarda Yerleştirilen Modellere Göre Yapılan İstatistiksel İnceleme

Çalışmamızda yapılan planlamada ana modellerin posterior bölgelerine 4 farklı açıda yerleştirilerek artan açılanmanın ölçü tekniğine etkisi incelenmesi amaçlanmıştır.

4.2.1. Paralel Grup İçerisinde Yapılan İstatistiksel İnceleme

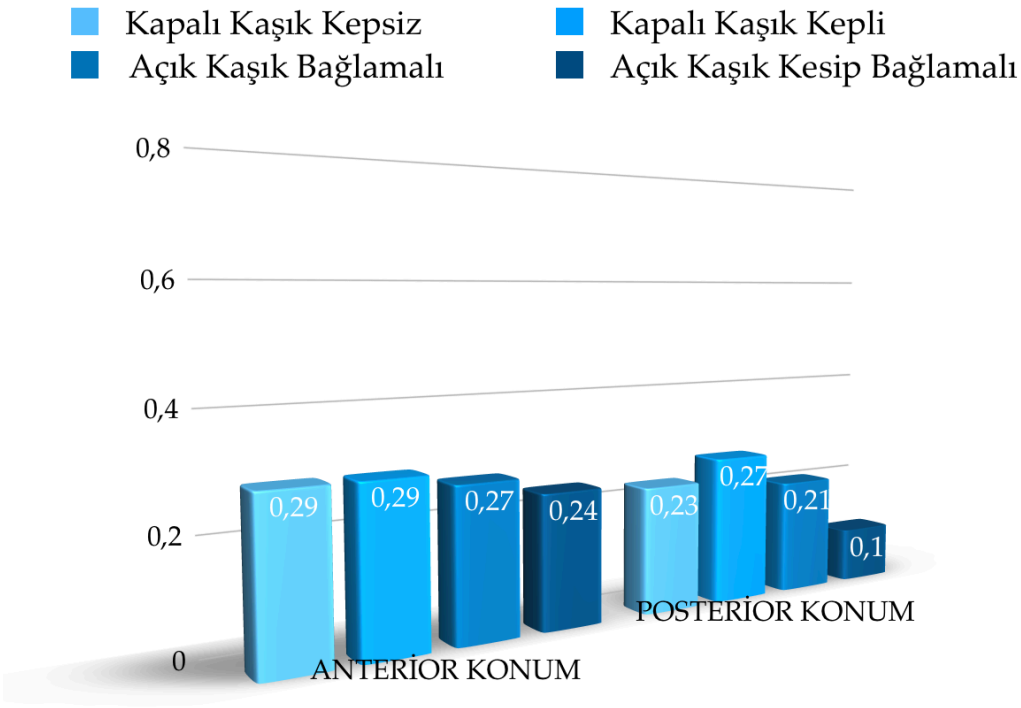
Anterior ve posterior bölgeye paralel yerleştirilen ana gruplar arasında 4 farklı ölçü tekniğinin açısal ve konumsal sapma verilerinin değerlendirildiği istatistiksel inceleme Şekil 4.13. ve Şekil 4.14.'de verilmiştir.



Şekil 4.13. Paralel yerleştirilen gruplar arasındaki açısal sapma değerleri.

Analogların paralel yerleştirildiği ana ve dublike modeller arasında açısal sapmanın incelendiği gruplarda anterior ve posterior bölgelerde yapılan incelemede, ölçü tekniklerinin birbirleri arasında, paralel yerleştirildiği

taktirde istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmamıştır (Şekil 4.13.) *(P>.05)*.

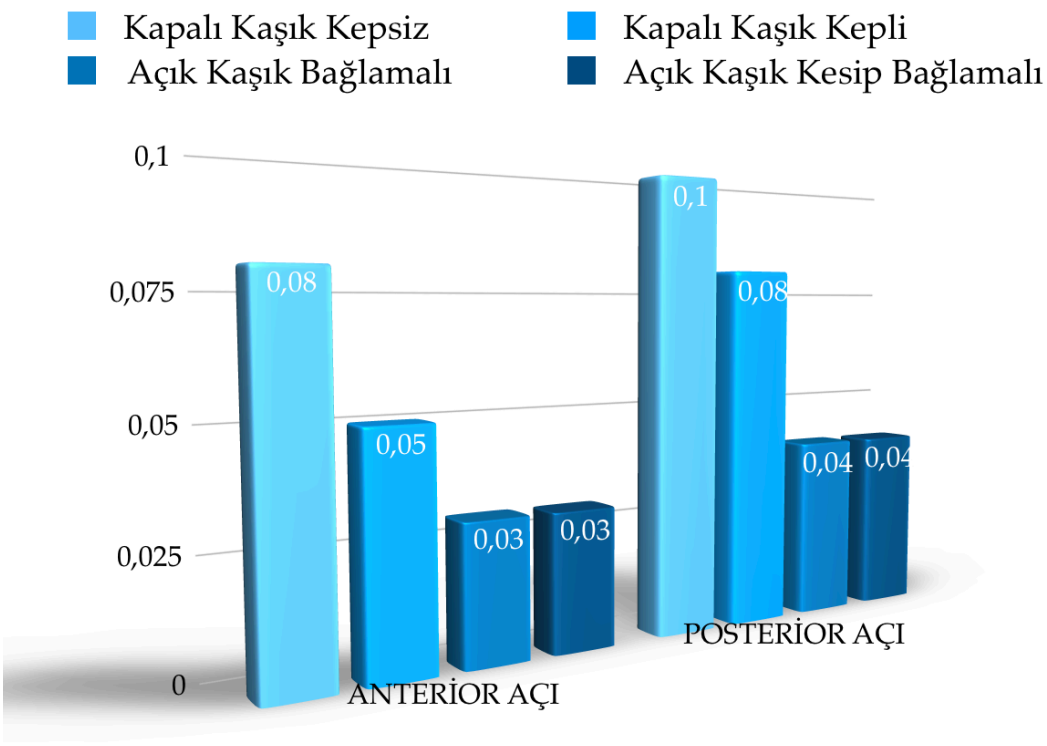


Şekil 4.14. Paralel yerleştirilen gruplar arasındaki konumsal sapma değerleri.

Paralel yerleştirilen ana ve dublike modeller arasında konumsal sapmanın incelendiği gruplarda anterior ve posteior bölgelerde yapılan incelemede ölçü tekniklerinin birbirleri arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmamıştır (Şekil 4.14.) *(P>.05)*.

4.2.2. On Derece Açı ile Yerleştirilen Grup Arasındaki İstatistiksel İnceleme

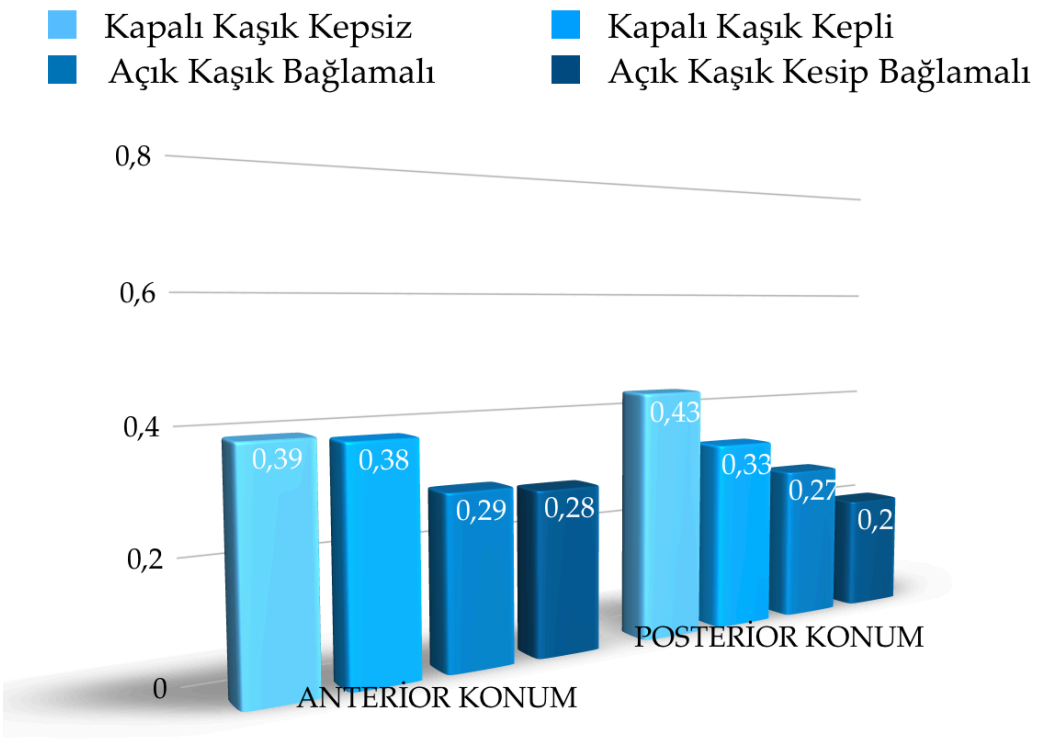
Anterior bölgeye paralel, posterior bölgeye 10 derece açı ile yerleştirilen gruplar arasında 4 farklı ölçü tekniğinin açısal ve konumsal sapma verileri Şekil 4.15. ve 4.16.'te gösterilmiştir



Şekil 4.15. On derece açı ile yerleştirilen gruplar arasındaki açısal sapma değerleri.

Analogların 10 derece açı ile yerleştirildiği ana ve dublike modeller arasında anterior bölgede açısal sapma incelendiğinde kapalı kaşık kepsiz ölçü tekniği ile direkt ölçü teknikleri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmişken *(P<.05),* kapalı kaşık kepli teknik ile direkt ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Şekil 4.15.) *(P>.05)*.

Posterior bölgede yapılan incelemede ise indirekt teknikler ve direkt tekniklerin kendi aralarında anlamlı bir fark gözlenmezken tekniklerin birbirleri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir (Şekil 4.15.) *(P>.05)*.



Şekil 4.16. On derece açı yerleştirilen gruplar arasındaki konumsal sapma değerleri.

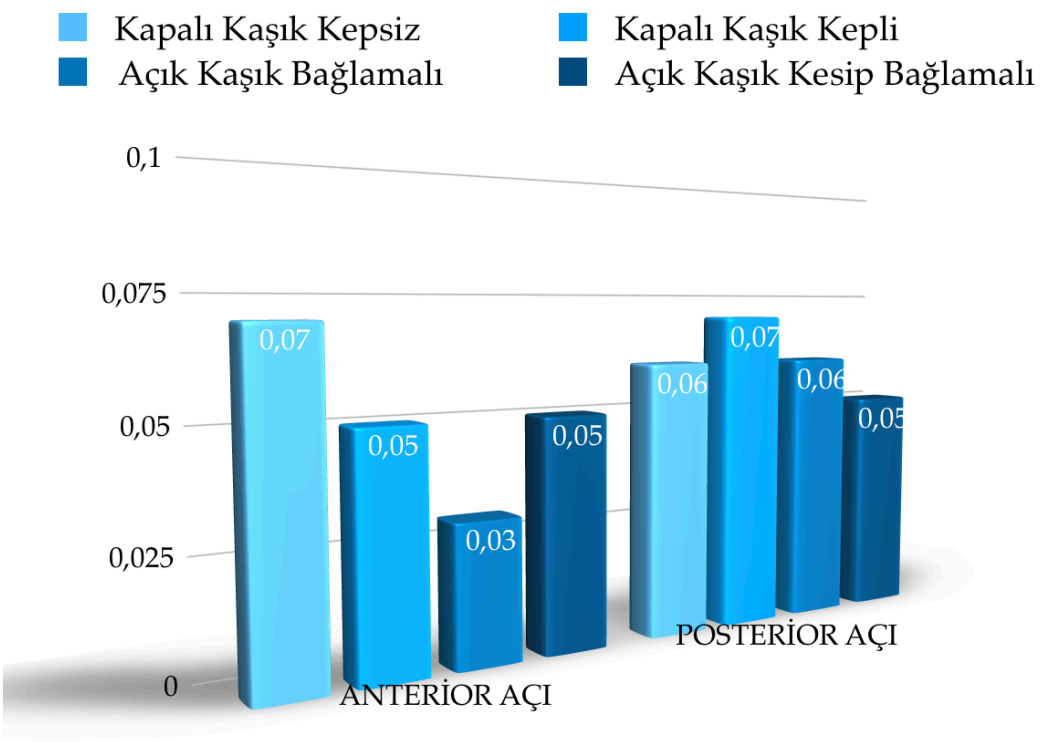
Analogların 10 derece açı ile yerleştirildiği ana ve dublike modeller arasında anterior bölgede açısal sapma incelendiğinde ölçü tekniklerinin birbirleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Şekil 4.16.) *(P>.05)*.

Posterior bölgede yapılan incelemede sadece kesip bağlamalı direkt teknik ile kapalı kaşık kepsiz teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir (Şekil 4.16.) *(P<.05)*.

4.2.3. Yirmi Derece Açı ile Yerleştirilen Grup Arasındaki İstatistiksel İnceleme

Anterior bölgeye paralel, posterior bölgeye 20 derece açı ile yerleştirilen ana gruplar arasında 4 farklı ölçü tekniğinin açısal ve konumsal sapma

verilerinin değerlendirildiği istatistiksel inceleme şekil 4.17. ve şekil 4.18.'da verilmiştir

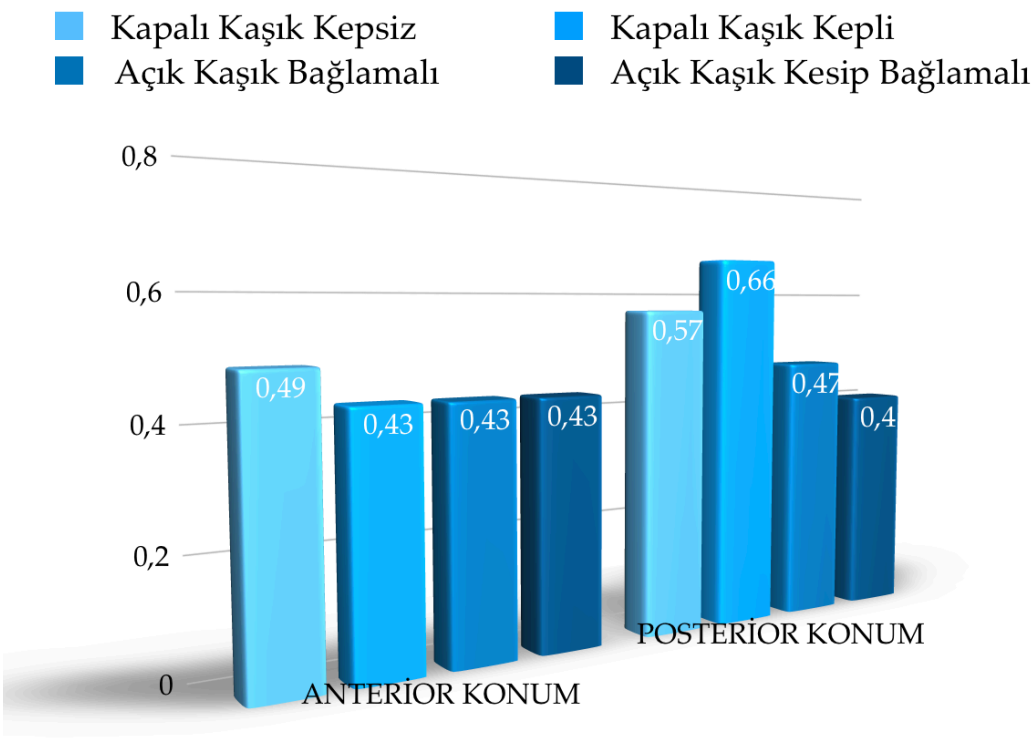


Şekil 4.17. Yirmi derece açı yerleştirilen gruplar arasındaki açısal sapma değerleri.

Analogların yirmi derece açı ile yerleştirildiği ana ve dublike modeller arasında anterior bölgede açısal sapma incelendiğinde tabloda kapalı kaşık kepsiz teknik ile direkt ölçü teknikleri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmişken *(P<.05)*, kapalı kaşık kepli teknik ile arasında istatistiksel bir fark gözlenmemiştir. Kapalı kaşık kepli tekniğin uygulandığı grup ilede direkt ölçü tekniği ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Şekil 4.17.) *(P>.05)*.

Posterior bölgede yapılan incelemede indirekt teknik ve açık kaşık bağlamalı teknikler arasında istatistiksel olarak fark gözlenmez iken *(P>.05)*

bu gruplarla kesip bağlamalı teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir (Şekil 4.17.) *(P<.05)*.



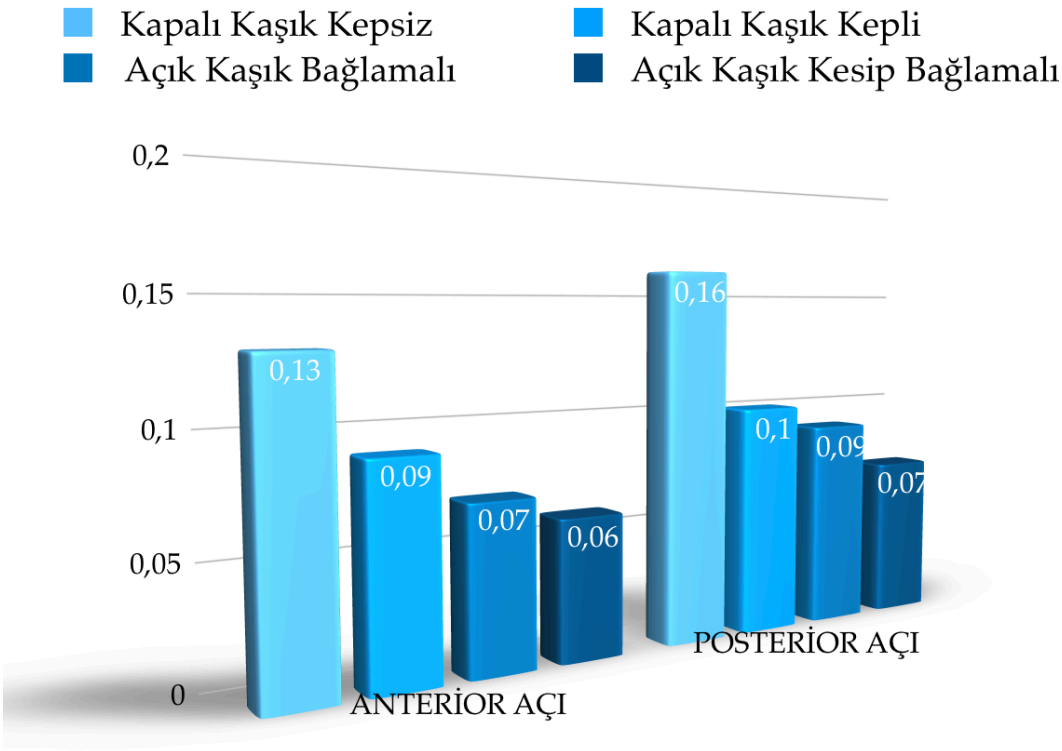
Şekil 4.18. Yirmi derece açı yerleştirilen gruplar arasındaki konumsal sapma değerleri.

Analogların 20 derece açı ile yerleştirildiği ana ve dublike modeller arasında anterior bölgede konumsal sapma incelendiğinde tabloda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Şekil 4.18.) *(P>.05)*.

Posterior bölgede yapılan incelemede ise indirekt ölçü teknikleri ile direkt ölçü tekniklerinin kendi içlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmezken *(P>.05)*, Direkt ölçü tekniklerinin kapalı kaşık kepsiz teknik ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir (Şekil 4.18.) *(P<.05)*.

4.2.4. Otuz Derece Açı ile Yerleştirilen Grup Arasındaki İstatistiksel İnceleme

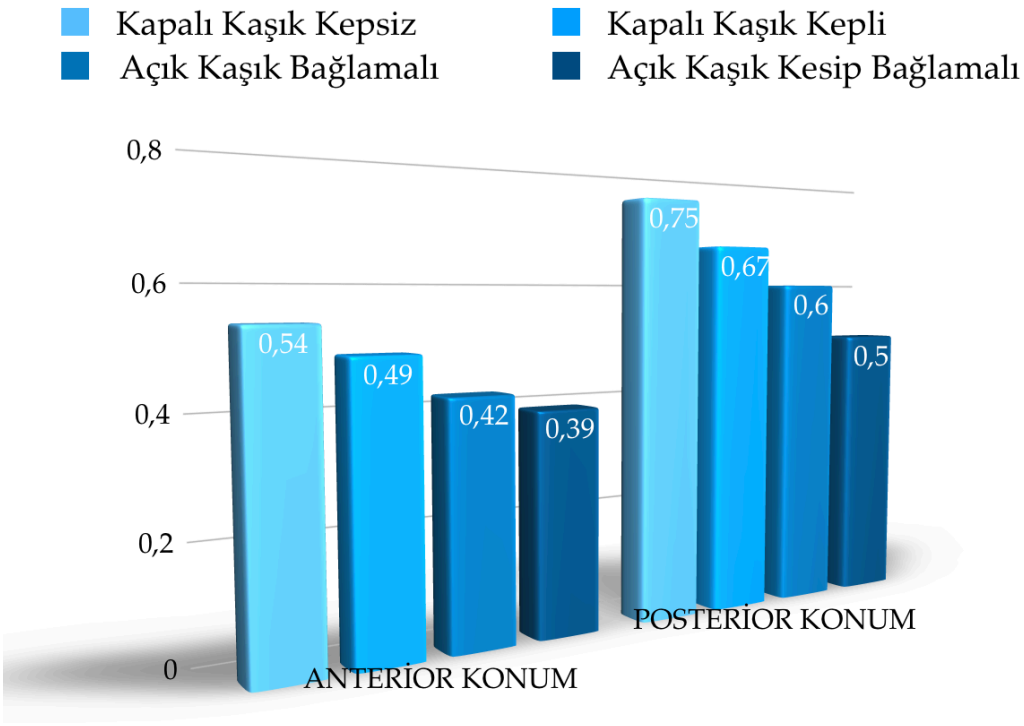
Anterior bölgeye paralel, posterior bölgeye 30 derece açı ile yerleştirilen ana gruplar arasında 4 farklı ölçü tekniğinin açısal ve konumsal sapma verilerinin değerlendirildiği istatistiksel inceleme Şekil 4.19. ve Şekil 4.20'de verilmiştir.



Şekil 4.19. Otuz derece açı yerleştirilen gruplar arasındaki açısal sapma değerleri.

Analogların 30 derece açı ile yerleştirildiği ana ve dublike modeller arasında anterior bölgede açısal sapma incelendiğinde tabloda, direkt teknik ile indirekt teknik grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur *(P<.05)*. Direkt tekniklerin ve indirekt tekniklerin kendi içlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Şekil 4.17.) *(P>.05)*.

Posterior bölgede yapılan incelemede indirekt ölçü tekniklerinin açık kaşık kesip bağlamalı ölçü tekniği ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenirmiştir *(P<.05)*. Direkt teknik ölçü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Şekil 4.19.) *(P>.05)*.



Şekil 4.20. Otuz derece açı yerleştirilen gruplar arasındaki konumsal sapma değerleri.

Analogların 30 derece açı ile yerleştirildiği ana ve dublike modeller arasında anterior bölgede konumsal sapmanın incelendiğinde tüm ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Şekil 4.20.) *(P>.05)*.

Posterior bölgede yapılan incelemede kapalı kaşık kepsiz teknik ile kapalı kaşık kepli teknik arasında, kapalı kaşık kepli ile açık kaşık bağlamalı teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmezken (P>.05); açık

kaşık kesip bağlamalı teknik ile diğer tüm teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir (Şekil 4.20.) ($P<.05$).

5. TARTIŞMA

Tam dişsizlik vakalarında kret rezorpsiyonu ve anatomik kısıtlamalardan dolayı, implant uygulaması ve immediat yükleme çeşitli biyomekanik dezavantajlara neden olmaktadır. Hem maksilla hem de mandibulada tam dişsiz çenelere yerleştirilen implantların immediate yükleme protokolü, literatürde güvenirliği kanıtlanmış bir tedavi protokolüdür (Bagrivatan ve diğerleri, 2014; Chow ve diğerleri, 2001; Chiapasco ve diğerleri, 2001). İmplantların uzun dönemde başarılı olmaları için, teşhis ve planlama aşamasında anatomik, protetik ve mekanik etkenlerin dikkate alınması gereklidir (Lee ve Agar, 2006; Misch, 2011, s:71-90).

''All-on-4'' tedavi konsepti ile ilgili literatürler incelendiğinde ilk makalenin 2003 yılına ait olduğu bilinmektedir (Maló ve diğerleri, 2003). Bu yıldan sonra popülaritesi gittikçe artan bu konsept hakkında yeterli sayıda in-vivo ve in-vitro çalışmaların yapıldığı görülmektedir. ''All-on-4'' tedavi konseptinde başarının anahtarı, doğru bir planlama ve uygulamadır. Yapılacak cerrahi işlem öncesi anatomik oluşumların incelenmesi, kontrollü bir cerrahi işlem, doğru bir protetik uygulama ve immediat yükleme kriterlerine dikkat edilmesi ile başarı sağlanabilmektedir (Ersu ve diğerleri, 2007; Ozan ve diğerleri, 2012; Turkyilmaz ve diğerleri, 2010). Malo ve diğerleri (2003,2005). tarafından tasarlanan '' All-on-4''sistemi, maksilla ve mandibulada uzun dönem implant ve protetik başarısı kanıtlanmış bir tedavi protokolüdür (Maló ve diğerleri, 2003, 2005). Bu sistem, anteriorda 2 düz, posteriorda 2 distale eğimli olmak üzere 4 implanttan destek alınarak posterior bölgede kemik yetersizliği olduğu tam dişsizlik olgularının rehabilitasyonunda kullanılmak üzere tasarlanmıştır (Maló ve diğerleri, 2012, 2003, 2005).

Bu tez çalışması ile ‘‘All-on-4’’ tedavi konseptine uygun olarak planlanan, 4 implant üzeri yapılan restorasyonlarda protetik açıdan en doğru ve hassas ölçü tekniğinin araştırılması amaçlanmıştır. Tam dişsiz çenede implant sayısının başarıya olan etkisi hakkında halen çelişkili veriler bulunmaktadır. Bhering ve diğerlerinin (2016)‘‘All-on-4’’ ile ‘‘All-on-6 ’’ tedavi konseptlerine göre altyapı materyali ve kemik üzerindeki stres dağılımlarını inceledikleri çalışmada, her iki konseptte de kemik üzerinde oluşan streslerin sınırları aşmadığını vurgulamışlardır. Silva ve diğerlerinin (2010) implant sayısının kemik üzerinde oluşan strese etkisini incelendikleri çalışmada; maksiller tam protezin 4 veya 6 implant ile desteklenmesinin stres açısından bir fark oluşturmadığını belirtmişlerdir. Niedermaier ve diğerleri (2016) 4, 5 ve 6 implant destekli tam ark immediat yükleme ile sabitlenmiş protezlerde implantların sağkalım oranlarını değerlendirdikleri 7 yıllık takip raporunda maksilla ve mandibulada 4 implantın yeterli olduğunu, implantların sağkalımlarında bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. ‘‘All-on-4’’ tekniğinde kullanılan eğimlendirilmiş distal implantlar protetik açıdan altyapı yük dağılımına negatif olarak yansımamaktadır (Bellini ve diğerleri, 2009).

‘‘All-on-4’’ tekniği kullanılarak 4 implant uygulanan olgulardaki protetik başarı, implant başarısı ve ortalama kemik kaybı literatürdeki konvansiyonel tekniklerle benzerlik göstermektedir. Patzel ve diğerlerinin (2014) hazırlamış oldukları derlemede; literatürlerde yapılan araştırmalarda neticesinde 1201 çeneye 4804 implant uygulandığını tespit etmişlerdir. Yapılan araştırmalara göre; 12, 24 ve 36. aylarındaki takip seanslarında kemik kayıpları, 0,9+/-0,4 mm, 0,9 +/- 0,4 mm, 1,3 +/-0,4 mm olarak ölçülmüştür. İmplantların birinci yılında 1 mm, takip eden yıllarda ise 0,1 mm yada 0,2 mm kemik kaybının kabul edilebileceği bildirilmiştir.

Kemik seviyelerindeki değişimlerin 12, 24 ve 36. aylardaki takiplerinin incelendiği ve 1572 implant üzerinde yapılan araştırmada, istatistiksel olarak maksilla ve mandibula arasında ve anterior ve posterior bölgelere yerleştirilen implantların çevresindeki kemik kayıpları aralarında belirgin bir fark bulunamamıştır. Bildirilen bu derlemede uygulanan 4804 implantın 2000 tanesi maksillaya 2804 tanesi mandibulaya yerleştirilmiştir. Toplamda yerleştirilen 4804 implantın %1,5'inde başarısızlık rapor edilmiştir. Bin iki yüz bir çeneye uygulanan ''All-on-4'' tedavisindeki protetik üst yapı cerrahi operasyondan en geç 48 saat sonra yüklenmiştir. Bir çok hastada tam ark akrilik geçici sabit protezler uygulanmıştır. Final protezler 3-8 ay arasında yapılmıştır. Protetik restorasyonların başarı kriterleri ise: protezin fonksiyonda olması, protezin stabil olması, akrilik rezin yapıda kırık olmaması olarak bildirilmiştir. Toplam 57 protezde problem tespit edilmiştir. Kırıkların çoğu metal iskelet desteksiz akrilik protezlerde oluşmuştur. Yapılan derlemede protez kırıklarının çoğunun protezlerde pasif uyumun yakalanamaması neticesinde akrilik protez içerisinde oluşan stresten kaynaklanabileceği bildirilmiştir ve iyi bir pasif uyum için ölçü aşamasının önemi vurgulanmıştır.

Ölçü aşamasını zorlaştıran en önemli etkenlerden biri de ölçü postları arasındaki konumsal farklılıklardır. Çalışmamızda posterior bölge ile anterior bölge analogları arasında 4 farklı açılanma olgusu yaratılmaya çalışılmıştır. Malo ve diğerlerinin (2016) ve Begg ve diğerlerinin (2009) ve diğerlerinin belirtmiş oldukları gibi, distal bölgeye yerleştirilen implantların boyun bölgesinde istenmeyen stresleri engellemek için maksimum 45 dereceye kadar eğimlendirilmesi önerilmektedir. Mevcut *multi-unit* abutmentların minimum 17 derece maksimum 30 derece eğimli oldukları bilinmektedir. Bu nedenle, 30 derece eğimli bir *multi-unit* abutment kullanılsa bile anterior ve posterior implantlar arasında fazla

eğimlendirme olan vakalarda ölçü postları arasında artmış miktarda açı farklarının oluşabileceği düşünülmektedir. Bu amaçla bu tez çalışmasında, posterior bölgede paralel, 10 derece, 20 derece ve 30 derece açı ile yerleştirilmiş *multi-unit* analoglara bağlanan anterior ve posterior ölçü postları arasında oluşabilecek değişik açılanma senaryoları taklit edilmeye çalışılmıştır.

İmplant destekli protezler temel olarak vida tutuculu ve siman tutuculu olmak üzere iki başlık altında incelenebilir. Siman tutuculu protezlerde abutment ile protetik yapı arasında siman mesafesi olarak adlandırılan bir boşluk bırakılması gerekirken, siman tutuculu protezlerde siman aralığı kadar bir tolerans miktarı bulunurken, vida tutuculu restorasyonlarda bu tolerans miktarı bulunmamaktadır. Bilindiği üzere özellikle esneme miktarının çok sınırlı olduğu implant destekli protezlerde pasif uyum protetik aşamada en önemli kriterlerden biridir. Başarılı ve uyumlu bir protez yapılabilmesi için doğru ve net bir ölçü alınmalıdır. Hatalı bir ölçü sonucunda implant yapıları ve protez arasındaki pasif uyumun yakalanamaması bir çok mekanik ve biyolojik komplikasyona sebep olmaktadır. Vida gevşemesi, abutment vida kırığı, protezlerde ve alt yapılarda kırıklar, implantlarda boyun kırıkları, marjinal kemik kaybı, plak akümülasyonu gibi komplikasyonlar oluşabilmektedir (Agliardi ve diğerleri, 2010b; Maló ve diğerleri, 2015; Ozan ve Kurtulmus-Yilmaz, 2018; Taruna ve diğerleri, 2014; Thomason ve diğerleri, 2012).

İmplantların açıları, implantların sayısı, ölçü materyalinin boyutsal stabilitesi, ölçü kaşığının tipi, koping tipi, ölçü kopinglerinin bağlanması veya bağlanmaması, bağlama materyali, gibi birçok parametre final restorasyonunun başarısını etkilese de; hekimin tercihi bu parametrelerin en önemlisi olarak karşımıza çıkmaktadır (Hazboun ve diğerleri, 2015; Alikhasi ve diğerleri, 2015; Ma ve diğerleri, 2013; Papaspyridakos ve

diğerleri, 2014; Tabesh ve diğerleri, 2018; Tonellini ve diğerleri, 2018). Bu amaç doğrultusunda araştırmacılar tam dişsiz hastalarda "implant ölçü teknikleri" üzerine çalışmalar yapmışlar ve geçmişten günümüze çeşitli implant ölçü tekniklerini geliştirmişlerdir. Ölçü tekniklerinin temelinde birçok sınıflama olsa da implant üstü restorasyonlarda kaşık ve koping tipine göre ölçü yöntemleri direkt, indirekt ve snap on olarak sınıflandırılabilir (Lee ve diğerleri, 2008; Lee ve Cho, 2011).

Literatürde paralel ve paralel olmayan implantlar hakkında hassasiyet çalışmaları yapılmıştır (Alikhasi ve diğerleri, Ghanem ve diğerleri, 2015; Hazboun ve diğerleri, 2015; 2015, Kurtulmus-Yilmaz ve diğerleri, 2014). Ghanem ve diğerlerinin (2015) yürüttükleri çalışmada paralel olarak yerleştirilmiş implantlar üzerinden alınan 4 farklı ölçü tekniğinin boyutsal doğruluğu değerlendirilmiştir. Direkt bağlamalı ölçü tekniği, direkt bağlamasız ölçü tekniği, yüzeyi pürüzlendirilmiş direkt ölçü kopingi ve akrilik rezin uzantıları eklenmiş direkt ölçü kopingi kullanılarak alınan ölçü tekniklerinin doğruluğu in-vitro olarak değerlendirilmiştir. Araştırmacılar bağlanmamış direkt ölçü tekniğinin daha başarısız olduğunu savunmuşlardır. Yürüttüğümüz çalışmada ise açılanmanın olmadığı paralel gruplarda ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu tez çalışmasında analogların yerleşimi için 2. keser dişlerin olduğu bölge ve 1. molar dişlerin mesial bölgeleri tercih edilmiştir. Ghanem ve diğerlerinin (2015) yapmış oldukları çalışmada ise anterior implantları kanin diş bölgesine ve posterior implantları 2.premolar diş bölgesine yerleştirmişlerdir. Yürüttüğümüz çalışmada yerleştirilen analogları ana modele sabitlemek için yine bağlama materyali olarak kullanılan aynı akrilik rezin kullanılmıştır. Böylelikle analogların ölçü alımı esnasında esnemesini minimumda tutarak daha rijit modellerin elde

edilmesi amaçlanmıştır. Ghanem ve diğerlerinin (2015) yaptıkları çalışmada implantları akrilik rezine için siyanoakrilat simanı tercih etmişlerdir. İncelenen çalışmalar neticesinde iki implant arası anterior-posterior mesafenin farklılığı ve implantların ve analogların ana modellere stabilizasyonunda kullanılan materyallerin farklılığı 2 çalışmanın farklarını oluşturmuş olabileceğini düşünmekteyiz.

Özçelik ve diğerlerinin (2018) tam dişsiz mandibula üzerine mental foramenler arasına yerleştirilmiş 5 paralel implant üzerinden 4 farklı ölçü tekniği kullanarak elde edilen modellerdeki implantların açısal ve konumsal sapma değerlerine bakmışlardır. Kapalı kaşık kepli ve kepsiz tekniklerinin yanısıra açık kaşık bağlamalı açık kaşık ölçü kopinginin şahsi kaşığa bağlandığı ölçü tekniklerini kullanmışlar ve ölçü materyali olarak VPS 'i tercih etmişlerdir. Yapılan bu invitro çalışmada en çok açısal ve konumsal sapmayı kapalı kaşık kepsiz tekniğin gösterdiği, diğer teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmediği bildirilmiştir. Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular, bu bulgularla benzerlik göstermektedir. Analogların paralel konumlandırıldığı grupta açısal ve konumsal sapmada ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Özçelik ve diğerlerinin (2017) yaptıkları çalışmada kapalı kaşık kepsiz tekniğinin daha kötü değerler verirken, bizim çalışmamızda istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemesinin gerekçesi olarak, iki çalışma arasındaki implant sayılarının farklılığı gösterilebilir. Çalışmamızda 4 implant kullanılmıştır. Bu nedenle, ileriki dönem araştırmalarla çoklu implant uygulamalarında açının etkisinin değerlendirilmesi uygun olacaktır.

Kurtulmus-Yılmaz ve diğerlerinin (2014) yürütmüş oldukları çalışmada parsiyel dişsizlikte, paralel ve 20 dereceye kadar açılandırılmış

implantlarda farklı ölçü tekniklerinin ve materyallerinin doğruluklarını dijital olarak değerlendirmiş ve bağlanmış direkt tekniğin hem paralel hemde 20 dereceye kadar açılanmış implant gruplarında daha başarılı sonuçlar verdiğini savunulmuştur. Çalışmamızda paralel doğrultudaki ölçü postları varlığında bir fark görülmezken; açılanma arttıkça direkt ölçü tekniklerinin daha hassas sonuçlar verdiği görülmektedir. Açılı yerleşim gösteren olgulardaki bu durum Kurtulmuş-Yılmaz ve diğerlerinin (2014) bulgularıyla benzerlik göstermektedir.

Tsagkalidis ve diğerlerinin (2015), 3 farklı ölçü tekniğini (kapalı kaşık kepsiz, açık kaşık bağlamalı, kapalı kaşık snap fit) ile 3 farklı açıda implantların yerleştirildiği (paralel, 15 ve 25 derece) ana modelden elde ettikleri ölçüleri karşılaştırdıkları çalışmada snap fit ölçü tekniğinin daha başarısız sonuçlar sunduğunu bildirmişlerdir. Bu bulgu çalışmamızla uyumlu değildir. Çünkü tasarım olarak Tsagkalidis ve diğerlerinin (2015), çalışmalarında kullandıkları snap fit ölçü kepi implantın transmukozal boyun bölgesine anahtar kilit ilişki sistemi ile oturtularak ölçüler alınmaktadır. Çalışmamızda kullanılan kapalı kaşık kep tasarımı ise tamamen farklı olup kep, *multi-unit* analog üzerine vida ile bağlanan kapalı kaşık ölçü kopingi üzerine anahtar kilit sistemi ile sabitlenerek ölçü alınmıştır. Bu durum ise kepli tekniğin kepsiz tekniğe göre daha başarılı sonuçlar sunmasını açıklamaktadır. Bu nedenle, ölçünün abutment seviyesinden mi, yoksa implant seviyesinden mi alındığının da önemli bir kriter olduğu düşünülmektedir.

Ölçünün hangi seviyede (İmplant-seviyesi, abutment-seviyesi) alınması gerektiği de bir tartışma konusudur. Literatürde implant seviyesinde ve abutment seviyesinde alınan ölçüleri kıyaslayan çalışmalar da mevcuttur (Alikhasi ve diğerleri, 2015; Gracis ve diğerleri, 2012; Pujari

ve diğerleri, 2014; Sanjna ve diğerleri, 2014; Sumathi ve diğerleri, 2015). Vida retansiyonlu implant destekli protetik tedavilerde abutment seviyesindeki ölçü tekniği, implantın konumunun ve açısının kayıt edilmesi için tercih edilen başarılı bir ölçü tekniğidir (Alikhasi ve diğerleri, 2015; Gracis ve diğerleri, 2012; Pujari ve diğerleri, 2014; Sanjna ve diğerleri, 2014; Sumathi ve diğerleri, 2015). Alikhasi ve diğerleri (2015) yapmış oldukları çalışmada All-on-4 protokolüne göre implantlar yerleştirilmiş ve 2 farklı seviyede (implant seviyesi, abutment seviyesi) ölçü işlemleri gerçekleştirerek ölçü seviyesinin doğruluk üzerine etkisini araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda abutment seviyesindeki ölçülerin daha başarılı sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Ek olarak, uzun implant abutment bağlantı alanlarında (internal bağlantı) istenmeyen stresler meydana gelebileceğini ve bu durumun ölçü materyalinde deformasyona neden olabileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca çoklu internal bağlantıların ölçü aşamasında daha yüksek hatalarla sonuçlanabileceği Kim ve diğerlerinin (2015) hazırladıkları derlemede de bildirilmiştir. Kim ve diğerleri (2015) farklı ölçü teknikleri, ölçü materyalleri, ölçü seviyelerinin ölçünün doğruluğuna etkileri ile ilgili araştırmaları derlemişlerdir. Siadat ve diğerleri (2016) yaptıkları in-vitro çalışmada, ‘‘All-on-4’’ tedavi protokolüne göre anterior implantların paralel, posterior implantların 30 derece açılı yerleştirildikleri çene modellerinden, abutment ve implant seviyesindeki direkt ve indirekt ölçü tekniklerinin hassasiyetlerini incelemişlerdir. Abutment seviyesinde aldıkları direkt ölçü tekniklerinde daha az açısal ve konumsal sapma görüldüğünü bildirmişlerdir. Siadat ve diğerleri (2016), Kim ve diğerlerinin (2015) ve Alikhasi ve diğerlerinin (2015) bildirileri ışığında, çalışmamızda da daha hassas bir ölçü seviyesi olduğunu düşündüğümüz abutment seviyesi tercih edilmiştir.

Hazboun ve diğerlerinin (2015) yürüttükleri in-vitro çalışmada, farklı açılanmaya sahip (0, 15 ve 30 derece) implantlar üzerinden implant seviyesinde direkt ve indirekt ölçü teknikleri kullanılarak alınan ölçülerin doğruluklarını araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda indirekt ve direkt ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir. Yürüttüğümüz çalışmada ise özellikle açılanmanın arttığı modellerde direkt ve indirekt ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir. Bu iki çalışmanın farklılığı ise abutment ve implant seviyesinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Direkt ve indirekt ölçü tekniklerinin değişik klinik senaryolarındaki etkinliğinin değerlendirildiği çalışmalara literatürde sıklıkla rastlanmaktadır. Direkt ve indirekt ölçü tekniklerinin karşılaştırıldığı birçok çalışmada direkt tekniğin çok daha başarılı sonuçlar verdiği gösterilmiştir (Al Quran ve diğerleri, 2012; Dullabh ve Sykes, 2008; Faria ve diğerleri, 2011; Kurtulmus-Yilmaz ve diğerleri, 2014). Bunun yanında iki teknik arasında fark olmadığını gösteren çalışmalarda dikkat çekmektedir (Hazboun ve diğerleri, 2015; Jo ve diğerleri, 2010; Stimmelmayr ve diğerleri, 2012).

Tabesh ve diğerleri (2017), All-on-4 tedavi protokolünde farklı ölçü teknikleri ve materyallerinin model üzerindeki hassasiyetlerini değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar, dişsiz maksilla üzerinde anterior bölgeye paralel ve posterior bölgeye 45 derece eğimlendirilerek yerleştirilen implantlar üzerinden, direkt ve indirekt ölçü teknikleri ile polieter ve VPS ölçü materyalleri kullanarak ölçü almışlardır. Direkt ölçü tekniğinde polieter ve VPS ölçü materyali arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmezken; indirekt ölçü tekniğinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlendiği belirtilmiştir. Yürüttüğümüz çalışmada ise

tek tip ölçü materyali kullanılmasına rağmen 30 derece eğimli modelden direkt ve indirekt tekniklerle alınan ölçülerden elde edilen sonuçlar, Tabesh ve diğerleri (2017) ile benzerlik göstermektedir. Araştırmacılar VPS materyali kullandıklarında 45 derece açılı modellerde direkt tekniğin tercih edilmesi gerektiğini vurgulamışlardır.

Literatürde, direkt ölçü tekniğinde ölçü kopinglerinin bağlanmasının gerekliliği ve bağlanma yönteminin çeşidi halen daha tartışma konusudur. Al-Quran ve diğerleri (2012); Papaspyridakos ve diğerleri (2011); Vigolo ve diğerleri (2004), Nanonecy ve diğerlerinin (2004), yapmış oldukları çalışmalarda ölçü kopinglerinin bağlanmasını savunulurken, Ongül ve diğerleri (2012); Ferreira ve diğerleri (2012); Chang ve diğerleri (2012); Del'Acqua ve diğerleri (2012); Hariharan ve diğerleri (2010); Kim ve diğerleri (2006); yaptıkları çalışmalarda splintleme ve splintlememe arasında bir fark olmadığını bildirmişlerdir. İmplant ölçü teknikleri ve materyalleri hakkında yapılan bir sistematik derlemede, kopinglerin splintlenmesi veya splintlenmemesi konusunda bir fikir birliği olmadığı ve her iki yöntemin de doğru olduğunu gösteren araştırmaların mevcut olduğu bildirilmiştir (Lee ve diğerleri, 2008). 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 diğerleri, 2008). Çalışmamızda, özellikle açı arttıkça direkt ölçü tekniğinin daha hassas sonuçlar verdiği bulgulanmıştır. Tsagkalidis ve diğerlerinin (2015), yapmış oldukları çalışmanın sonuçları çalışmamızı desteklemektedir ve 25 derece açılanmaya sahip implantlarda kesip bağlamalı ölçü tekniğinin daha başarılı sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.. Özellikle açı miktarı arttığında (30 derece) kesip bağlamalı direkt tekniğin,

bağlamalı direkt tekniğe göre daha az konumsal sapma gösterdiği bulgulanmıştır.

Bağlama tekniğinde en çok karşılaşılan sorunlar bağlama materyalinin distorsiyonu ve kullanılan otopolimerizan akriliğin büzülmesidir. Bu bağlamda büzülmenin minimuma indirgenmesi için geliştirilen başka bir yöntem de, bağlama 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 (Filho ve diğerleri, 2009; Vigolo ve diğerleri, 2004). Otopolimerizan akrilik rezinin farklı tekniklerle bağlama materyali olarak kullanıldığı bir çalışmada (Filho ve diğerleri, 2009), prefabrike akrilik rezin bar ile bağlama, diş ipi üzerine düzük polimerizasyon büzülmesine sahip otopolimerizan akrilik rezin uygulanıp parçalara ayrılan ve ayrılmayan gruplara göre daha doğru sonuçlar vermiştir. Mevcut çalışmamızda açık kaşık ölçü kopinglerini diş ipi ile bağlayıp bir grupta tek parça halinde bağlanırken diğer grupta diş iplerini otopolimerizan akrilik rezin ile bağlayığ daha sonra polimerizasyon büzülmesini minimuma indirmek için kopingler arası kesilip tekrar bağlanaması yöntemi kullanılmıştır.

Lee ve Cho (2011), 6 adet kare şeklinde ölçü kopinginin bulunduğu modelleri kullanarak 5 ayrı bağlama materyalinin boyutsal stabilitesinin ölçünün doğruluğu üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Grup 1'de, ölçü kopingleri otopolimerizan akrilik rezin ile bağlanmıştır. 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 otopolimerizan akrilik rezin ile bağlanmış; 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 bağlanmış; Grup 5'te ise PVS oklüzyon kaydedici materyal ile bağlanmıştır. 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 PVS grubuna göre daha iyi sonuçlar vermişlerdir. Araştırmacılar, otopolimerizan akrilik rezin kullanıldığında polimerizasyon büzülmesinin mutlaka dikkate alınması gerektiğini ve ölçü alçısının bağlama için basit ve etkili bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir. En fazla distorsiyon 17 dakika beklenerek kesilen grupta görülse de çalışmamızda klinikte gerçekleştirilen ölçü işlemini taklit etmek amacı ile çalışmamızda minimum 17 dakika beklenerek kesip bağlamalı teknikte yeniden bağlama işlemini yapmış bulunmaktayız. Böylece polimerizasyon büzülmesi kaynaklı hataların minimuma indirilmesi amaçlanarak standardizasyon arttırılmaya çalışılmıştır.

Çalışmamızda indirekt ölçü tekniğinde iki ayrı metod (kepli, kepsiz) kullanılmıştır. Özellikle kepli teknik kullanılarak ölçü maddesinde meydana gelebilecek distorsiyonların oluşturacağı negatif etkinin azaltılması ve kopingin ölçü içerisinde tekrar yerleştirilmesi sırasında oluşabilecek hatalar elimine edilmeye çalışılmıştır. Mevcut literatürde de çalışmamızdaki gibi kepli ve kepsiz tekniğin karşılaştırıldığı çalışmalara rastlamak mümkündür. Bu çalışmaların birinde (Nakhaei ve diğerlerinin (2015)), farklı implant ölçü teknikleri ile (kapalı kaşık transfer koping, kapalı kaşık transfer koping kepli ve snap-on) implant ve abutment seviyesinde alınan ölçülerin, 3 boyutlu doğruluğunu araştırmışlardır. Çalışmamızla benzer olarak 4 implant kullandıkları araştırmalarında

implant seviyesinde ölçü almaya olanak sağlayan snap-on tekniğini daha başarılı olarak göstermişlerdir. Bunun yanında, kapalı ölçü kopinglerini kepli ve kepsiz karşılaştırdıklarında ise iki yöntem arasında fark bulunamamıştır. Bunun sebebinin kullanılan kepin sadece ölçü kopinginin çok az bir bölgesinde (tepe noktasında) tutuculuk yapması olarak göstermişlerdir. Araştırmacılar çalışmalarında sadece paralel implantlarda bu teknikleri kıyaslamışlardır. Benzer olarak bu tez çalışmasında da analogların paralel konumlandırıldığı modelde kapalı kaşık kepli ve kepsiz teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Her ne kadar ölçü tekniklerinin önemli olduğu vurgulansa da, literatürde ölçü materyalinin de hassasiyete etkisi sıklıkla değerlendirilmiştir. Kurtulmus-Yılmaz ve diğerlerinin (2014) yürütmüş oldukları çalışmada paralel ve 20 dereceye kadar açılandırılmış implantlarda direkt ve indirekt ölçü tekniklerini ve 3 farklı ölçü materyalini (polieter, vinil-polisiloksan ve vinilpolietersilikon) kullanılmış ve ölçü materyalinin ölçünün doğruluğuna etkisi de değerlendirilmiştir. Polieter ile VPS ölçü materyallerinin implant ölçü tekniklerinde başarılı sonuçlar gösterdiğini bulgulamışlardır. Literatürde polieter ve VPS ölçü materyallerinin implant ölçülerinde doğruluğunun karşılaştığı çok sayıda araştırma bulunmaktadır. Bu araştırmaların büyük bir çoğunluğunda paralel implantlar varlığında polieter ve VPS ölçü materyalleri arasında bir fark bulunamazken (Aguilar ve diğerleri, 2010; Akça ve Cehreli, 2004; Cehreli ve Akça, 2006; Chang ve diğerleri, 2012; Daoudi ve diğerleri, 2001; Holst ve diğerleri, 2007; Kurtulmus-Yilmaz ve diğerleri, 2014; Mostafa ve diğerleri, 2010; Wenz ve Reuter, 2008); 3 araştırmada (Buzayan ve diğerleri, 2013; Lee ve diğerleri, 2008; Sorrentino ve diğerleri, 2010) VPS'ın polietere kıyasla daha doğru ölçü verdiği, Del'Acqua ve diğerleri (2010) tarafından

yapılan araştırmada ise polieterin daha doğru sonuçlar verdiği öne sürülmüştür (Del'Acqua ve diğerleri, 2009). Mostafa ve diğerleri (2010), farklı ölçü tekniklerinin elastomerik ölçü materyallerinin doğruluğu üzerine etkisini incelemişlerdir. Dört implant yerleştirilmiş mandibular modelden polieter ve VPS ölçü materyalleri kullanarak indirekt, direkt splintsiz ve direkt splintli ölçü teknikleriyle modeller elde edilmiştir. Splintli ve splintsiz direkt tekniklerle alınan ölçülerin doğruluğunun ölçü materyalinden (polieter ve VPS) etkilenmediği belirtilirken, Kurtulmuş-Yılmaz ve diğerlerinin (2014) yürüttükleri invitro çalışmada açılanmanın arttığı olgularda VPS'in elastik geri dönüşünden dolayı açılı implantlarda daha iyi sonuçlar verdiğini bulgulamışlardır. Bu yüzden çalışmamızda VPS ölçü materyali tercih edilmiştir.

Çalışmamızda teknikler arası doğruluğun tespiti için Barrett ve diğerlerinin 1993 çalışmalarında belirttikleri üzere mutlak distorsiyon analiz tekniğini kullanılarak x, y, ve z koordinatlarında açısal ve konumsal sapmalar hesaplanmıştır. Günümüzde daha güvenilir sonuçlar verdiği için mutlak distorsiyon analizi yapan koordinat ölçüm cihazları (Alikhasi ve diğerleri, 2015; Ehsani ve diğerleri, 2014; Tsagkalidis ve diğerleri, 2015), doğruluğun incelendiği çalışmalarda tercih edilmektedir. Ancak literatürde mikroskop yardımı ile implantlar arası mesafenin ölçülmesi (Akalin ve diğerleri, 2013; Jo ve diğerleri, 2010) profil projektör metodu (Papaspyridakos ve diğerleri, 2012) ve fotoğraf metodu (Hazboun ve diğerleri, 2015) gibi yöntemler de mevcuttur. Hazboun ve diğerleri (2015), çalışmalarında 2 fotograf arasındaki piksel farklılığını mikrometre cinsine çevirerek distorsiyon analizi gerçekleştirmişlerdir. Araştırmacılar bu ölçüm tekniği mutlak distorsiyon analizi kadar hassas ve güvenilir sonuçlar sunmadığı için çalışmalarında bu durumu limitasyon olarak

bildirmişlerdir. Koordinat ölçüm cihazlarında x, y ve z koordinatlarını belirlemek amacı ile modellerin STL verilerinin ilgili cihaza transferi gereklidir. STL verinin temini noktasında 10 mikron hassasiyetli Activity 880 smart optik tarayıcı kullanılmıştır. Modeller üzerinde yansıma yapmaması için tarama boyası spreyle uygulamak yerine bir kalem vasıtasıyla sürülmüştür. Kalemin kullanılmasıyla, tarama boyasının kalınlığı daha kontrol edilebilir seviyelere çekilmeye çalışılmıştır. Böylece standardizasyon arttırılmaya çalışılmıştır.

Ölçü kaşığının çıkartılma yönüde distorsiyonu ve dolayısıyla hassasiyeti etkileyecek bir diğer parametredir. Alikhasi ve diğerlerinin (2015) ve Hazboun ve diğerlerinin (2015) yapmış oldukları çalışmalarda, klinik ortamı taklit etmesi amacı ile ölçü kaşığını posteriordan anteriora doğru çıkartılarak model elde etmişlerdir. Ancak Alikhasi ve diğerleri (2015) ve Hazboun ve diğerleri (2015), bu durumun özellikle anterior bölgede paralel konumda yerleştirdikleri implantların distorsiyon değerlerini olumsuz yönde etkilediğini savunmuşlardır. Yapmış olduğumuz çalışmada ise standardizasyonu sağlamak amacı ile perpendiküler yönde kaşığa çıkarma kuvveti uygulanmıştır. All-on-4 protokolü gereği distal bölgede açılı olarak yerleştirilmiş implantların, artmış distorsiyon değerlerinde çıkarma yönünün etkisinin olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda distorsiyonu minimalize etmek amacı ile ölçü kaşıklarına dikey yönde çıkarma kuvveti uygulanmıştır. Distal bölgeye yerleştirilen implantlar çıkarma yönü ile tam anlamıyla aynı doğrultuda olmadığı için çalışmamızda anterior bölgeye yerleştirilen implantlarda açısal ve konumsal sapmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmezken posterior bölgeye yerleştirilen implantlarda bu fark istatistiksel olarak anlamlı olarak bulgulanmıştır. Ölçü kaşığının farklı

yönlerde çıkartılmasıyla sonuçlarda daha farklı bulgular elde edilebileceği düşünülmektedir.

Anatomik topografinin tam anlamıyla taklit edilmesi de çalışma sonuçlarını etkileyebilecek bir diğer parametredir. Daha önce yapılmış in-vitro çalışmalarda (Jo ve diğerleri, 2010; Lee ve diğerleri, 2015) referans modellerde düz ölçü yüzeyleri oluşturulmuş veya karşıt ark modellere dahil edilmemiştir Kurtulmus-Yilmaz ve diğerleri, 2014;. Bu durum ise anatomik yapının tam topografisini tam anlamıyla taklite edememektedir. Ayrıca karşıt ark dahil edilmemiş ve anatomik yüzey andırkatları bulunmayan modellerde ölçü materyali için yeterince retantif özellik göstermemektedirler. Bu durumunda sonuçları etkileyebileceği önceki çalışmalarda da (Jo ve diğerleri, 2010; Kurtulmus-Yilmaz ve diğerleri, 2014) belirtilmiştir. Bu nedenle, mevcut çalışmada, tam dişsiz maksillayı anatomik açıdan olabildiğince taklit eden ana modeller kullanılmıştır ve ölçü işleminde karşıt arkın da ölçüsü tamamen alınmıştır.

Çalışmamızda kesip bağlamalı açık ölçü tekniğinin uygulanması aşamalarında da klinik durumun taklit edilmesine özen gösterilmiştir. Bu ölçü tekniğinde, akrilik yapının uygulanmasından sonra 17 dakika beklenerek polimerizasyon büzülmesini kompanse etmeye çalışılmıştır. Ancak, literatürde polimerizasyon işleminin tamamen tamamlanması ve dolayısıyla büzülmenin kontrolü için 24 saat beklenilmesi gerektiği bildirilmiştir (Lee ve Cho, 2011). Bu işlemin genellikle ağızda yapılacağı düşünülerek 24 saat beklenmesinin klinik durumu yansıtmayacağı sonucuna varılmış ve büzülmenin %80'lik kısmının tamamlandığı (Lee ve Cho, 2011) 17 dakikalık sürecin kullanılması tercih edilmiştir.

Ölçü kopinglerinin ana modellere vidalanması ve model elde etme aşamasında analogların ölçü kopinglerine vidalanması sırasında bir tork kontrollü cihaz (raşet) yerine aynı kişi tarafından sıkışma hissedilinceye kadar parmak basıncı ile torklama işlemi yapılmıştır. Ancak bazı araştırmacılar (Alikhasi ve diğerleri, 2015; Rashidan ve diğerleri (2012)) standardizasyonu sağlamak adına bu işlemlerin 10 Ncm tork değeriyle gerçekleştirilmesini vurgulamışlardır. Bu safha her ne kadar bir limitasyon olarak görülse de, klinik ve laboratuvar safhalarında vidalama aşamalarının tork cihazı ile yapılmasının klinik ortamı uygun şekilde taklit etmeyeceği düşünülerek parmak basıncı kullanılması tercih edilmiştir. Yine aynı sebepten dolayı ölçü alma aşamasında kaşık modele herhangi bir standart yük altında basınç uygulanmamıştır. Bu işlemde de kaşık model arasındaki basınç aynı klinisyenin uyguladığı kuvvetle ayarlanmıştır (Quante ve diğerleri, 2008; Weaver ve diğerleri, 1991). İlerleyen çalışmalarda bu işlemlerde standardizasyon sağlanarak sonuçların etkilenip etkilenmeyeceği araştırılabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara varılabilmektedir:

✓ Analogların paralel konumlandığı modellerde tüm ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemektedir.

✓ Direkt ölçü teknikleri (açık kaşık bağlamalı ve açık kaşık kesip bağlamalı) 20 derece ve daha fazla açılanma varlığında indirekt ölçü tekniklerine göre (kapalı kaşık kepsiz ve kapalı kaşık kepli) daha başarılı sonuçlar göstermiştir.

✓ İmplantlar arasındaki açılanma değerleri 30 derece olduğunda açık kaşık kesip bağlamalı ölçü tekniği en başarılı grup olarak bulgulamıştır.

✓ İndirekt ölçü teknikleri arasında kep kullanıp kullanmama açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir

Bu sonuçlar doğrultusunda çalışmamızda, klinikte uygulaması giderek yaygınlaşan ‘‘All-on-4’’ tedavi konseptinin en önemli protetik basamağı olan ölçü aşamasında açık kaşık kesip bağlamalı ölçü tekniği ile en hassas ve doğru ölçünün elde edilmesinin mümkün olacağını öne sürebiliriz. Direkt ölçü tekniklerinin klinik uygulaması karmaşık olsa da; implant ile abutment arasındaki açılanmanın 20 dereceyi geçtiği durumlarda başarılı ölçü için direkt ölçü teknikleri tercih edilmelidir. Tedavi planlamasında posterior bölgede implant ve abutment arasındaki açının 20 dereceden fazla olmamasına dikkat edilmelidir.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar doğrultusunda implantlar arası açılanmanın arttığı durumlarda elde edilen ölçülerde açısal ve konumsal sapmanın arttığı bulgulanmıştır.

Sonraki araştırmalarda farklı ölçü teknikleri ile farklı ölçü materyallerinin incelenmesi, bulguların daha geniş bir tabanda değerlendirilmesini sağlayacaktır. Çalışmada değerlendirilen ölçü teknikleri dışında dijital ölçü tekniklerinin de ‘‘All-on-4’’ tedavi konseptinde araştırılması sonraki çalışma hedeflerimizden birini oluşturmaktadır.

KAYNAKÇA

Adell, R., Hansson, B. O., Brånemark, P.I. ve Breine, U. (1970). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. II. Review of clinical approaches. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 4(1), 19–34.

Agliardi, E., Clericò, M., Ciancio, P. ve Massironi, D. (2010). Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, *41*(4), 285–293.

Agliardi, E., Panigatti, S., Clericò, M., Villa, C. ve Malò, P. (2010). Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: Interim results of a single cohort prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 21(5), 459–465.

Aguilar, M. L., Elias, A., Vizcarrondo, C. E. T. ve Psoter, W. J. (2010). Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(4), 202–209.

Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M. ve Kotiranta, U. (2018). Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *Journal of Prosthodontics*, 27(1), 35-41.

Akalin, Z. F., Ozkan, Y. K. ve Ekerim, A. (2013). Effects of Implant Angulation, Impression Material, and Variation in Arch Curvature Width on Implant Transfer Model Accuracy. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(1), 149–157.

Akça, K. ve Cehreli, M. C. (2004). Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 19(4),

517–523.

Aktöre, H. ve Kurtulmuş-Yılmaz, S. (2014). The evaluation of factors that affect the accuracy of implant impressions. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(2), 214–27.

AL-Meraikhi, H., Yilmaz, B., McGlumphy, E., Brantley, W. ve Johnston, W. M. (2018). In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 409–416.

Al Quran, F. A., Rashdan, B. A., Zomar, A. A. A. ve Weiner, S. (2012). Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 43(2), 119–25.

Alikhasi, M., Siadat, H., Monzavi, A. ve Momen-Heravi, F. (2011). Three-Dimensional Accuracy of Implant and Abutment Level Impression Techniques: Effect on Marginal Discrepancy. *Journal of Oral Implantology*, 37(6), 649–657.

Alikhasi, M., Siadat, H. ve Rahimian, S. (2015). The Effect of Implant Angulation on the Transfer Accuracy of External-Connection Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(4), 822–829.

Allen, P. ve McMillan, A. (2003). A longitudinal study of quality of life outcomes in older adults requesting implants prostheses and complete removable dentures. *Clinical Oral Implants Research*, 14, 173–9.

Alnıaçık, G., İnan, Ö. ve Tak, Ö. (2015). İmplant Diş Hekimliğinde Kullanılan Radyografik Tekniklerin Cerrahi ve Protetik Tedavideki Yararları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 8(8).

Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H. R. (2013). *Phillip'S Science of Dental*

Materials. Journal of Chemical Information and Modeling (C. 53).

Assif, D., Fenton, a, Zarb, G. ve Schmitt, a. (1992). Comparative accuracy of implant impression procedures. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 12(2), 112–21.

Assif, D., Nissan, J., Varsano, I. ve Singer, A. (1999). Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 14(6), 885-888.

Assuncao, W. G., Gennari Filho, H. ve Zaniqueili, O. (2008). Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dentistry*, 13(4), 358–366.

Ata-Ali, J., Peñarrocha-Oltra, D., Candel-Marti, E. ve Peñarrocha-Diago, M. (2012). Oral rehabilitation with tilted dental implants: a metaanalysis. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, 17(4), e582-7.

Avila, G., Galindo-Moreno, P., Soehren, S., Misch, C. E., Morelli, T. ve Wang, H. L. (2009). A Novel Decision-Making Process for Tooth Retention or Extraction. *Journal of Periodontology*, 80(8), 1202–1203.

Babbush, C. A., Kutsko, G. T. ve Brokloff, J. (2011). The All-on-Four Immediate Function Treatment Concept With NobelActive Implants: A Retrospective Study. *Journal of Oral Implantology*, 37(4), 431–45.

Bagrivatan, G. N., Celik, M., Cilingir, A. ve Bayraktar, G. (2014). İmmediyat İmplant Yükleme Protokolü: Güncel Yaklaşımlar. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 9, 169–174.

Baig, M. R. (2014a). Multi-unit implant impression accuracy: A review of the literature. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 45(1), 39–51.

Baig, M. R. (2014b). Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 29(4), 869–80.

Balshi, T. J. (1996). An Analysis and Management of Fractured Implants: A Clinical Report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 11(5), 660-6.

Barrett, M. G., Rijk, W. G. ve Burgess, J. O. (1993). The Accuracy of Six Impression Techniques for Osseointegrated Implants. *Journal of Prosthodontics*, *2*(2), 75–82.

Begg, T., Geerts G.A. ve Gryzagoridis, J. (2009), Stress patterns around distal angled implants in the All- on-4® concept configuration. *Internationa Journal of Oral & Maxillofacial implants*, 24,663-71.

Bellini, C. M., Romeo, D., Galbusera, F., Taschieri, S., Raimondi, M. T., Zampelis, A. ve Francetti, L. (2009). Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentuous mandible: a biomechanical study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 24, 511–7.

Bergin, J. M., Rubenstein, J. E., Mancl, L., Brudvik, J. S. ve Raigrodski, A. J. (2013). An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(4), 243–251.

Bevilacqua, M., Tealdo, T., Pera, F., Menini, M., Mossolov, A., Drago, C. ve Pera, P. (2008). Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *The International Journal of Prosthodontics,* 21, 539–42.

Bhering, L.C.B., Mesquita, M.F., Kemmoku, D.T., Noritomi, P.Y., Consani R.L.X. ve Barão, V.A.R. (2016) Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. Materials Science and Engineering:C, 69, 715–725.

Bonsor, S. J. ve Pearson, G. J. (2013). *A clinical guide to applied dental materials.* Elsevier/Churchill Livingstone.

Brånemark, P.-I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindström, J. ve Ohlsson, Å. (1969). Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: I. Experimental Studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3(2), 81–100.

Brunski, J. B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 3(2), 85–97.

Bueno-Samper, A., Hernández-Aliaga, M. ve Calvo-Guirado, J. L. (2010). The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, 15(2), e375-8.

Burawi, G., Houston, F., Byrne, D. ve Claffey, N. (1997). A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(1), 68–75.

Burns, D. R. (2004). The mandibular complete overdenture. *Dental Clinics of North America*, 48(3), 603–623.

Buser, D., Schenk, R., Steinemann, S., Fiorelli, J., Fox, C. ve Stich, H. (1991). Influence of surface characteristics on bone on bone integration of titatnium implants: a histomorphometric study in miniature pigs.

Journal of Biomedical Materials Research, 25, 889–902.

Butura, C. C., Galindo, D. F. ve Jensen, O. T. (2011). Mandibular All-On-Four Therapy Using Angled Implants: A Three-Year Clinical Study of 857 Implants in 219 Jaws. *Dental Clinics of North America*, 55(4), 795–811.

Buzayan, M. M. ve Yunus, N. B. (2014). Passive Fit in Screw Retained Multi-unit Implant Prosthesis Understanding and Achieving: A Review of the Literature. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14(1), 16–23.

Buzayan, M., Rustum Baig, M. ve Yunus, N. (2013). Evaluation of Accuracy of Complete-Arch Multiple-Unit Abutment-Level Dental Implant Impressions Using Different Impression and Splinting Materials. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(6), 1512–1520.

Carneiro, B. A., de Brito, R. B. ve França, F. M. G. (2014). Finite Element Analysis of Provisional Structures of Implant-Supported Complete Prostheses. *Journal of Oral Implantology*, 40(2), 161–168.

Cehreli, M. C. ve Akça, K. (2006). Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: an in vitro study. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 26(4), 379–385.

Chang, W. G., Vahidi, F., Bae, K. H. ve Lim, B. S. (2012). Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *The International journal of prosthodontics*, 25(1), 44–7.

Chiapasco, M., Abati, S. ve Romeo, E. (2001). Implant-retained Mandibular Overdentures with Branemark System MKII Implants: A Prospective Comparative Study between Delayed and Immediate Loading. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16(4), 537–46.

China Dental Network (2009). *Fourth Military Medical University, Center of Oral Implantology Tougao . Chapter oral implants classification (according to plant parts)* 2. Erişim tarihi: 24 Ağustos 20013. http://www.kqxf.com/zzw/ShowArticle.asp?ArticleID=2448

Chochlidakis, K. M., Papaspyridakos, P., Geminiani, A., Chen, C. J., Feng, I. J. ve Ercoli, C. (2016). Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), 184–190.

Chow, J., Hui, E., Liu, J., Li, D., Wat, P., Li, W., ve Law, H. (2001). The Hong Kong Bridge Protocol. Immediate Loading of Mandibular Brånemark Fixtures Using a Fixed Provisional Prosthesis: Preliminary Results. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 3(3), 166–174.

Christensen, G. J. (2009). Impressions are changing: Deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *Journal of the American Dental Association*, 140(10), 1301–1304.

Christopher, C. (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the "All-on-4" immediate function concept. *Australasian Dental Practice, March/April*, 138–48.

Chun, H. J., Park, D. N., Han, C. H., Heo, S. J., Heo, M. S. ve Koak, J. Y. (2005). Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(3), 193–205.

Cochran, D. L. (2006). The Evidence for Immediate Loading of Implants. *Journal of Evidence-Based Dental Practice*, 6(2), 155–163.

Cooper, L. F. (2009). The current and future treatment of edentulism. *Journal of Prosthodontics*, 18(2), 116–122.

Crespi, R., Vinci, R., Cappare, P., Romanos, G. E. ve Gherlone, E. (2012). A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 27(2), 428–434.

Cuperus, A. M. R., Harms, M. C., Rangel, F. A., Bronkhorst, E. M., Schols, J. G. J. H. ve Breuning, K. H. (2012). Dental models made with an intraoral scanner: A validation study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(3), 308–313.

Çekiç, I., Gülfem, E. ve Yılmaz, D. (2007). Aşırı Rezorbe Alt ve Üst Dişsiz Arkların İmplant Destekli Protetik Rehabilitasyonu, *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 13, 71–77.

Daoudi, M. F., Setchell, D. J. ve Searson, L. J. (2001). A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *The International journal of prosthodontics*, 14(2), 152–158.

Del'Acqua, M. A., Chávez, A. M., Amaral, A. L. C., Compagnoni, M. A. ve Mollo, F. D. A. (2009). Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 25(4), 771–776.

Del'acqua, M. A., de Avila, É. D., Amaral, Â. L. C., Pinelli, L. A. P. ve de Assis Mollo, F. (2012). Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 27(3), 544–50.

Del Fabbro, M., Bellini, C. M., Romeo, D. ve Francetti, L. (2012). Tilted Implants for the Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Systematic Review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(4), 612–621.

Demirdjan, E. (1998). The complete maxillary subperiosteal implant: an overview of its evolution. *The Journal of oral implantology*, 24(4), 196–7.

Dhingra, K. (2012). Oral Rehabilitation Considerations for Partially Edentulous Periodontal Patients. *Journal of Prosthodontics*, 21(6), 494–513.

Doundoulakis, J. H., Eckert, S. E., Lindquist, C. C. ve Jeffcoat, M. K. (2003). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *Journal of the American Dental Association*, 134(11), 1455–1458.

Drago, C. J. (2012). *Implant restorations: a step by step guide*. *Implant Dentistry*, 7,76-83..

Dullabh, H. D. ve Sykes, L. M. (2008). The accuracy of three impression transfer techniques for implant supported prostheses. *Journal of the South African Dental Association*, 63(8), 458, 460–2, 464–5.

Dumbrigue, H. B., Gurun, D. C. ve Javid, N. S. (2000). Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(1), 108–110.

Duyck, J., Van Oosterwyck, H., Vander Sloten, J., De Cooman, M., Puers, R. ve Naert, I. (1999). In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clinical oral investigations*, 3(4), 201–7.

Eckert, S.E., Meraw S.J., Cal, E. ve Ow, R. K. (2000). Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(5), 662–7.

Edwab, R. R. (2003). *Essential dental handbook : clinical and practice management*

advice from the experts. Tulsa Oklahoma, USA: PennWell Corp.

Ehsani, S., Siadat, H. ve Alikhasi, M. (2014). Comparative evaluation of impression accuracy of tilted and straight implants in all-on-four technique. *Implant Dentistry*, 23(2), 225–230.

Enkling, N., Bayer, S., Jöhren, P. ve Mericske-Stern, R. (2012). Vinylsiloxanether: A New Impression Material. Clinical Study of Implant Impressions with Vinylsiloxanether versus Polyether Materials. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(1), 144–151.

Ersu, B., Canay, Ş. ve Akman, S. (2007). İmplant Destekli Overdenture ve Konvensiyonel Tam Protez Kullanımının Yaşam Kalitesine Etkisi. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 16, 39–43.

Esposito, M., Hv, W., Loli, V., Coulthard, P. ve Mg, G. (2010). Interventions for replacing missing teeth: antibiotics at dental implant placement to prevent complications (Review) Summary of fındıngs for the maın comparıson. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (7).

Faria, J. C. B. de, Silva-Concílio, L. R., Neves, A. C. C., Miranda, M. E. ve Teixeira, M. L. (2011). Evaluation of the accuracy of different transfer impression techniques for multiple implants. *Brazilian Oral Research*, 25(2), 163–167.

Fazi, G., Tellini, S., Vangi, D. ve Branchi, R. (2011). Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 26(4), 752–759.

Ferreira, V. F., Barboza, E. P., Gouvêa, C. V. D., Bianchini, G. M., Mussallem, F. ve Carvalho, W. R. (2012). Comparative Study of the Polyvinyl

Siloxane Technique With Resin-Splinted Transfer Copings Used for Multiple Implant Abutment Impressions. *Implant Dentistry*, 21(1), 72–76.

Filho, H. G., Mazaro, J. V. Q., Vedovatto, E., Assuṇão, W. G. ve Santos, P. H. Dos. (2009). Accuracy of impression techniques for impants. part 2 - Comparison of splinting techniques. *Journal of Prosthodontics*, 18(2), 172–176.

Gallucci, G. O., Morton, D. ve Weber, H.-P. (2009). Loading protocols for dental implants in edentulous patients. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 24, 132–46.

Gallucci, G. O., Papaspyridakos, P., Ashy, L. M., Kim, G. E., Brady, N. J. ve Weber, H. P. (2011). Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients. *The International journal of prosthodontics*, 24(5), 469–472.

Ganz, S. D. (2006). Techniques for the use of CT imaging for the fabrication of surgical guides. *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 14(1), 75–97.

Ghanem, R. A., Nassani, M. Z., Baroudi, K. ve Abdel Fattah, A. (2016). Dimensional accuracy of different techniques used for complete-arch multi-implant impressions. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 7(3), 225–231.

Goel, M., Dhawan, P., Tandan, P. ve Madhukar, P. (2018). Need for a reliable alternative to custom-made implant impression trays: An in vitro study comparing accuracy of custom trays versus specialized aluminum stock tray. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 18(3), 271.

Gracis, S., Michalakis, K., Vigolo, P., Vult von Steyern, P., Zwahlen, M. ve Sailer, I. (2012). Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 23(6), 202-16.

Grandi, T., Guazzi, P., Samarani, R. ve Grandi, G. (2012). Immediate loading of four (all-on-4) post-extractive implants supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: 18-month follow-up from a multicentre prospective cohort study. *Article in European Journal of Oral Implantology*, 5(3), 277–85.

Hariharan, R., Shankar, C., Rajan, M., Baig, M. R. ve Azhagarasan, N. S. (2010). Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 25(1), 38–44.

Hazboun, A. G. B., Masri, R., Romberg, E., Kempler, J. ve Driscoll, C. F. (2015). Effect of implant angulation and impression technique on impressions of NobelActive implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(5), 425–431.

Hinze M, Thalmair T, Bolz W ve Wachtel H. (2010). Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25(5), 1011–8.

Holst, S., Blatz, M. B., Bergler, M., Goellner, M. ve Wichmann, M. (2007). Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 38(1), 67–73.

Horita, S., Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K., Imai, Y. ve Kirita, T. (2017). Biomechanical analysis of immediately loaded implants

according to the "All-on-Four" concept. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(2), 123–132.

Isidor, F. (2006). Influence of forces on peri-implant bone. *Clinical Oral Implants Research*, 17(S2), 8–18.

Ismail, Y. H., Pahountis, L. N. ve Fleming, J. F. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *The International journal of oral implantology : implantologist*, 4(2), 25–31.

Ivanhoe, J. R., Adrian, E. D., Krantz, W. A. ve Edge, M. J. (1991). An impression technique for osseointegrated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 66(3), 410–1.

Izadi, A., Heidari, B., Roshanaei, G., Allahbakhshi, H. ve Fotovat, F. (2018). Comparative Study of Dimensional Accuracy in Three Dental Implant Impression Techniques: Open Tray, Closed Tray with Impression Coping, and Snap Cap. *The journal of contemporary dental practice*, 19(8), 974–981.

Ibrahim, N., Parsa, A., Hassan, B., van der Stelt, P. ve Wismeijer, D. (2013). Diagnostic imaging of trabecular bone microstructure for oral implants: a literature review. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(3), 20120075.

Jo, S. H., Kim, K. I., Seo, J. M., Song, K. Y., Park, J. M. ve Ahn, S. G. (2010). Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an *in vitro* study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2(4), 128.

Kan, J. Y. K., Rungcharassaeng, K., Kim, J., Lozada, J. L. ve Goodacre, C. J. (2002). Factors affecting the survival of implants placed in grafted maxillary sinuses: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*,

87(5), 485–489.

Kan, J. Y., Rungcharassaeng, K., Bohsali, K., Goodacre, C. J. ve Lang, B. R. (1999). Clinical methods for evaluating implant framework fit. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(1), 7–13.

Kempler, J. (2011). *"The Effect of Impression Technique, Connection Type and Implant Angulation on Impression Accuracy"*. University of Maryland.

Khatami, A. H. ve Smith, C. R. (2007). All-on-Four'' Immediate Function Concept and Clinical Report of Treatment of an Edentulous Mandible with a Fixed Complete Denture and Milled Titanium Framework. *Journal of Prosthodontics*, 17(1):47-51.

Kim, J.-H., Kim, K. R. ve Kim, S. (2015). Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(2), 185–192.

Koosha, S. ve Mirhashemi, F. S. (2013). An Investigation of Three types of Tooth Implant Supported Fixed Prosthesis Designs with 3D Finite Element Analysis. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 10(1), 51–63.

Kreissl, M. E., Gerds, T., Muche, R., Heydecke, G. ve Strub, J. R. (2007). Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clinical oral implants research*, 18(6), 720–6.

Kulak-Özkan, Y. (2012). *Tam protezler ve implant üstü hareketli protezlerde problemler ve çözüm yolları,* (3. bs.). İstanbul: Vestiyer Yayıncılık.

Kurtulmus-Yilmaz, S., Ozan, O., Ozcelik, T. B. ve Yagiz, A. (2014). Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *Journal of Dentistry*, 42(12), 1551–1559.

Kutkut, A., Abu-Hammad, O. ve Frazer, R. (2016). A Simplified Technique for Implant-Abutment Level Impression after Soft Tissue Adaptation around Provisional Restoration. *Dentistry Journal*, 4(2), 14.

Lacefield, W. R. (1998). Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant dentistry*, 7(4), 315–22.

Lee, C. K. ve Agar, J. R. (2006). Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 102–105.

Lee, H., So, J. S., Hochstedler, J. L. ve Ercoli, C. (2008). The accuracy of implant impressions: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(4), 285–291.

Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W. ve Wright, R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 377-81.

Lee, S. J. ve Cho, S. B. (2011). Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 3(4), 177.

Lee, S. J., Betensky, R. A., Gianneschi, G. E. ve Gallucci, G. O. (2015). Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clinical Oral Implants Research*, 26(6), 715–719.

Lemons, J. E. (1990). Dental implant biomaterials. *Journal of the American Dental Association*, 121(6), 716–9.

Li, X., Cao, Z., Qiu, X., Tang, Z., Gong, L. ve Wang, D. (2015). Does matching relation exist between the length and the tilting angle of terminal implants in the all-on-four protocol? stress distributions by 3D finite

element analysis. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(3), 240.

Lin, S., Shi, S., LeGeros, R. Z. ve LeGeros, J. P. (2000). Three-dimensional finite element analyses of four designs of a high-strength silicon nitride implant. *Implant dentistry*, 9(1), 53–60.

Lin, W.-S., Harris, B. T., Zandinejad, A. ve Morton, D. (2014). Use of digital data acquisition and CAD/CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(1), 1–5.

Linder, L., Albrektsson, T., Brånemark, P. I., Hansson, H. A., Ivarsson, B., Jönsson, U. ve Lundström, I. (1983). Electron microscopic analysis of the bone-titanium interface. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 54(1), 45–52.

Locker, D. ve Allen, F. (2007). What do measures of "oral health-related quality of life" measure? *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 35(6), 401–411.

Lopes, A., Maló, P., de Araújo Nobre, M., Sánchez-Fernández, E. ve Gravito, I. (2017). The NobelGuide ® All-on-4 ® Treatment Concept for Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Retrospective Report on the 7-Years Clinical and 5-Years Radiographic Outcomes. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 19(2), 233–244.

Lorenzoni, M., Pertl, C., Penkner, K., Polansky, R., Sedaj, B. ve Wegscheider, W. A. (2000). Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the FrialitR-2 system. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(7), 629–638.

Lu, H., Nguyen, B. ve Powers, J. M. (2004). Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression

materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(2), 151–154.

Ma, J. ve Rubenstein, J. E. (2012). Complete arch implant impression technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(6), 405–410.

Malhotra, A., Padmanabhan, T., Mohamed, K., Natarajan, S. ve Elavia, U. (2012). Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Australian Dental Journal*, 57(4), 440–445.

Maló, P., de Araújo Nobre, M., Gonçalves, Y. ve Lopes, A. (2016). Long-Term Outcome of Implant Rehabilitations in Patients with Systemic Disorders and Smoking Habits: A Retrospective Clinical Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(4), 649–665.

Maló, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Ferro, A. ve Gravito, I. (2015). All-on-4® Treatment Concept for the Rehabilitation of the Completely Edentulous Mandible: A 7-Year Clinical and 5-Year Radiographic Retrospective Case Series with Risk Assessment for Implant Failure and Marginal Bone Level. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17, e531–e541.

Maló, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Francischone, C. ve Rigolizzo, M. (2012). "All-on-4" Immediate-Function Concept for Completely Edentulous Maxillae: A Clinical Report on the Medium (3 Years) and Long-Term (5 Years) Outcomes. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14, e139–e150.

Maló, P., De Araújo Nobre, M., Lopes, A. ve Rodrigues, R. (2015). Double Full-Arch Versus Single Full-Arch, Four Implant-Supported Rehabilitations: A Retrospective, 5-Year Cohort Study. *Journal of Prosthodontics on Complex Restorations*, 24, 256–264.

Maló, P., Rangert, B. ve Nobre, M. (2003). "All-on-four" immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5(1), 2–9.

Maló, P., Rangert, B. ve Nobre, M. (2005). All-on-4 Immediate-Function Concept with Brånemark System® Implants for Completely Edentulous Maxillae: A 1-Year Retrospective Clinical Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7(1), 88–94.

Marghalani, A., Weber, H. P., Finkelman, M., Kudara, Y., El Rafie, K. ve Papaspyridakos, P. (2018). Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 574–579.

McKee Dental. (2013) *(t.y.). Erişim Tarihi: 24 Ağustos 2013, http://mckeedental.com/dental-implants/*

Meffert, R. M., Langer, B. ve Fritz, M. E. (1992). Dental Implants: A Review. *Journal of Periodontology*, 63(11), 859–870.

Mericske-Stern, R., Belser, U. C., Bernard, J. P. ve Taylor, T. D. (2000). Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. *Clinical oral implants research*, 11(1), 126–45.

Misch, C. E. (2011). *Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji.* (3. bs.). *(İ.F. Tulunoğlu çev.)* Ankara: *Atlas Kitapçılık.*

Moreira, A. H. J., Rodrigues, N. F., Pinho, A. C. M., Fonseca, J. C. ve Vilaça, J. L. (2015). Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17, e751–e764.

Mostafa, T. M. N., Elgendy, M. N. M., Kashef, N. A. ve Halim, M. M. (2010). Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. *The International journal of prosthodontics*, 23(6), 525–528.

Naini, R. B., Nokar, S., Borghei, H. ve Alikhasi, M. (y.y.). Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 26(4), 776–81.

Nakhaei, M., Moraditalab, A., Madani, A. ve Haghi, H. (2015). Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants. *Dental Research Journal*, 12(5), 431.

Nassar, U., Oko, A., Adeeb, S., El-Rich, M. ve Flores-Mir, C. (2013). An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(3), 172–178.

Niedermaier, R., Stelzle, F., Riemann, M., Bolz, W., Schuh, P. ve Wachtel, H. (2016). Implant-Supported Immediately Loaded Fixed Full-Arch Dentures: Evaluation of Implant Survival Rates in a Case Cohort of up to 7 Years. *Clinical İmplant Denstisry and Related Research,* 19(1),4-16.

O'Brien, W. J. (2002). *Dental Materials and Their Selection.* 3rd Ed. *Canada: Quintessence Publishing Corporation.*

Ozan, O. (2007). *3 Boyutlu CT Destekli Bilgisayar Programı ile Yönlendirilmiş İmplant Destekli Protezlerin Planlama Başarısının Değerlendirilmesi.* Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi, Ankara.

Ozan, O. ve Kurtulmus-Yilmaz, S. (2018). Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4

Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(1), 64–71.

Ozan, O. ve Ramoglu, S. (2015). Effect of Implant Height Differences on Different Attachment Types and Peri-Implant Bone in Mandibular Two-Implant Overdentures: 3D Finite Element Study. *Journal of Oral Implantology*, 41(3), e50–e59.

Ozan, O., Seker, E., Kurtulmus-Yilmaz, S. ve Ersoy, A. E. (2012). Clinical application of stereolithographic surgical guide with a handpiece guidance apparatus: a case report. *The Journal of oral implantology*, 38(5), 603–609.

Ozan, O., Yilmaz, B. ve Pekperdahci, T. (2008). The prosthodontic rehabilitation of malpositioned implants in a patient with basal cell carcinoma: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(3), 174–177.

Özcelik, T. B. ve Yilmaz, B. (2012). A Functional Open-Tray Impression Technique for Implant-Retained Overdenture Prostheses. *Journal of Oral Implantology*, 38(5), 617–619.

Özçelik, T.B., Özcan, I. ve Ozan, O. (2018). Digital evaluation of the Dimensional accuracy of four different implant impression techniques. *Nigerian Journal of Clinical Practice*. 21:1247-53

Öngül, D., Gökçen-Röhlig, B., Şermet, B. ve Keskin, H. (2012). A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Australian Dental Journal*, 57(2), 184–189.

Pandita, A., Jain, T., Yadav, N. S., Feroz, S. M. A., Pradeep ve Diwedi, A. (2013). Evaluation and comparison of dimensional accuracy of newly

introduced elastomeric impression material using 3D laser scanners: an in vitro study. *The journal of contemporary dental practice*, 14(2), 265–8.

Papaspyridakos, P., Ben Yehuda, D., Rajput, N. ve Weber, H.-P. (2018). Digital Workflow: From Guided Surgery to Final Full-Arch Implant Prosthesis in Three Visits. *Compendium of continuing education in dentistry*, 39(7), e1–e4.

Papaspyridakos, P., Benic, G. I., Hogsett, V. L., White, G. S., Lal, K. ve Gallucci, G. O. (2012). Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: An optical scanning study. *Clinical Oral Implants Research*, 23(6), 676–681.

Papaspyridakos, P., Chen, C.-J., Gallucci, G., Doukoudakis, A., Weber, H.-P. ve Chronopoulos, V. (2014). Accuracy of Implant Impressions for Partially and Completely Edentulous Patients: A Systematic Review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(4), 836–845.

Parr, G. R., Gardner, L. K. ve Toth, R. W. (1985). Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *The Journal of prosthetic dentistry*, 54(3), 410–4.

Patzelt, S. B. M., Bahat, O., Reynolds, M. A. ve Strub, J. R. (2014). The All-on-Four Treatment Concept: A Systematic Review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(6), 836–855.

Penarrocha-Diago, M[1]., Penarrocha-Diago, M[2]., Zaragozí-Alonso, R., Soto-Penaloza, D. ve On Behalf Of The Ticare Consensus, M. (2017). Consensus statements and clinical recommendations on treatment indications, surgical procedures, prosthetic protocols and complications following All-On-4 standard treatment. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 9(5), e712–e715.

Pesqueira, A., Goiato, M., Gennari-Filho, H., Monteiro, D., dos Santos, D., Haddad, M. ve Pellizzer, E. (2012). The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*, 120301122352007.

Polido, W. D. (2010). Moldagens digitais e manuseio de modelos digitais: o futuro da Odontologia. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 15(5), 18–22.

Powers, J. M. ve Wataha, J. C. (2013). *Dental materials: properties and manipulation*. St. Louis, Elsevier/Mosby.

Pozzi, A., Tallarico, M., Mangani, F. ve Barlattani, A. (2013). Different implant impression techniques for edentulous patients treated with CAD/CAM complete-arch prostheses: a randomised controlled trial reporting data at 3 year post-loading. *European journal of oral implantology*, 6(4), 325–40.

Pujari, M., Garg, P. ve Prithviraj, D. R. (2014). Evaluation of Accuracy of Casts of Multiple Internal Connection Implant Prosthesis Obtained From Different Impression Materials and Techniques: An In Vitro Study. *Journal of Oral Implantology*, 40(2), 137–145.

Quante, K., Ludwig, K. ve Kern, M. (2008). Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Materials*, *24*(10), 1311–1315.

Ramoglu, S., Ozan, O. ve Kurtulmuş Yılmaz, S. (2014). Mandibular 2 implant destekli overdenture protezlerde ataşmanlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17(3), 279.

Rams, T. E., Balkin, B. E., Roberts, T. W. ve Molzan, A. K. (2013). Microbiological Aspects of Human Mandibular Subperiosteal Dental Implants. *Journal of Oral Implantology*, 39(6), 714–722.

Rangert, B., Jemt, T. ve Jörneus, L. (1989). Forces and Moments on Brånemark Implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 4, 241–7.

Rashidan, N., Alikhasi, M., Samadizadeh, S., Beyabanaki, E. ve Kharazifard, M. J. (2012). Accuracy of Implant Impressions with Different Impression Coping Types and Shapes. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(2), 218–225.

Roland, M., Langer, B. ve Fritz, M. (1992). Dental Implants: A Review. *Journal of Periodontology*, 63(11), 859–870.

Sadowsky, S. J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 78(1), 28–33.

Sahin, S. ve Çehreli, M. C. (2001). In Implant Prosthodontics: *Implant Dentistry*, 10(2), 85–92.

Saini, H. S., Jain, S., Kumar, S., Aggarwal, R., Choudhary, S. ve Reddy, N. K. (2018). Evaluating the Effect of Different Impression Techniques and Splinting Methods on the Dimensional Accuracy of Multiple Implant Impressions: An in vitro Study. *The journal of contemporary dental practice*, 19(8), 1005–1012.

Sanjna, N., Rathinavel Pandian, M., Bhuminathan, S., Raghavendra-Jayesh, S. ve Vidhya, J. (2014). Impression technique in implantology: a review. *Research Journal of Pharmaceutical, Biological and Chemical Sciences*, 5, 1934–40.

Selvaraj, S., Dorairaj, J., Mohan, J. ve Simon, P. (2016). Comparison of implant cast accuracy of multiple implant impression technique with different

splinting materials: An in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(2), 167.

Sertgöz, A. ve Güvener, S. (1996). Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 76(2), 165–9.

Siadat, H., Alikhasi, M., Beyabanaki, E. ve Rahimian, S. (2016). Comparison of Different Impression Techniques When Using the All-on-Four Implant Treatment Protocol. *The International journal of prosthodontics*, 29(3),265-70

Silva, G. C., Mendonça, J. A., Lopes, L. R. ve Landre, J. (2010). Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 25(2), 239–246.

Sivolella, S., Berengo, M., Fiorot, M. ve Mazzuchin, M. (2007). Retrieval of blade implants with piezosurgery: two clinical cases. *Minerva stomatologica*, 56(1–2), 53–61.

Smith, D. C. (1993). Dental implants: materials and design considerations. *The International journal of prosthodontics*, 6(2), 106–17.

Sorrentino, R., Gherlone, E. F., Calesini, G. ve Zarone, F. (2010). Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: An in vitro comparative study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 12, 1–14.

Spector, M. R., Donovan, T. E. ve Nicholls, J. I. (1990). An evaluation of

impression techniques for osseointegrated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63(4), 444–7.

Stegaroiu, R., Kusakari, H., Nishiyama, S. ve Miyakawa, O. (1998). Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 13(6), 781–90.

Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H. J. A., Kuiper, C. ve Raghoebar, G. M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology and medicine: an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 15(4), 240–8.

Stimmelmayr, M., Güth, J. F., Erdelt, K., Edelhoff, D. ve Beuer, F. (2012). Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit—an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 16(3), 851–856.

Stimmelmayr, M., Güth, J. F., Erdelt, K., Happe, A., Schlee, M. ve Beuer, F. (2013). Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. *Clinical Oral Investigations*, 17, 1929–35.

Sumathi, K., Mantri, S. ve Deogade, S. (2015). Impressions in Implant Dentistry: A review. *International Journal of Research in Dentistry*, 5(2), 22–32.

Svanborg, P., Skjerven, H., Carlsson, P., Eliasson, A., Karlsson, S. ve Ortorp, A. (2014). Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions. *International journal of dentistry*, 534382.

Sykaras, N., Iacopino, A. M., Marker, V. A., Gilbert Triplett, / R ve Woody, R.

D. (2000). *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 675 Implant Materials, Designs, and Surface Topographies: Their Effect on Osseointegration. A Literature Review*.

Tabesh, M., Alikhasi, M. ve Siadat, H. (2018). A Comparison of implant impression precision: Different materials and techniques. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(2), 151–158.

Tanahashi, M., Kokubo, T., Nakamura, T., Katsura, Y. ve Nagano, M. (1996). Ultrastructural study of an apatite layer formed by a biomimetic process and its bonding to bone. *Biomaterials*, 17(1), 47–51.

Tang, T., Zhang, L., Hou, Y.-F., Jiang, Y.-C., Wang, X.-D. ve Chen, N. (2018). [A prospective study of changes in oral health-related quality of life during "all-on-four" immediate restoration for edentulous individuals]. *Shanghai kou qiang yi xue = Shanghai journal of stomatology*, 27(1), 52–55.

Taruna, M., Chittaranjan, B., Sudheer, N., Tella, S. ve Abusaad, M. (2014). Prosthodontic Perspective to All-On-4® Concept for Dental Implants. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(10), ZE16.

Taylor T.D. ve Laney W.R. (2013). What Are the Types of Implants? Erişim: 22/08/2013, University of Connecticut Health Center, http://dentalimplants.uchc.edu/images/about_implants/image_page19_endosseous.jpg.

Testori, T., Del Fabbro, M., Capelli, M., Zuffetti, F., Francetti, L. ve Weinstein, R. L. (2008). Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 19(3), 227–232.

Thomason, J. M., Kelly, S. A. M., Bendkowski, A. ve Ellis, J. S. (2012). Two implant retained overdentures - A review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *Journal of Dentistry*, 40(1), 22–34.

Tonellini, G., Saez Vigo, R. ve Novelli, G. (2018). Double Guided Surgery in All-on-4 Concept: When Ostectomy Is Needed. *International Journal of Dentistry*, 4, 1–7.

Tsagkalidis, G., Tortopidis, D., Mpikos, P., Kaisarlis, G. ve Koidis, P. (2015). Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 517–523.

Turkyilmaz, I., Company, A. M. ve McGlumphy, E. A. (2010). Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? the use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology*, 27(1), 3–10.

Ulusoy, M. . ve Aydın, K. (2010). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler* (3rd bs.). Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.

van Noort, R. (2007). *Introduction to dental materials*. Mosby/Elsevier.

Vigolo, P., Fonzi, F., Majzoub, Z. ve Cordioli, G. (2004). An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(5), 470–476.

Wataha, J. C. (1996). Materials for endosseous dental implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23(2), 79–90.

Weaver, J.D., Johnson, G.H. ve Bales, D.J. (1991). Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(6), 747-753.

Weckenmann, A., Peggs, G. ve Hoffmann, J. (2006). Probing systems for dimensional micro- and nano-metrology. *Measurement Science and Technology*, 17(3), 504–509.

Wee, A. G. (2000). Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(3), 323–331.

Wee, A. G., Aquilino, S. A. ve Schneider, R. L. (1999). Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *The International journal of prosthodontics*, 12(2), 167–78.

Weinberg, L. A. (2001). Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part II: therapeutic differential loading. *Journal of Oral Implantology*, 27(6), 302–310.

Wenz, H. ve Reuter, H. (2008). Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(6), 467.

Xiaojun, C., Yanping, L., Yiqun, W. ve Chengtao, W. (2007). Computer-aided oral implantology: Methods and applications. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 31(6), 459–467.

Yang, X., Wang, D., Liang, Y., Yin, H., Zhang, S., Jiang, T., Zhou, Y. (2014). A new implant with solid core and porous surface: the biocompatability with bone. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 102(7), 2395–407.

Yilmaz, B., Alshahrani, F. A., Kale, E. ve Johnston, W. M. (2018). Effect of feldspathic porcelain layering on the marginal fit of zirconia and titanium complete-arch fixed implant-supported frameworks. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 71–78.

Yuzbasioglu, E., Kurt, H., Turunc, R. ve Bilir, H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, 14(1), 10.

Zitzmann, N. ve Marinello, C. (2002). A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prosthesis in the edentulous mandible. *International Journal of Prosthodontics*, 15, 65.

ARAŞTIRMACIYA AİT YAYINLAR VE ÖZGEÇMİŞ

Ek 1. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: A. OĞUZ HAMİŞ

Doğum Tarihi: 05/01/1990

Öğrenim Durumu:

Derece	**Bölüm/Program**	**Üniversite**	**Yıl**
Lisans/ Y. Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Yakın Doğu Üniversitesi	2013

Doktora Tezi/S.Yeterlik Çalışması/Tıpta Uzmanlık Tezi Başlığı (özeti ekte) ve Danışman(lar)ı :

Görevler:

Görev Unvanı	**Görev Yeri**	**Yıl**
Arş.Gör.	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013--

Bilimsel Kuruluşlara Üyelikler :

Computer Aided Implantology Academy (CAI)

Türk İmplantoloji ve Prosthodontoloji Akademisi (TPID)

The European Prosthodontic Association (EPA)

Together For Implantoloji (TFI)

Ödüller:

Hamis O., Ozan O., (2017). Accuracy of Different Impression Techniques in ''All-on-4'' Concept.. FDI World Dental Congress in Madrid/ Spain. Poster Ödülü (Birincilik)**.**

Yayınları :

1.Uluslararası Etkinlikler

1.1.Uluslararası Makale Yayınları

Ozan O**. Hamis O**. (2018). ''Accuracy of different definitive impression techniques with the all-on-4 protocol''. The Journal of Prosthetic Dentistry. [Epub ahead of print]

1.1.4.Hakemli dergilerde basılan ve 1.1.1. ve 1.1.2. de yer almayan makaleler

1.2. Uluslararası Konferanslar

1.2.2.Sunulan ve yayınlanan bildiri özetleri

Ramoglu S, Ozan O, **Hamis AO*,** Kurtulmus-Yılmaz S. Cone beam computed tomography guided implant replacement: A case report. [Poster Presentation]. 19th Congress of the BASS, Serbia, 2014.

Ozan O, Kurtulmuş-Yılmaz S, Uyanık O**, Hamis AO*,** Ramoglu S. 3D implant planning in immediate rehabilitation: A case report. [Poster Presentation]. 38th Annual Conference of the European Prosthodontic Association, Turkey, 2014.

Ulusoy M, Kurtulmus-Yılmaz S, Ozan O , **Hamis AO*,** Aktore H. The evaluation of the stain removal efficacy of different denture cleansing methods. [Poster Presentation]. 22th. Turkish Association Prosthodontics and Implantology Antalya/Turkey, 2015.

Ozan O, **Hamis AO**[1], Uyanık LO , Kurtulmuş-Yilmaz S. Rehabilitation Of A Patient With Class 3 Malocclusion Using All-On-4 Concept. [Poster Presentation]. 21th International Dental Congress of TDA. Turkey, 2015.

Ozan O, Kurtulmuş-Yılmaz S, Ulusoy M, Aktore H, **Hamis AO.** The Effect of different disinfection methods on the water sorption of acrylic resin and denture teeth[Poster Presentation]. 22th. Turkish Association Prosthodontics and Implantology Antalya/Turkey, 2015.

Ozan O, **Hamis AO**, Ongun S. Evaluation of the amount of material shaved from the implant drill and different guiding tubes used in surgical guides. [Oral Presentation] International Meeting of Computer Aided Implantology Academy 10th Annual Meeting. 2015 Floransa ITALY, 2015.

2.Ulusal Etkinlikler

2.1.Ulusal Makale Yayınları

Kurtulmuş Yılmaz S, Ozan O, Ramoğlu S, Aktore H, **Hamis AO**. The Effect of The Denture Cleaners on The Colorstability of Soft Denture Lininf Materials. Journal of Faculty of Dental faculty of Atatürk University. 25(1), 59-65. 2014

Ramoglu S, Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S, **Hamis AO**, Aktore H.Alternative Treatment Option For A Screw-Fractured Implant: A Clinical Report. Balikesir Health Science Journal. 2015; 4(1): 46-50, 2015.

Hamis AO, Ozan O, Ramoglu S. 3-dimensional implant planning in prosthetic dentistry and surgical guides. (Review) Acta Odontologica Turcica 2016. DOI:http://dx.doi.org/10.17214/aot.32902

TEZDEN YAPILAN YAYINLAR, SUNUMLAR, POSTERLER

Ozan O**. Hamis O**. (2018). ''Accuracy of different definitive impression techniques with the all-on-4 protocol''. The Journal of Prosthetic Dentistry. [Epub ahead of print]

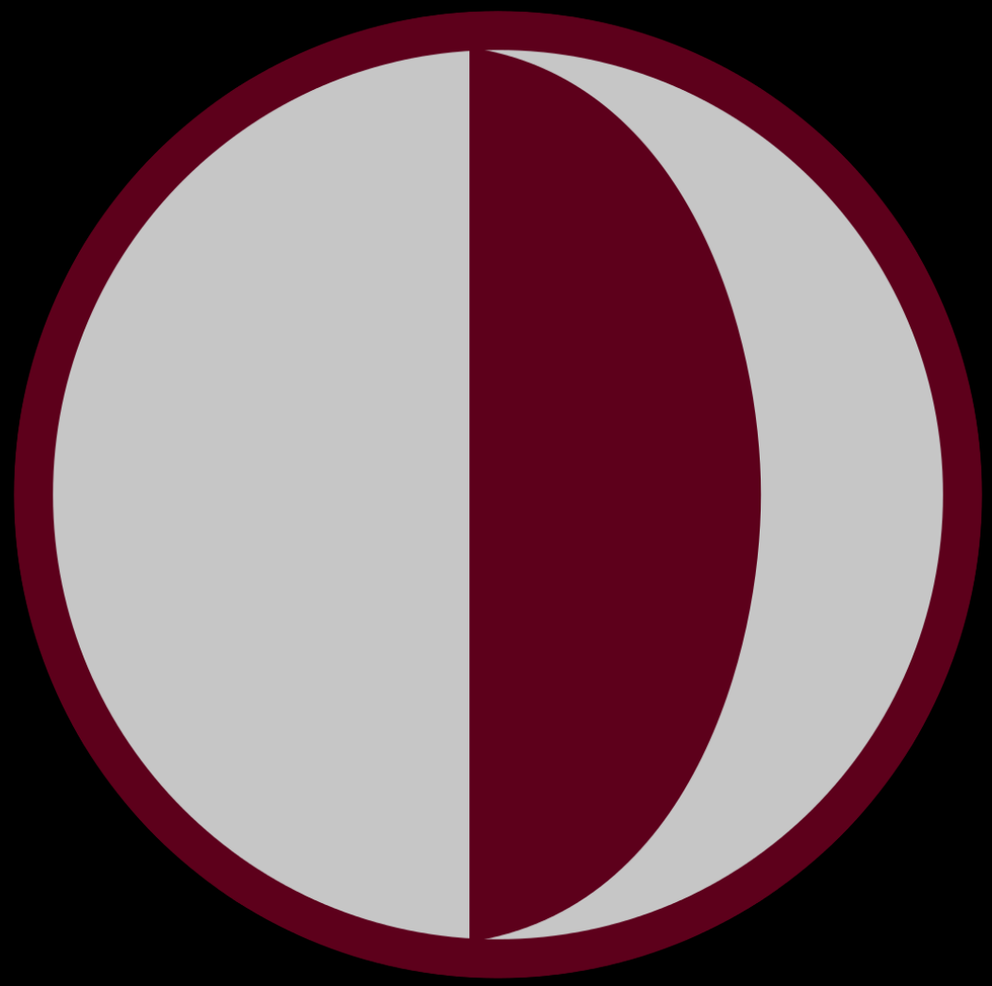
Hamis O., Ozan O., (2017). Accuracy of Different Impression Techniques in ''All-on-4'' Concept.. FDI World Dental Congress in Madrid/ Spain. Poster Ödülü (Birincilik)**.**

FARKLI EĞİMLENDİRMEDEKİ DİSTAL İMPLANTLARA SAHİP ‘’ALL- ON-4” UYGULAMALARINDA KULLANILAN ÖLÇÜ TEKNİKLERİNİN HASSASİYETLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

DT. A. OĞUZ HAMİŞ

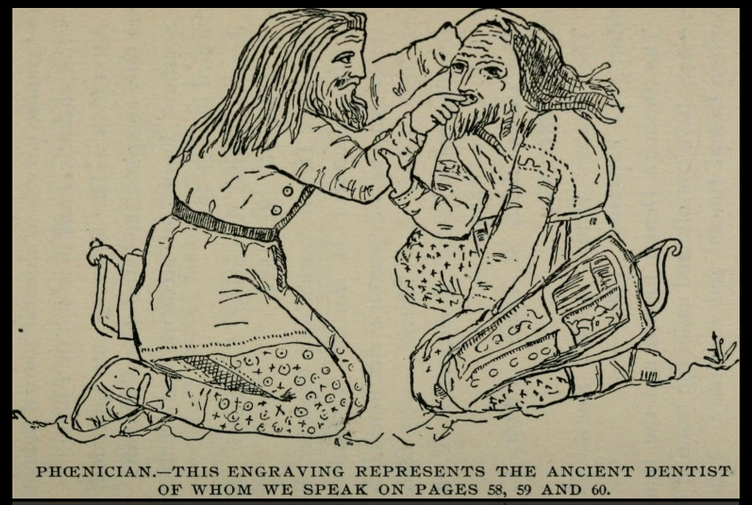
DANIŞMAN : PROF. DR. OĞUZ OZAN

Bu tez çalışması Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri ve TFI Academy tarafında desteklenmiştir.



Ozan O. **Hamis O**. (2018). "Accuracy of different definitive impression techniques with the all-on-4 protocol". The Journal of Prosthetic Dentistry. [Epub ahead of print]

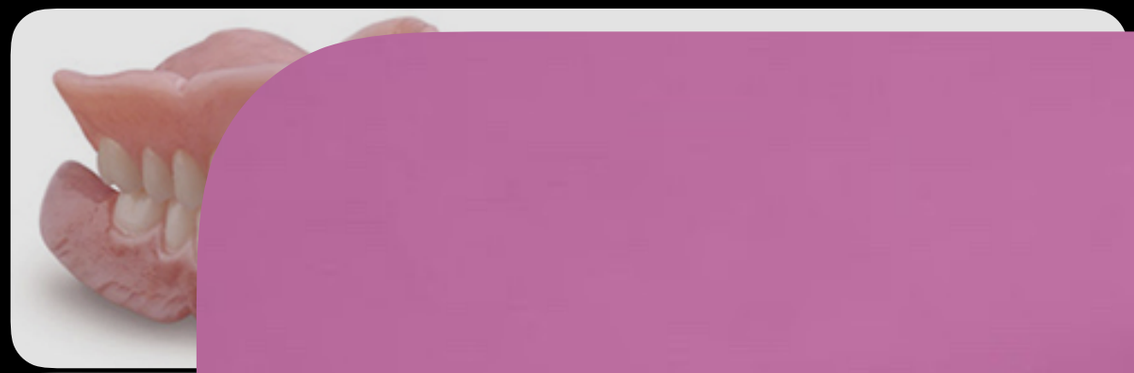
ABC

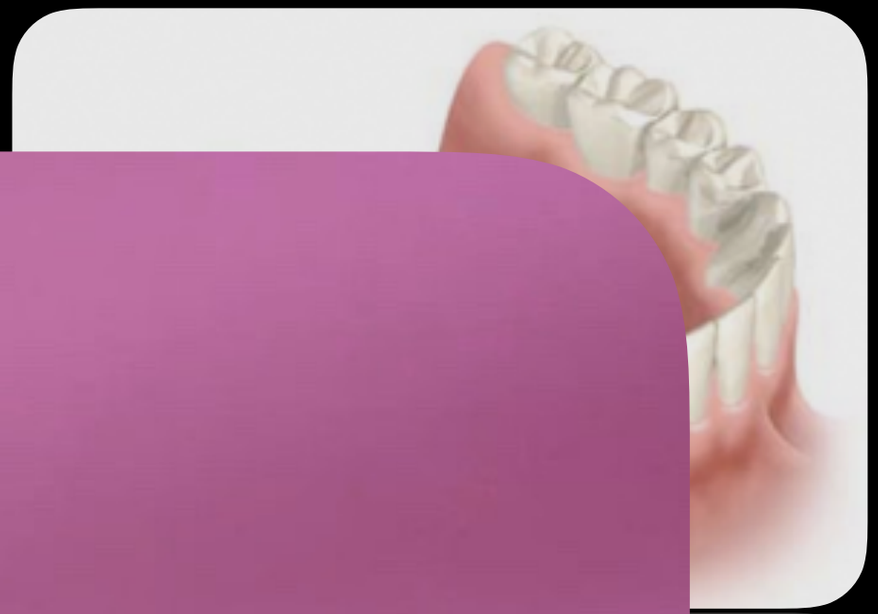


PHŒNICIAN.—THIS ENGRAVING REPRESENTS THE ANCIENT DENTIST
OF WHOM WE SPEAK ON PAGES 58, 59 AND 60.

Search ID: wwe1266

Search ID: wwe1266





5.31 thu
MINIATURE CALENDAR www.miniature-calendar.com

İmplant destekli protezlerin sınıflandırılması

Restore edeceği dokuya göre

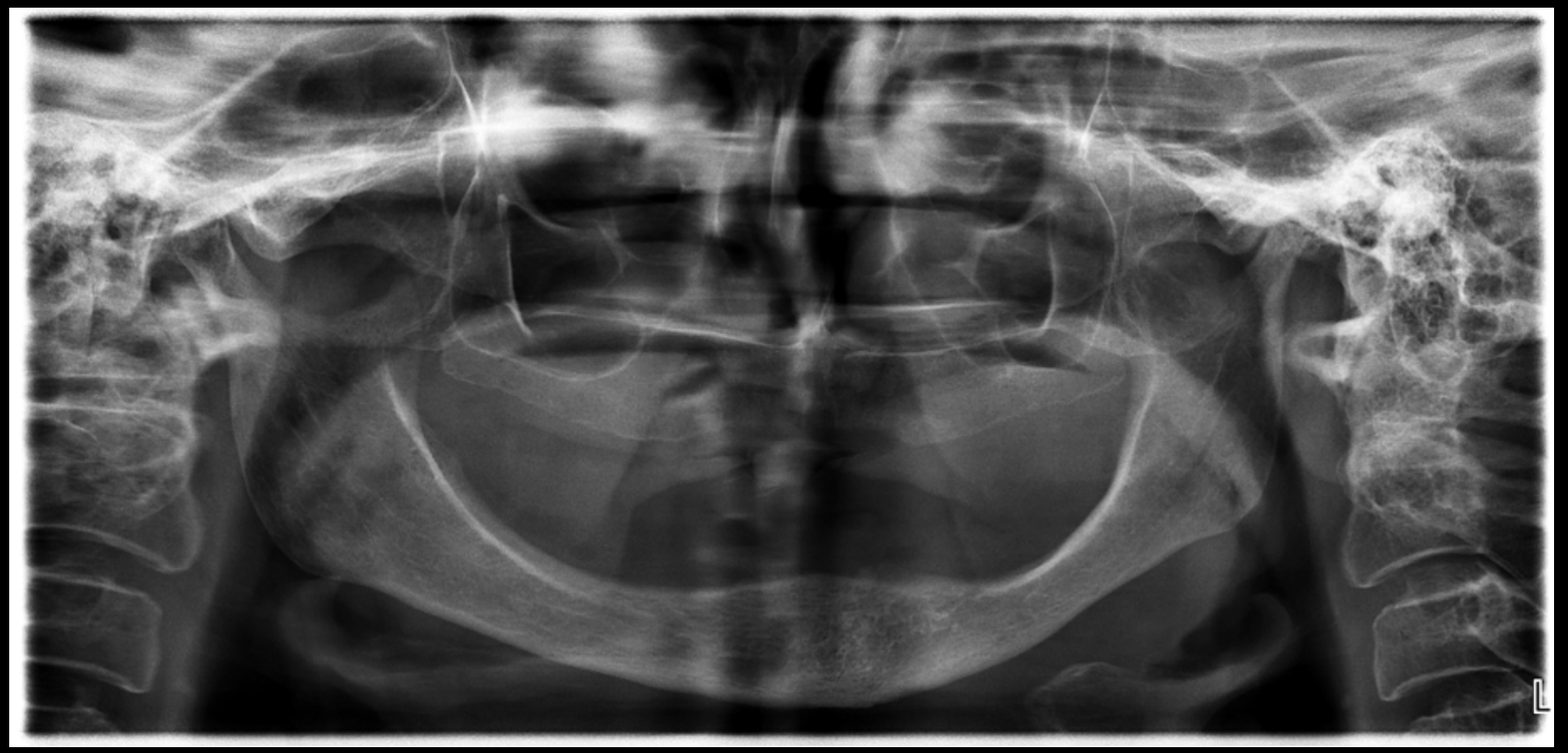
Sabit Protez -1
Sabit Protez -2
Sabit Protez -3
Hareketli Protez -4
Hareketli Protez -5

Retansiyon tipine göre

Siman retansiyonlu
Vida retansiyonlu
Ek parça ile sağlanan retansiyon

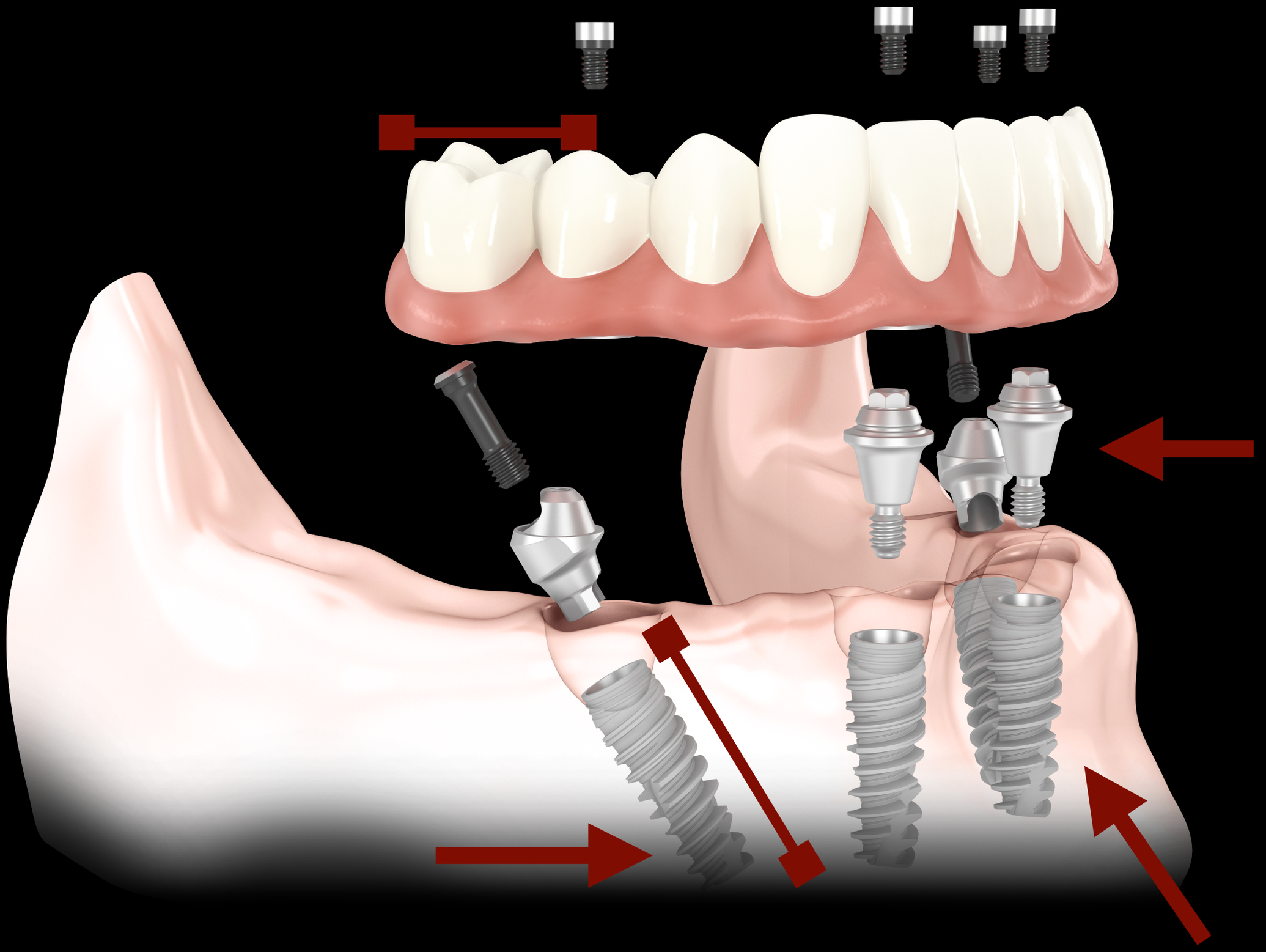
Hasta tarafından takılıp çıkarılmasına

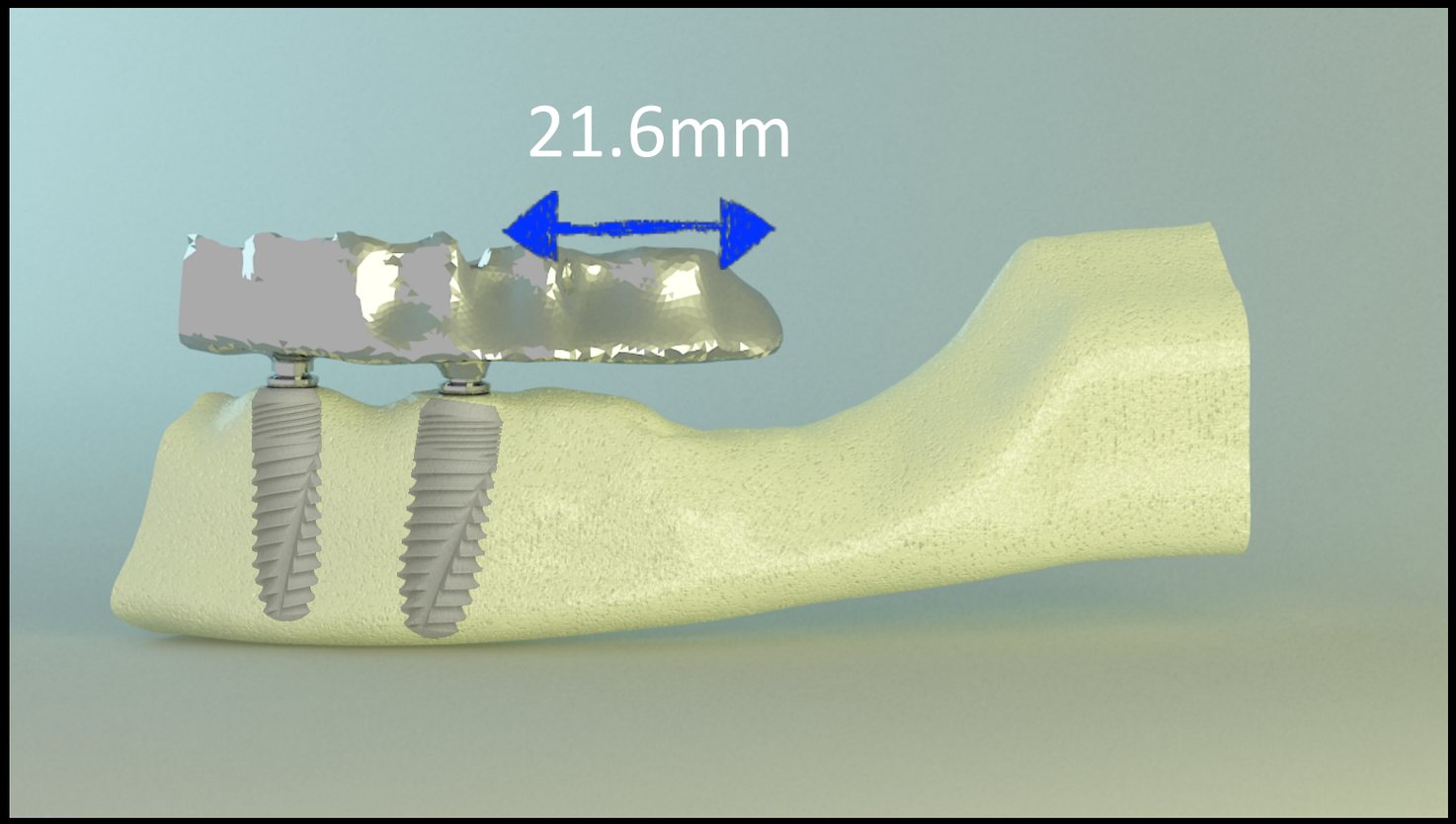
Sabit
Hareketli

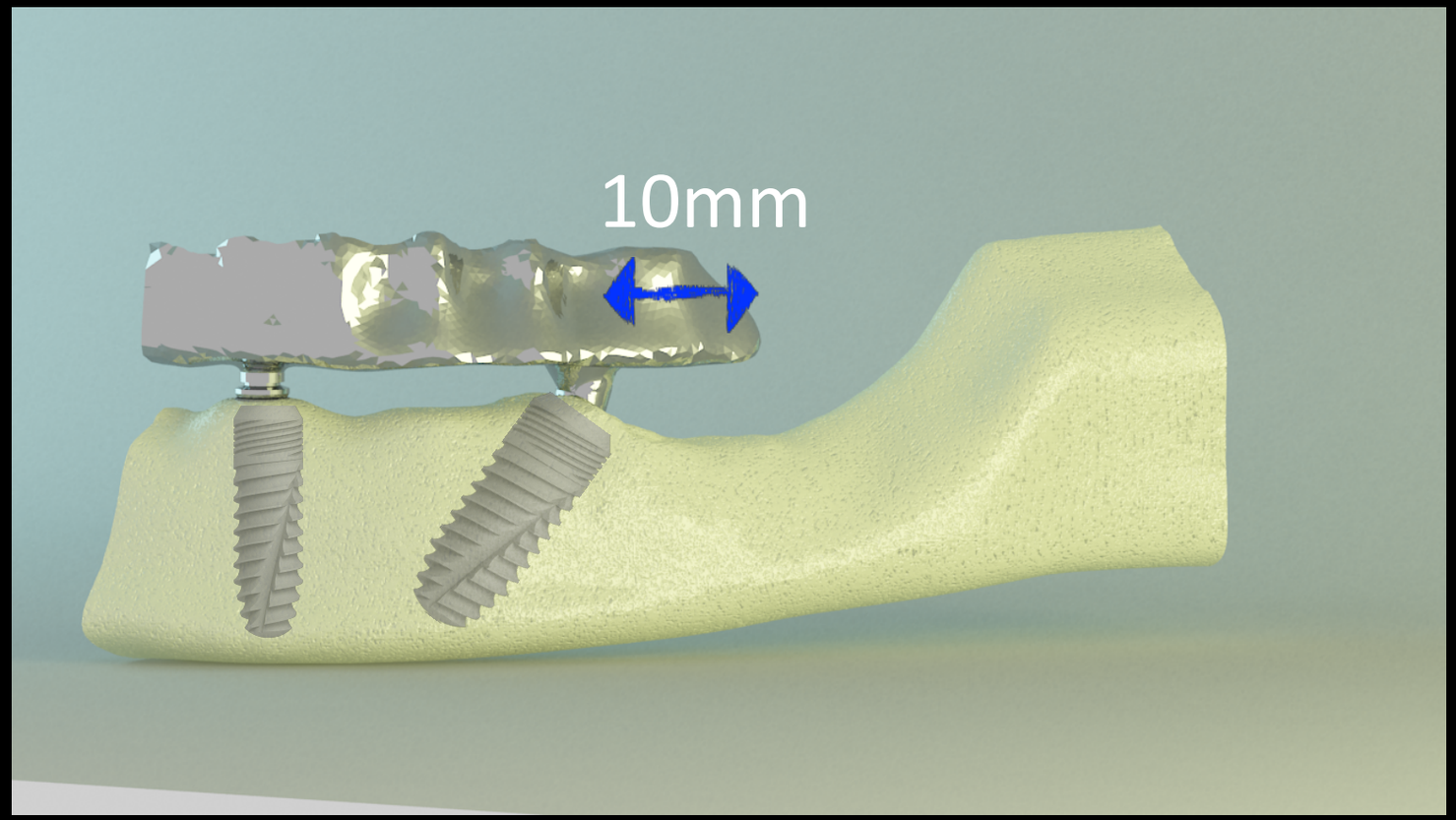


20

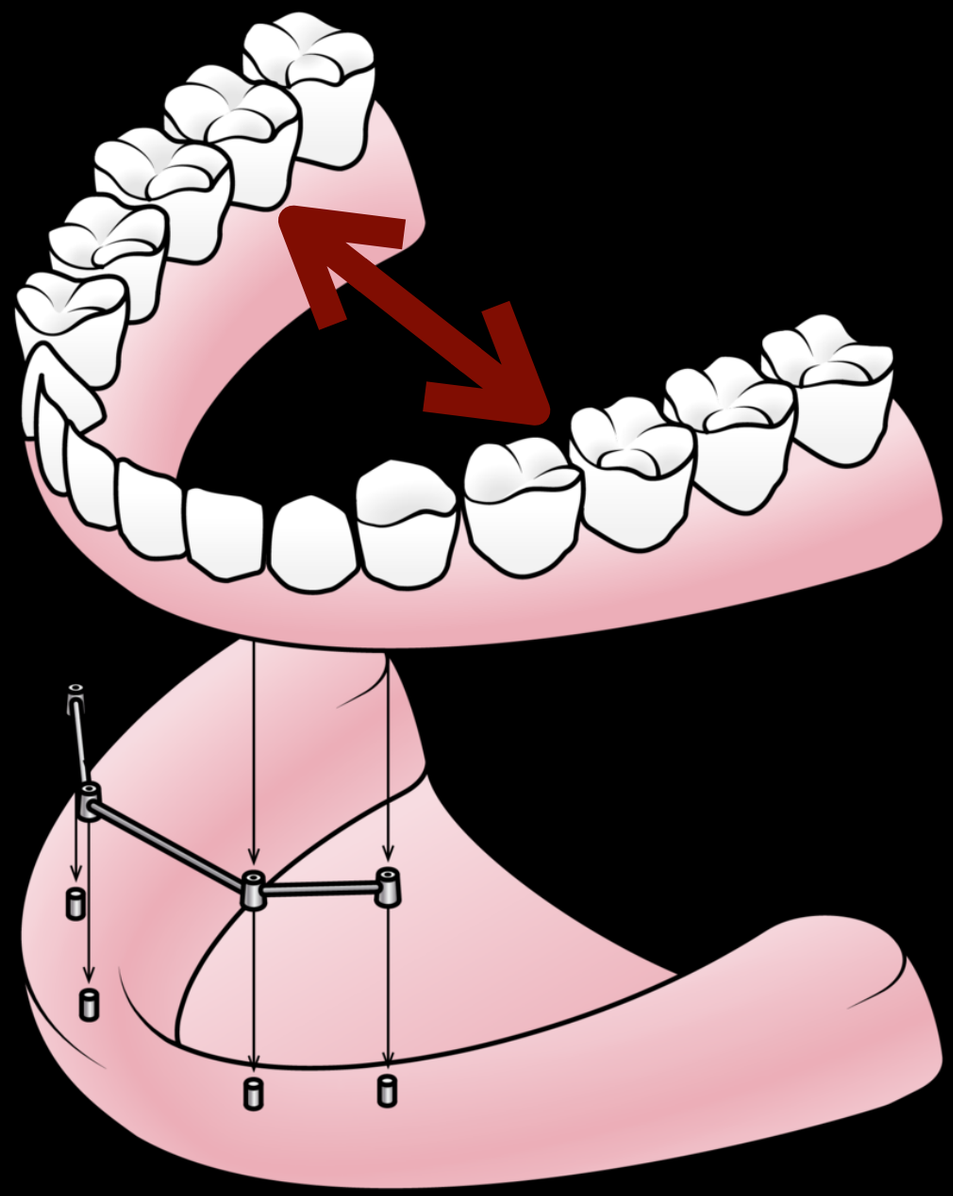
Original. Proven. Life changing.
All-on-4® treatment concept





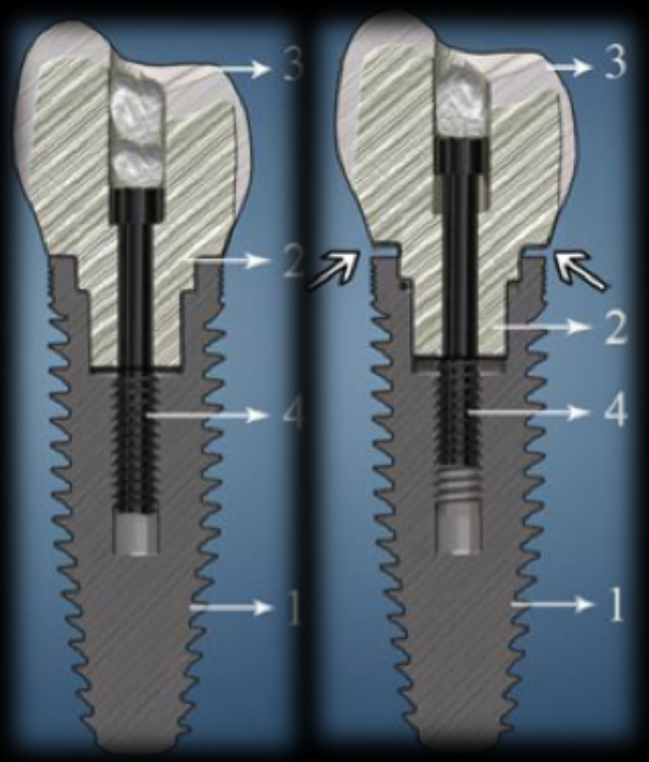


(Ozan ve Kurtulmus-Yilmaz, 2018,)



Pasif Uyum

vida gevşemesi

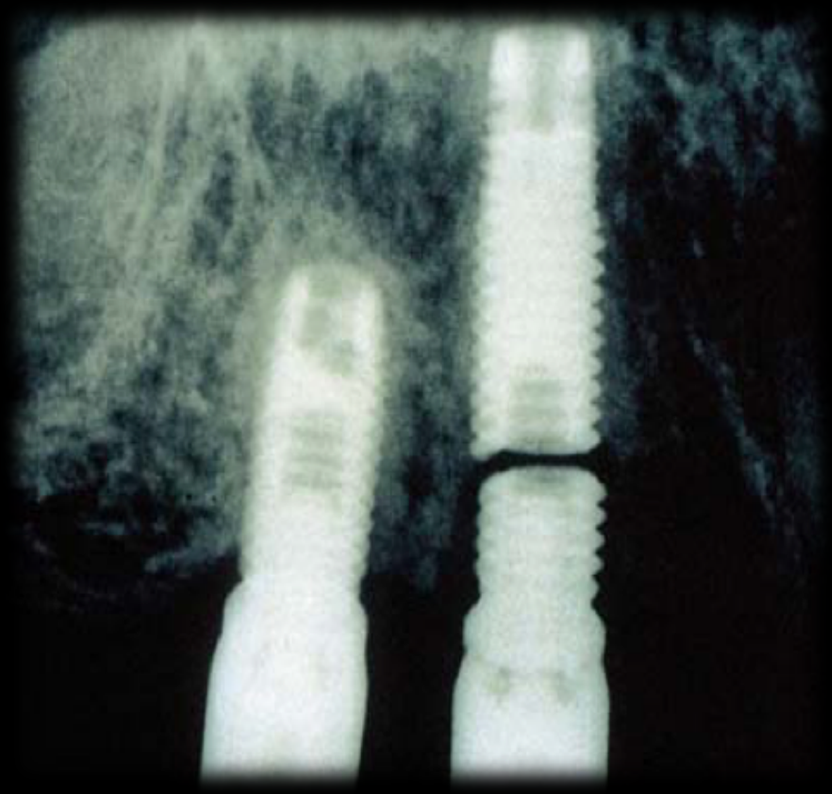


Vida kırığı

Plak Akümülasyonu

Osteointegrasyon kaybı

İmplant kırığı



✳Ölçüyü Etkileyen Faktörler

- Ölçü Tekniği
- Ölçü Materyali
- Ölçü Kopinglerinin Splintlenmesi/Splintlenmemesi
- Splintleme Materyali
- İmplant Sayısı
- İmplant Açısı

Konvansiyonel

Dijital

Ölçü seviyesine göre yapılan sınıflama

- İmplant seviyesinde alınan ölçü
- Abutment seviyesinde alınan ölçü
- Prepare edilmiş abutment seviyesinde alınan ölçü

Ölçü koping tipine göre yapılan sınıflama

- İndirekt Teknik / Kapalı Kaşık / Transfer Koping
- Direkt Teknik / Açık Kaşık / Pick-Up Koping
- Plastik Ölçü Kopingi / Snap Fit / Press Fit

İmplant ölçü kopinglerinin bağlanamasına göre yapılan sınıflama

- Sprintli
- Splintsiz

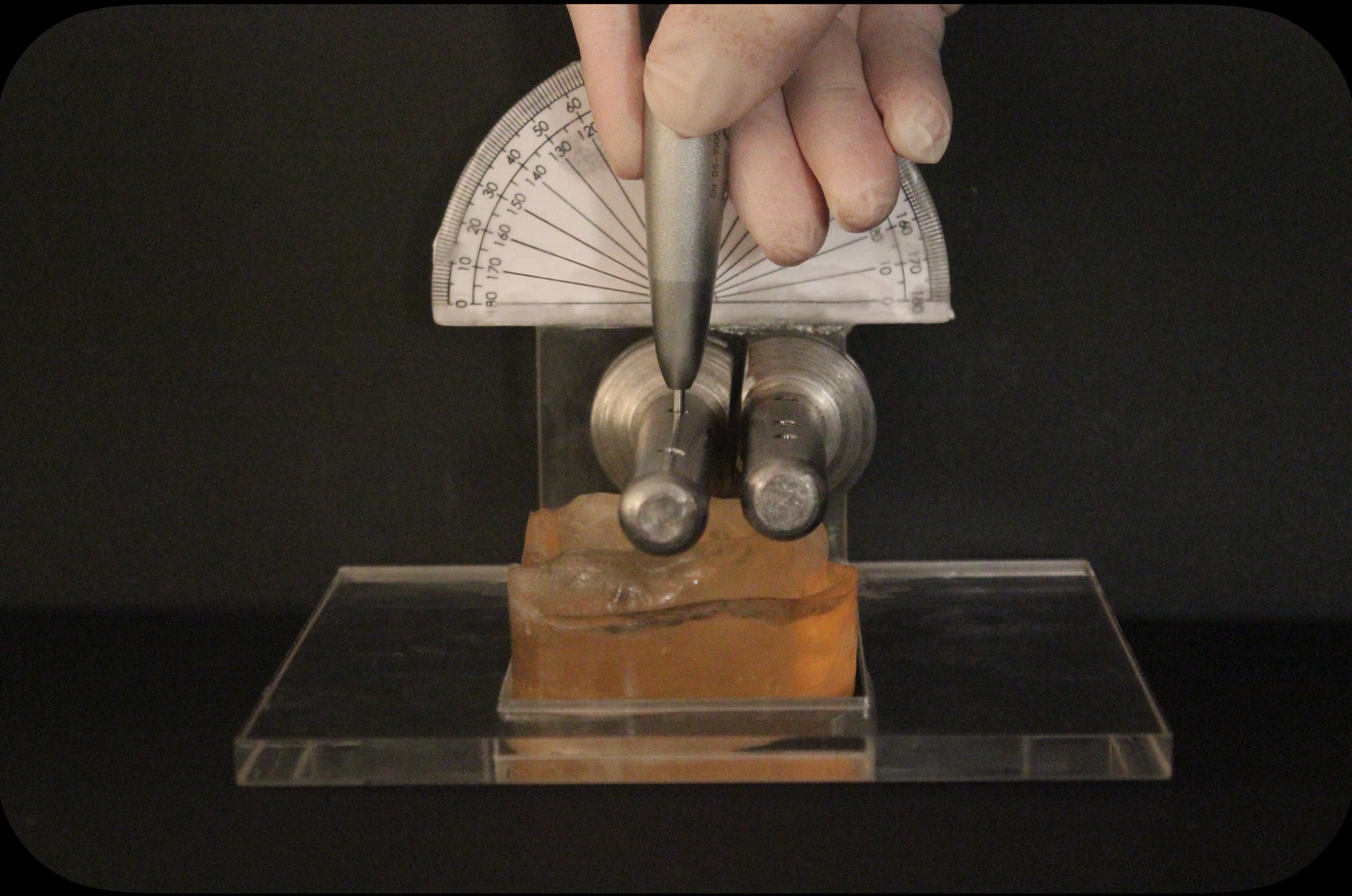
- **Direkt Dijitalizasyon**
- **İndirekt Dijitalizasyon**

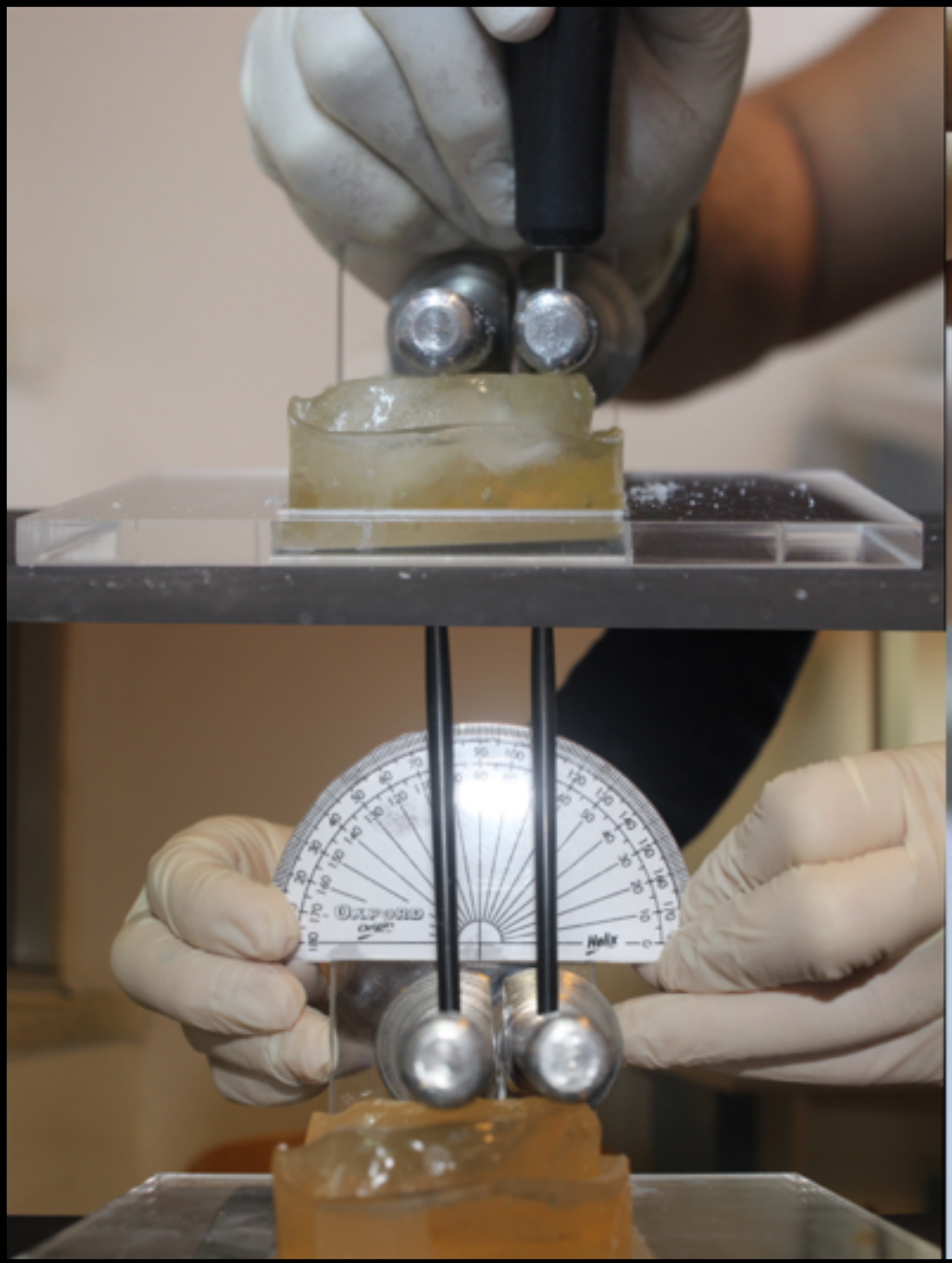
Methods

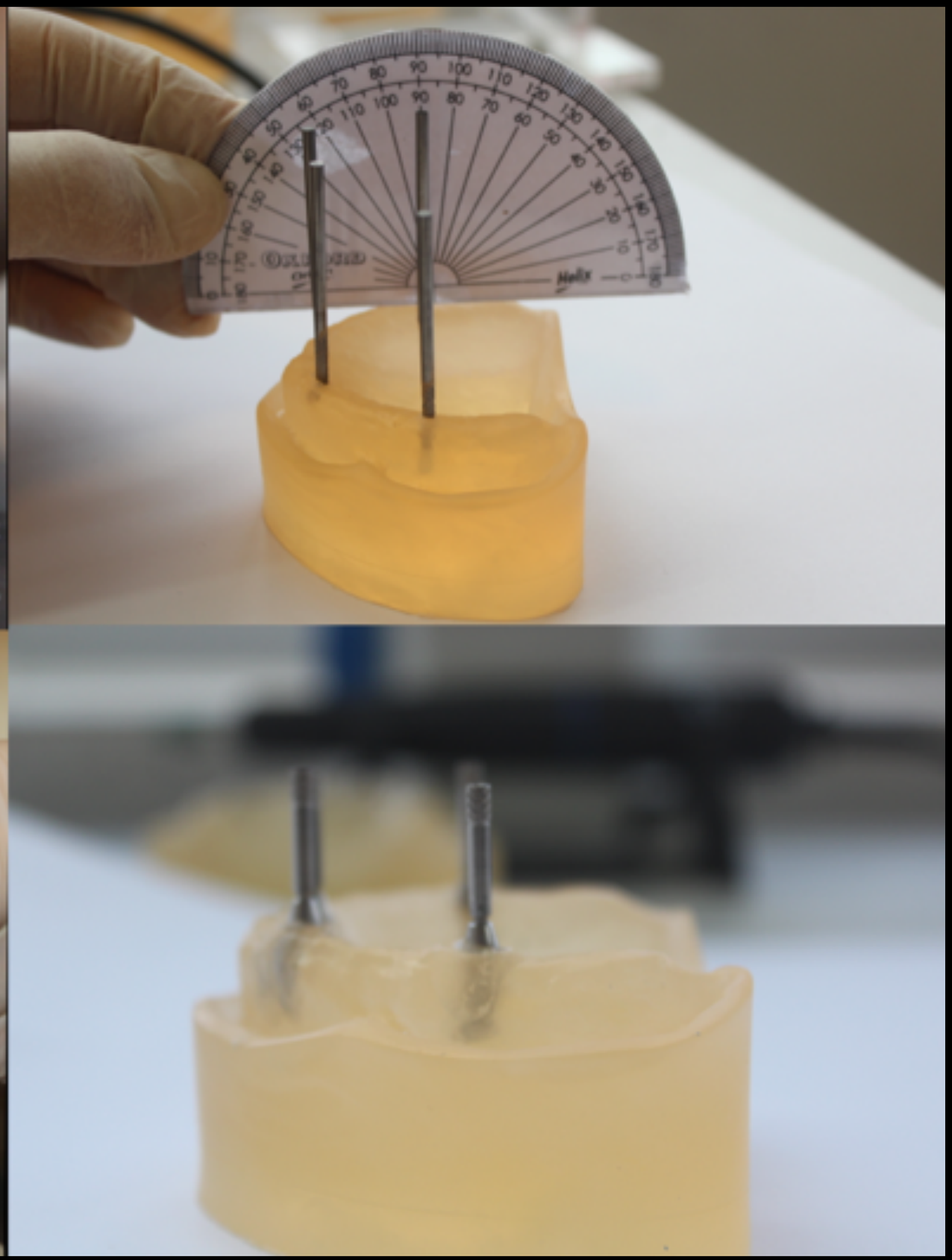
how to ...

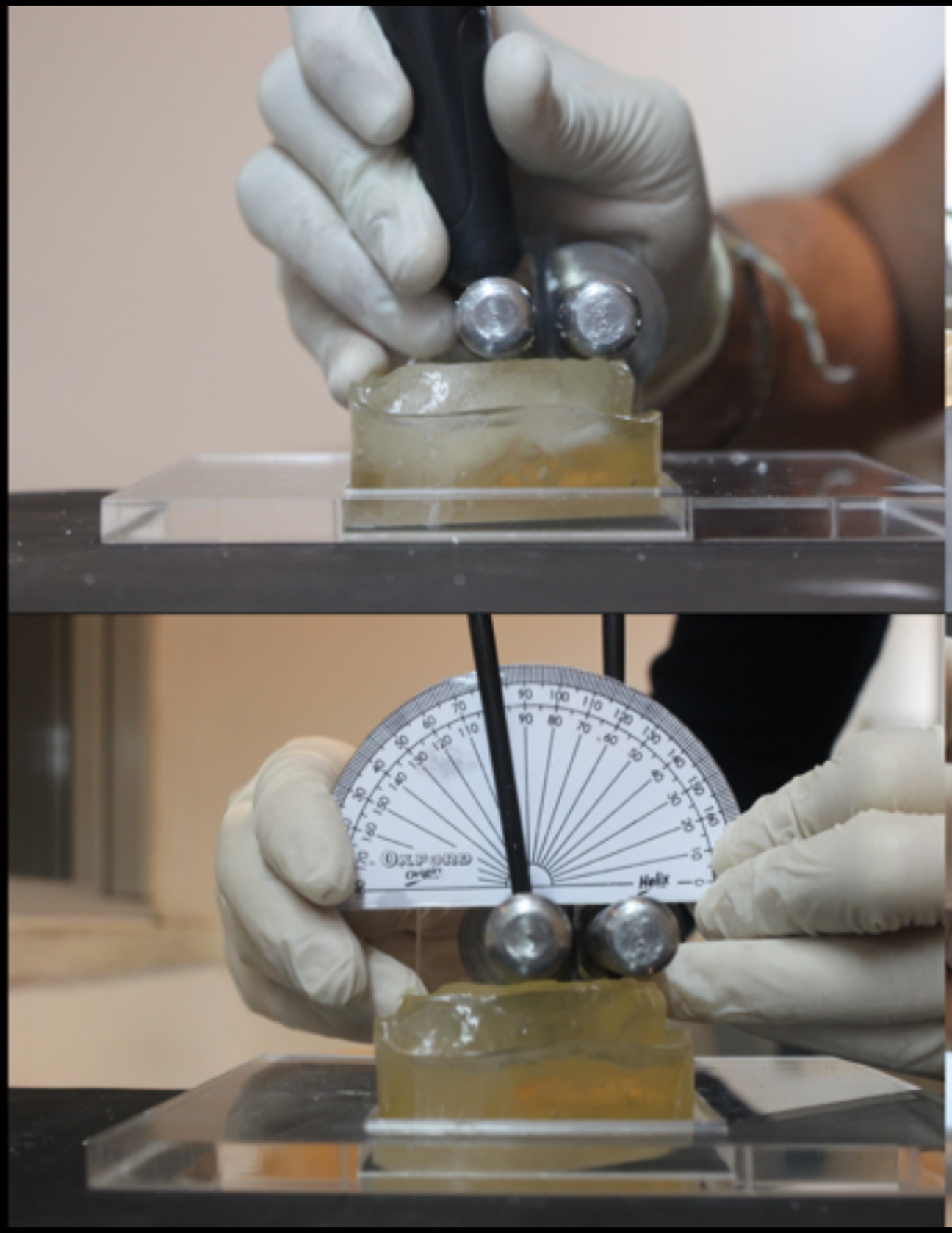
ANA MODELLERİN ELDE EDİLMESİ

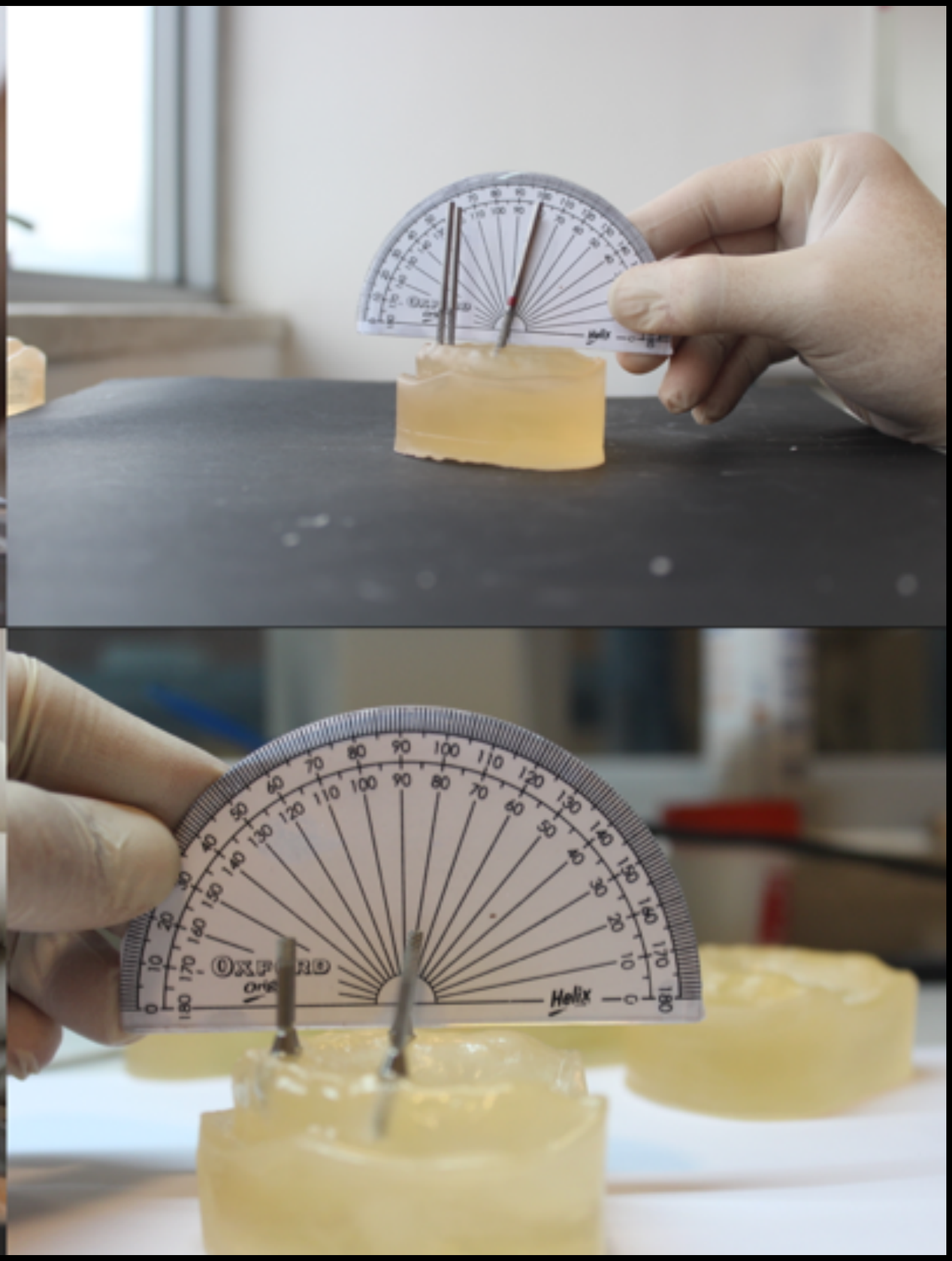
sirona
inEos X5

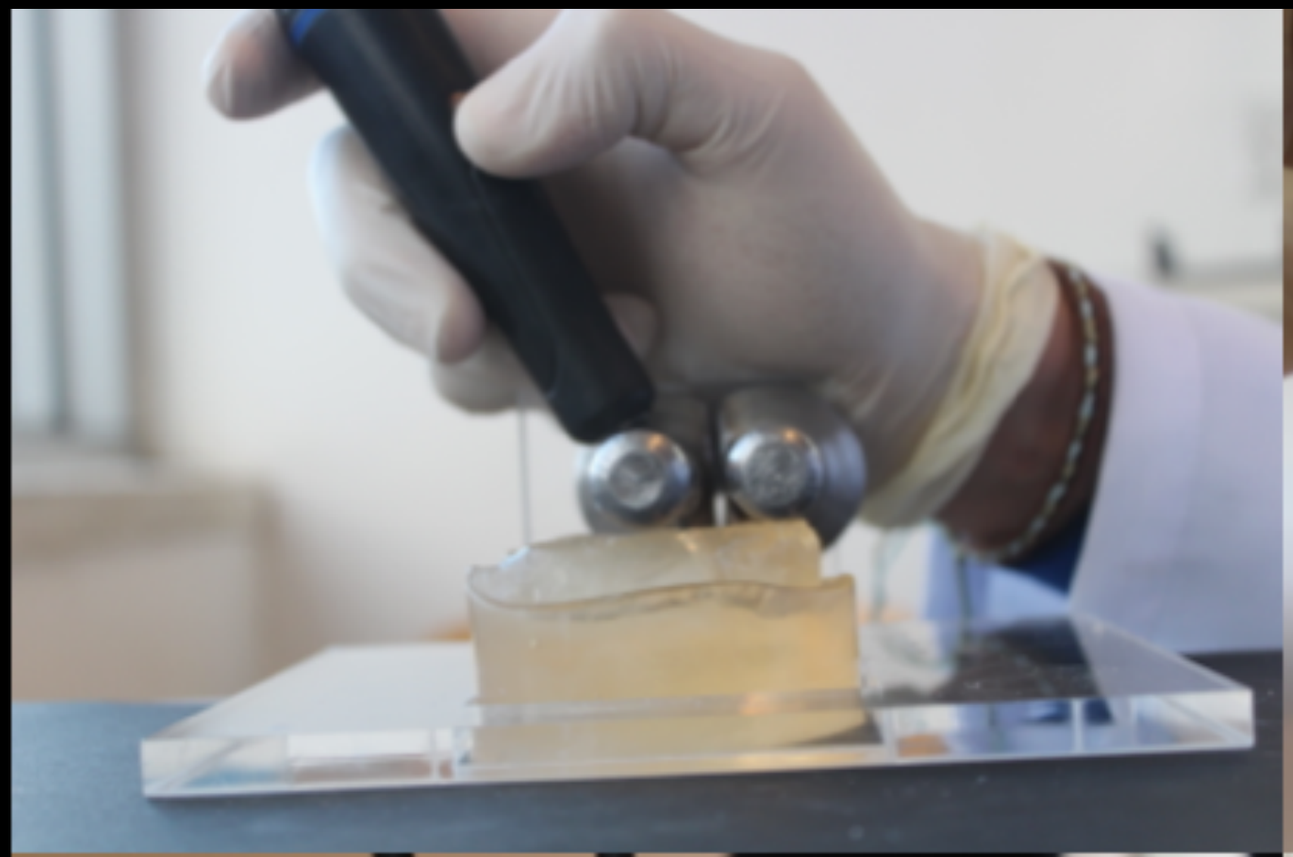

0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
110
120
130
140
150
160
170
180

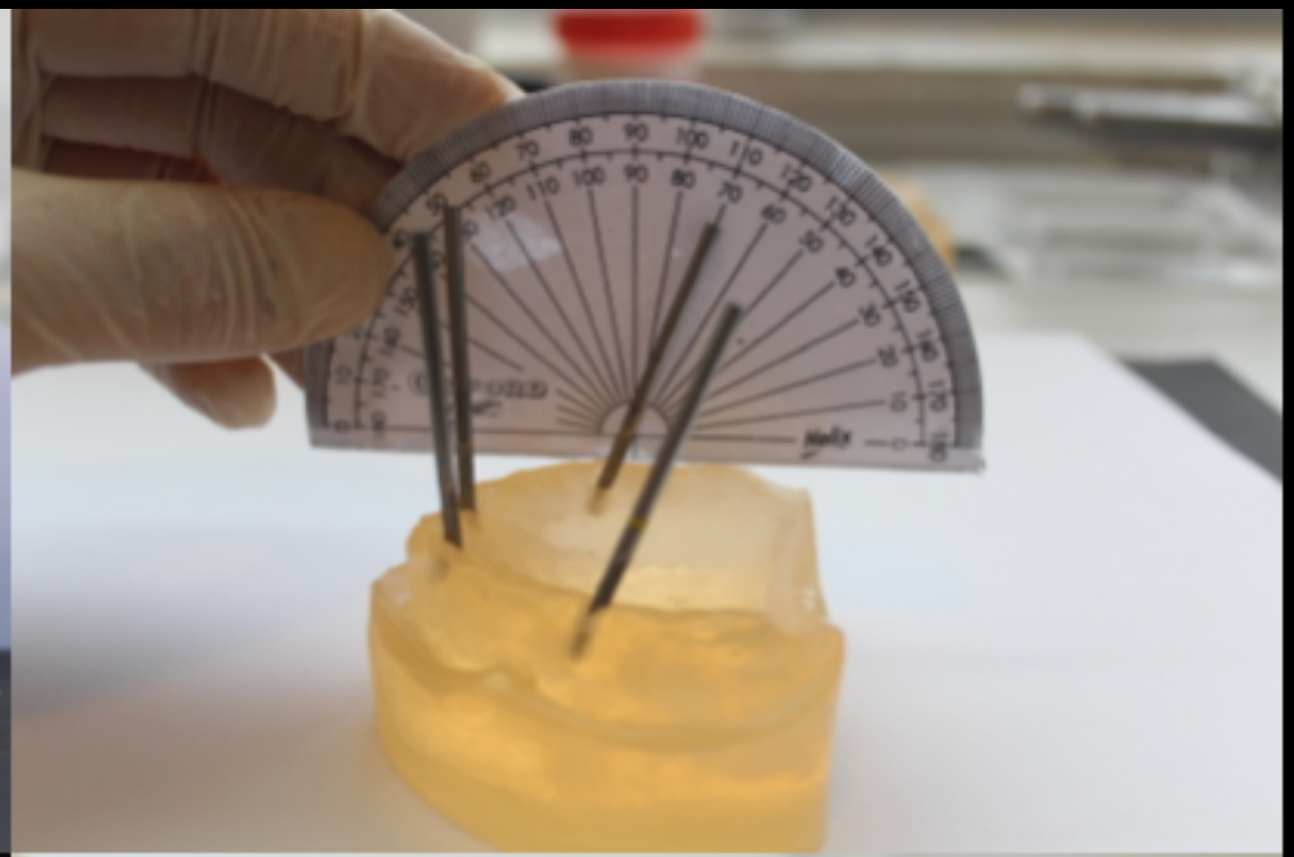


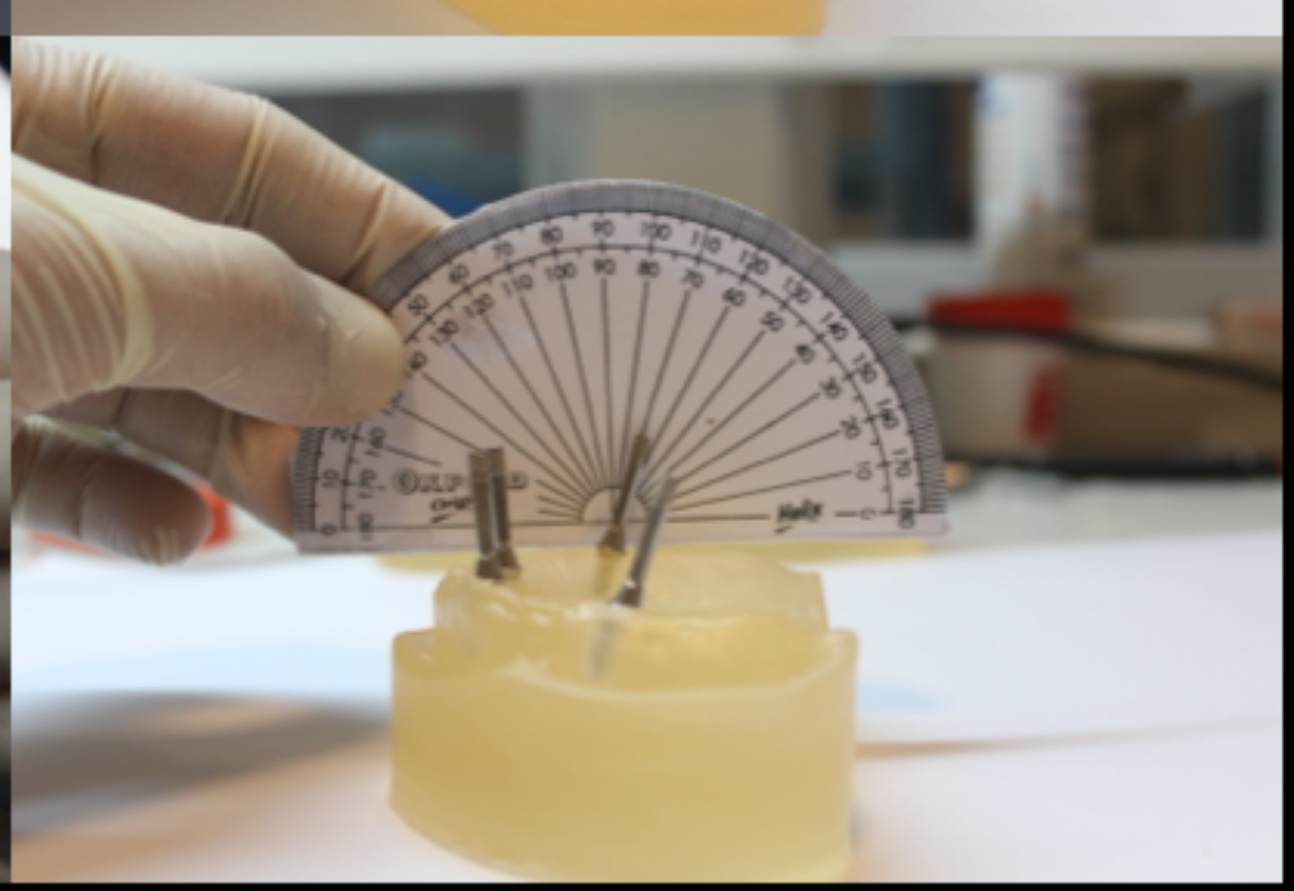


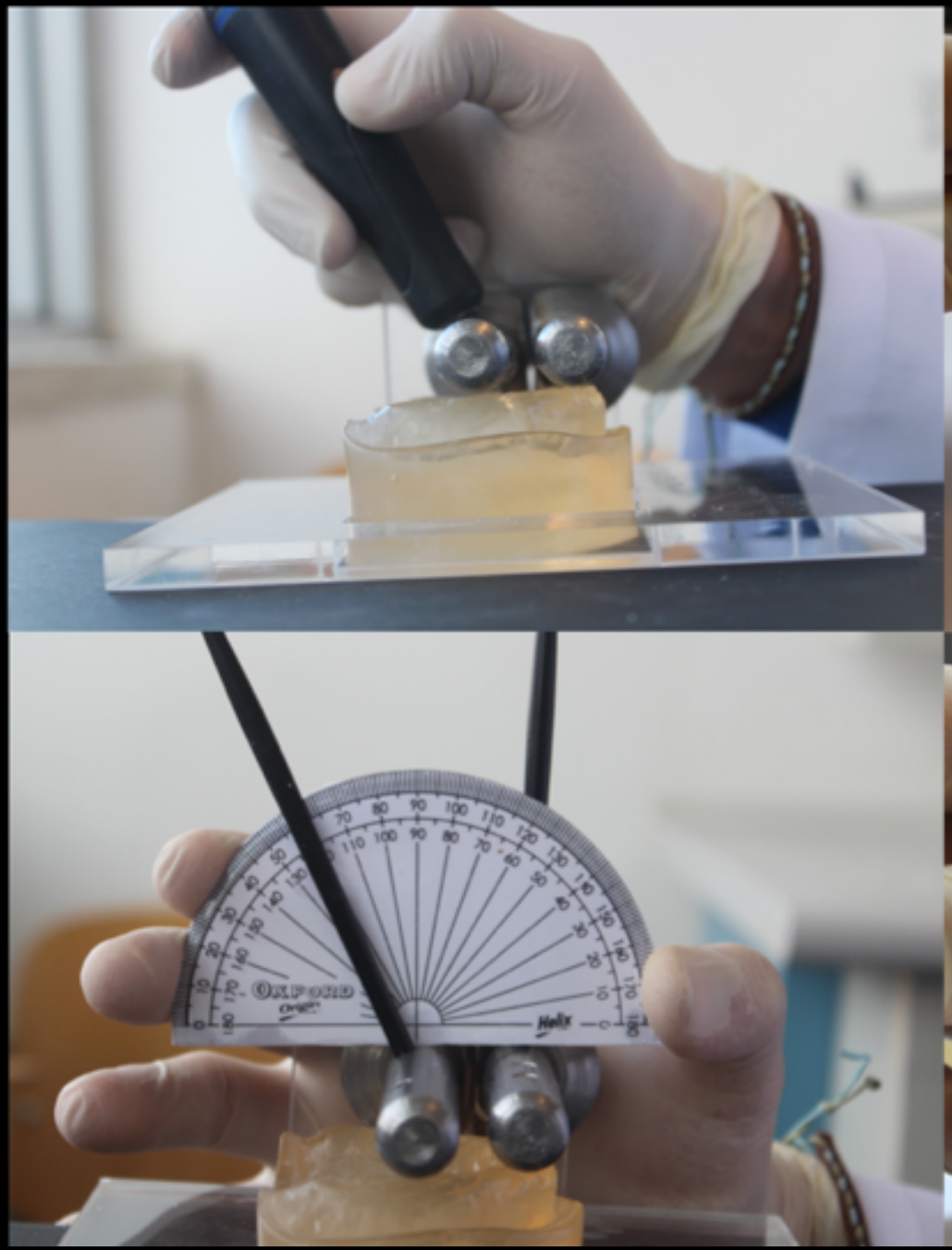


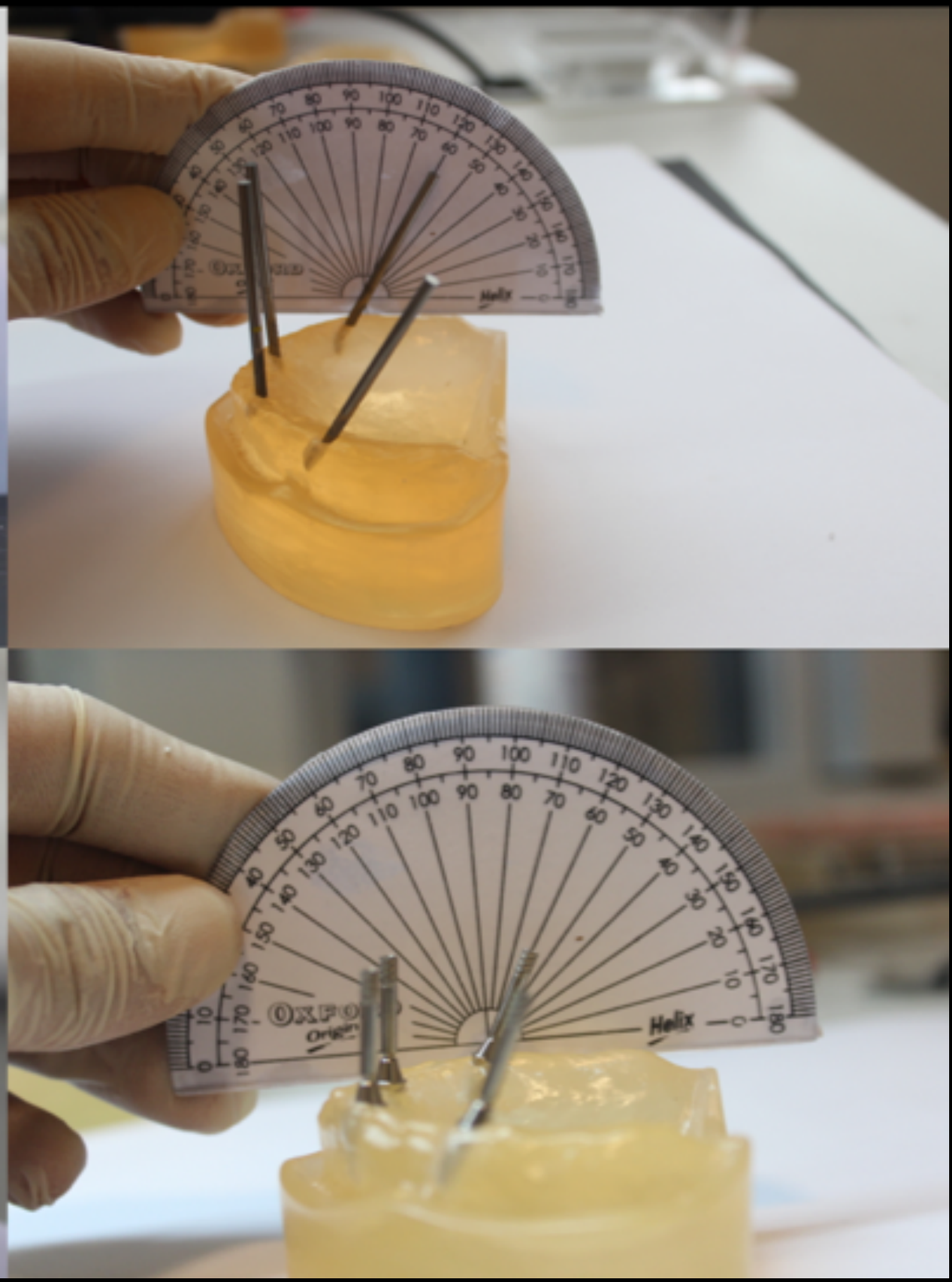











Helix

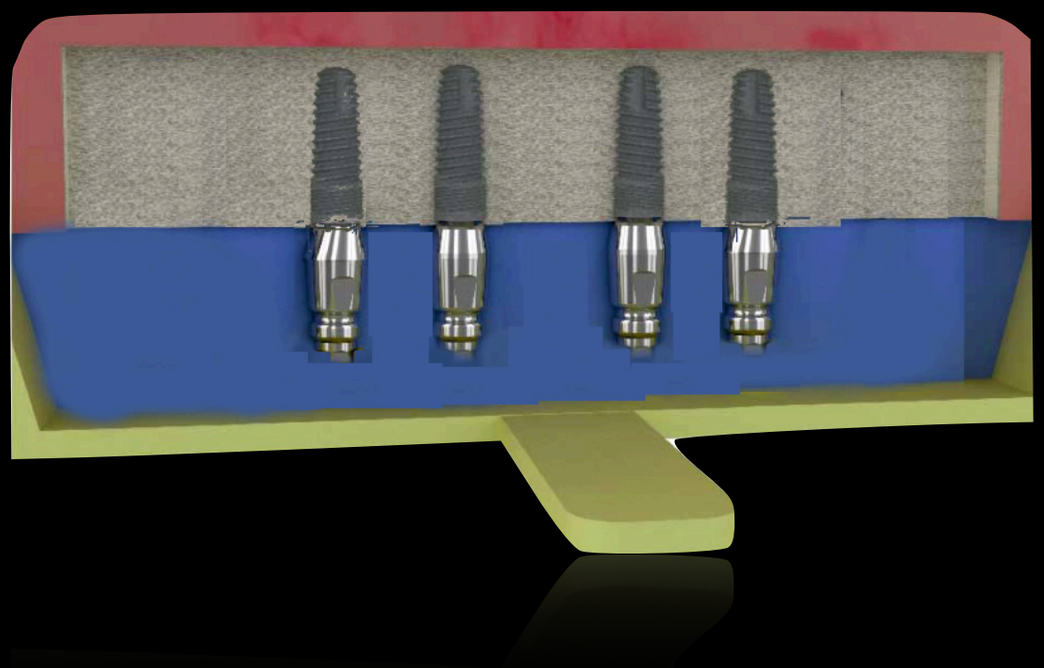
OXFORD
Helix

Helix

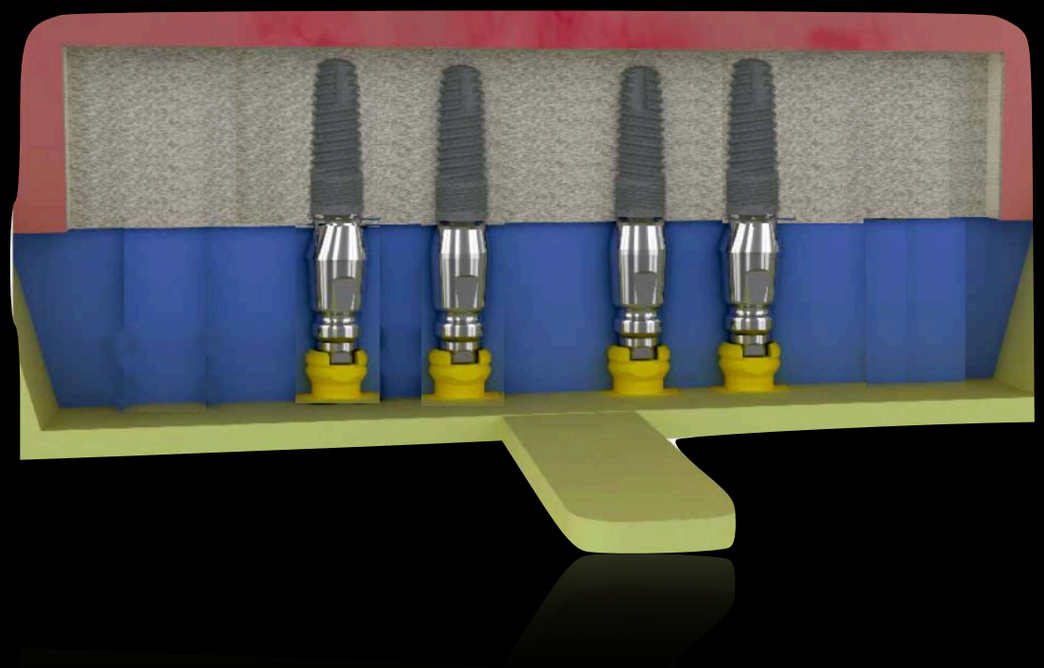
80 adet + 80 adet

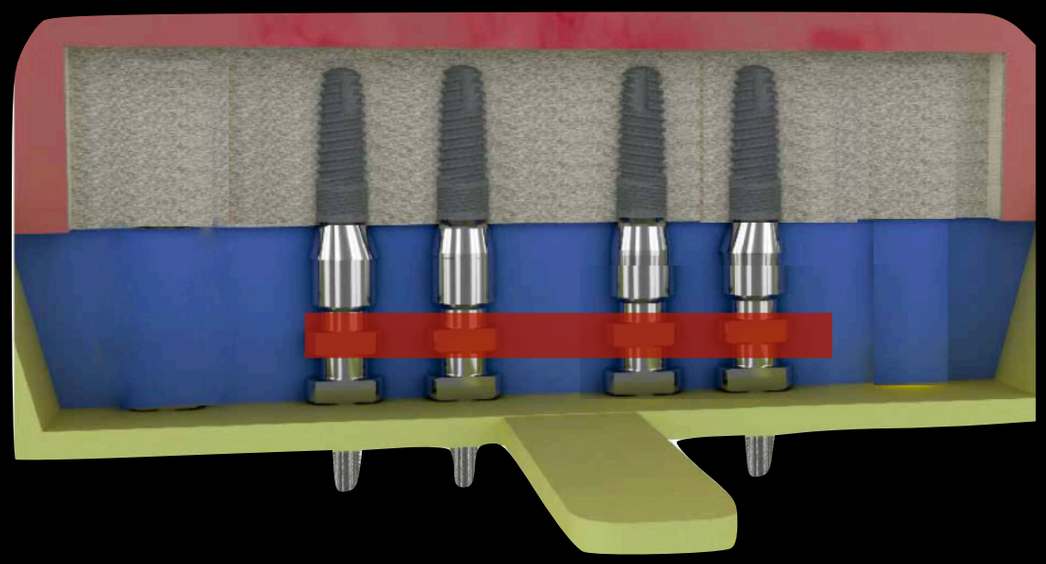
160 adet

Kapalı Kaşık Kepsiz

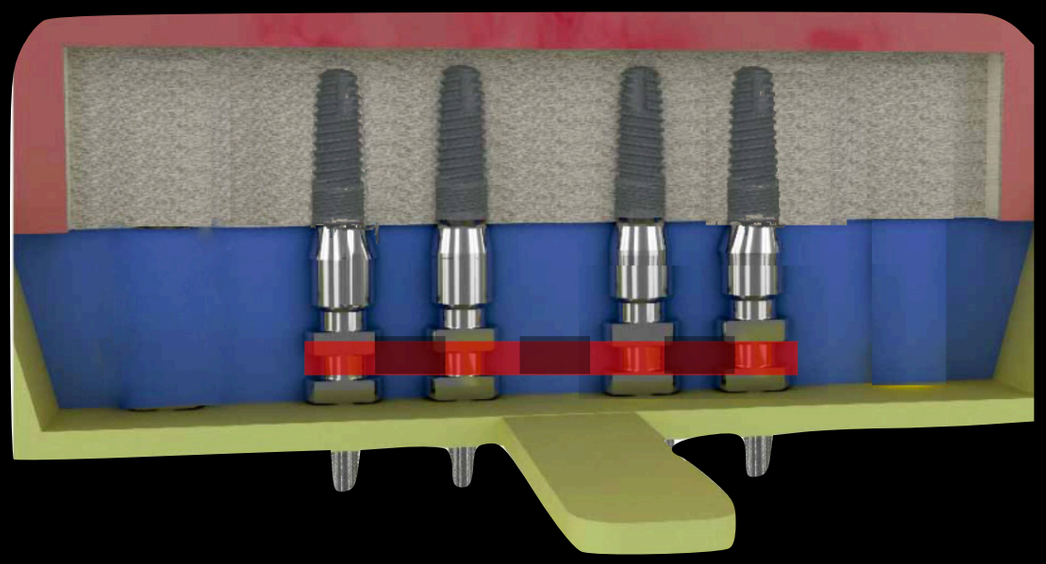


Kapalı Kaşık Kepli



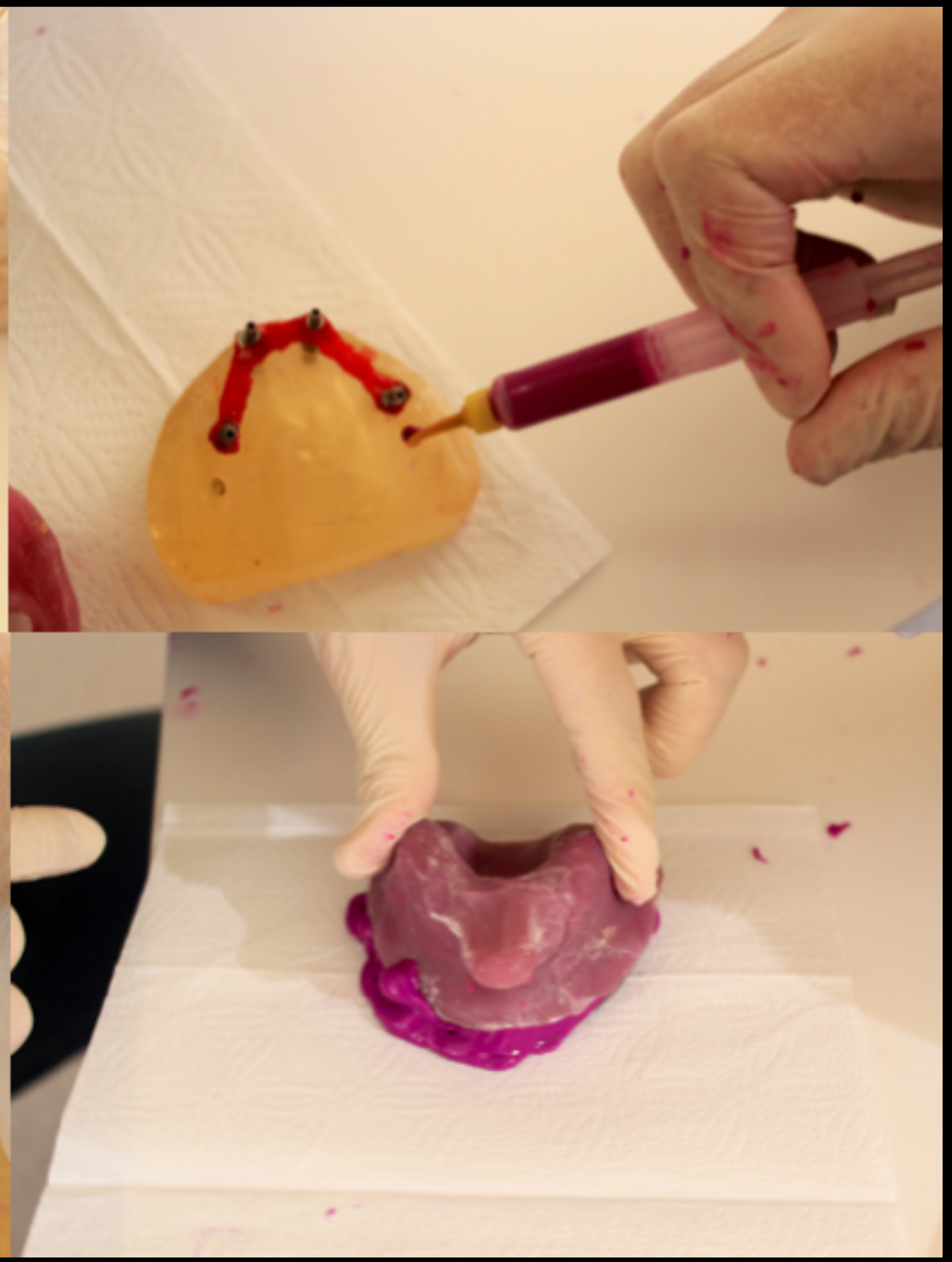


Açık Kaşık Bağlamalı

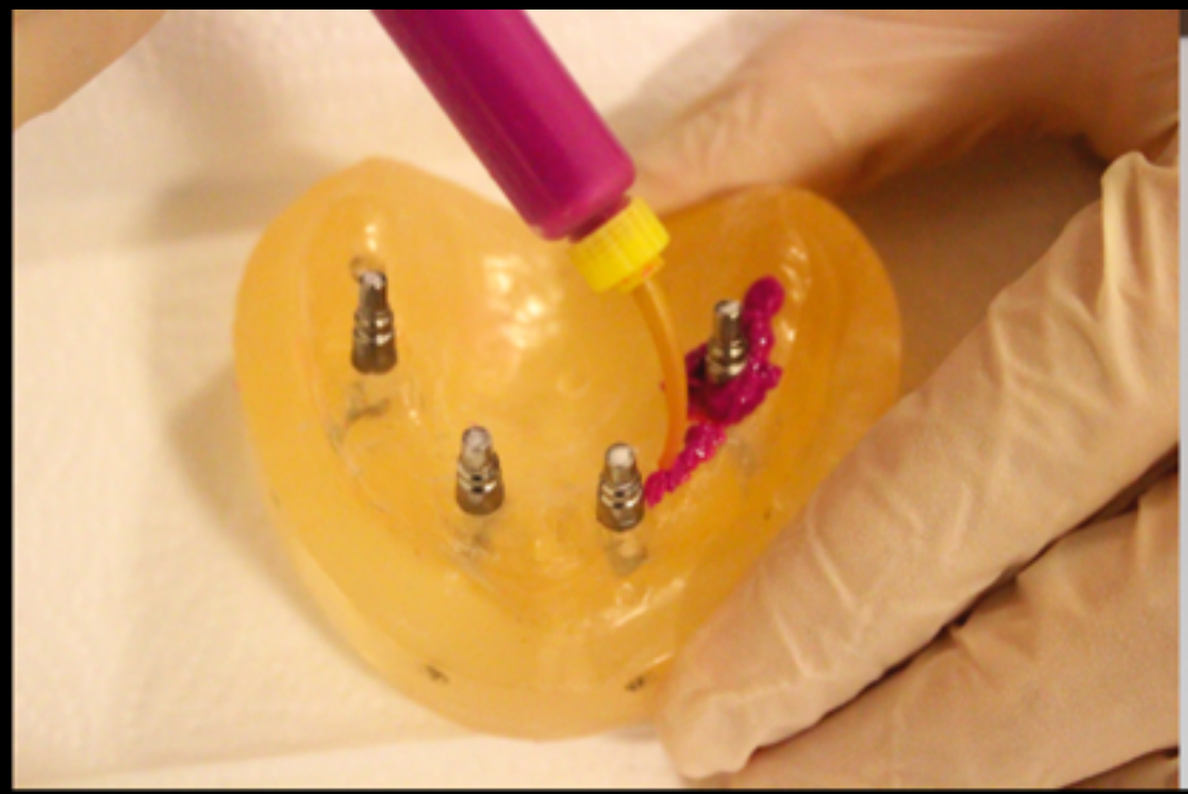


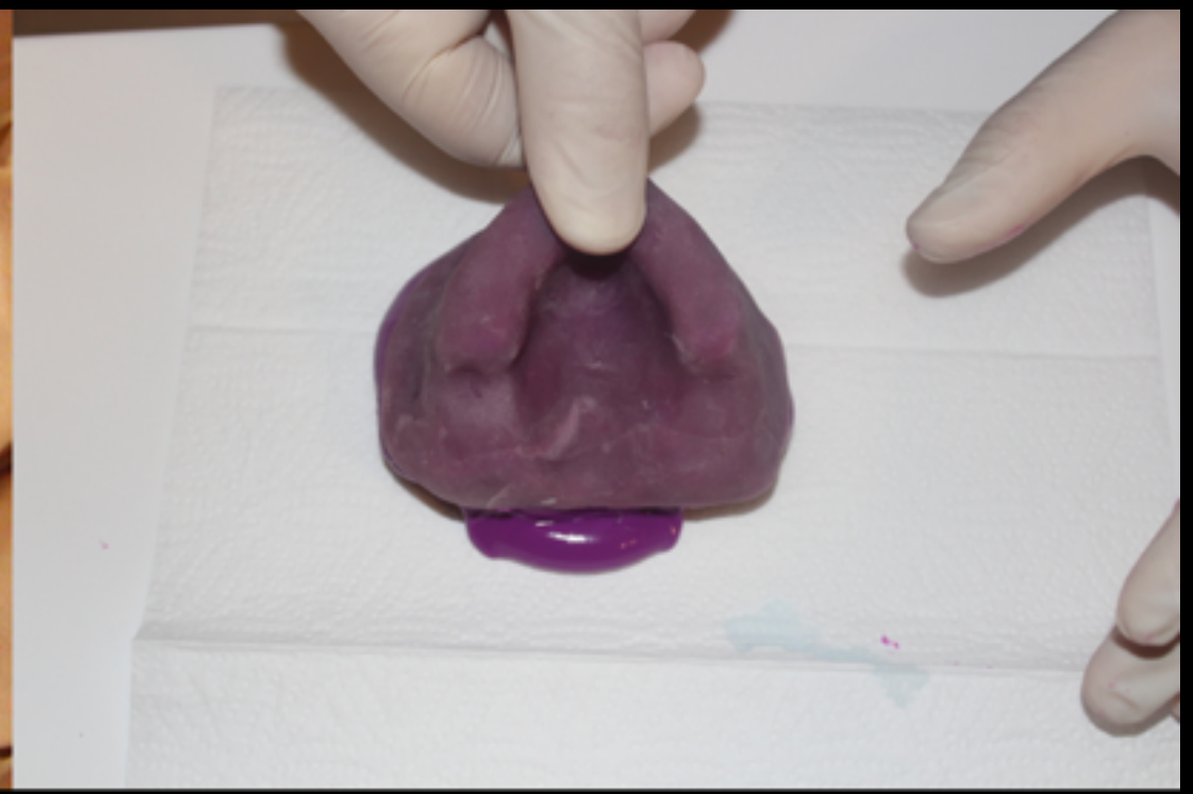
Açık Kaşık Kesip Bağlamalı

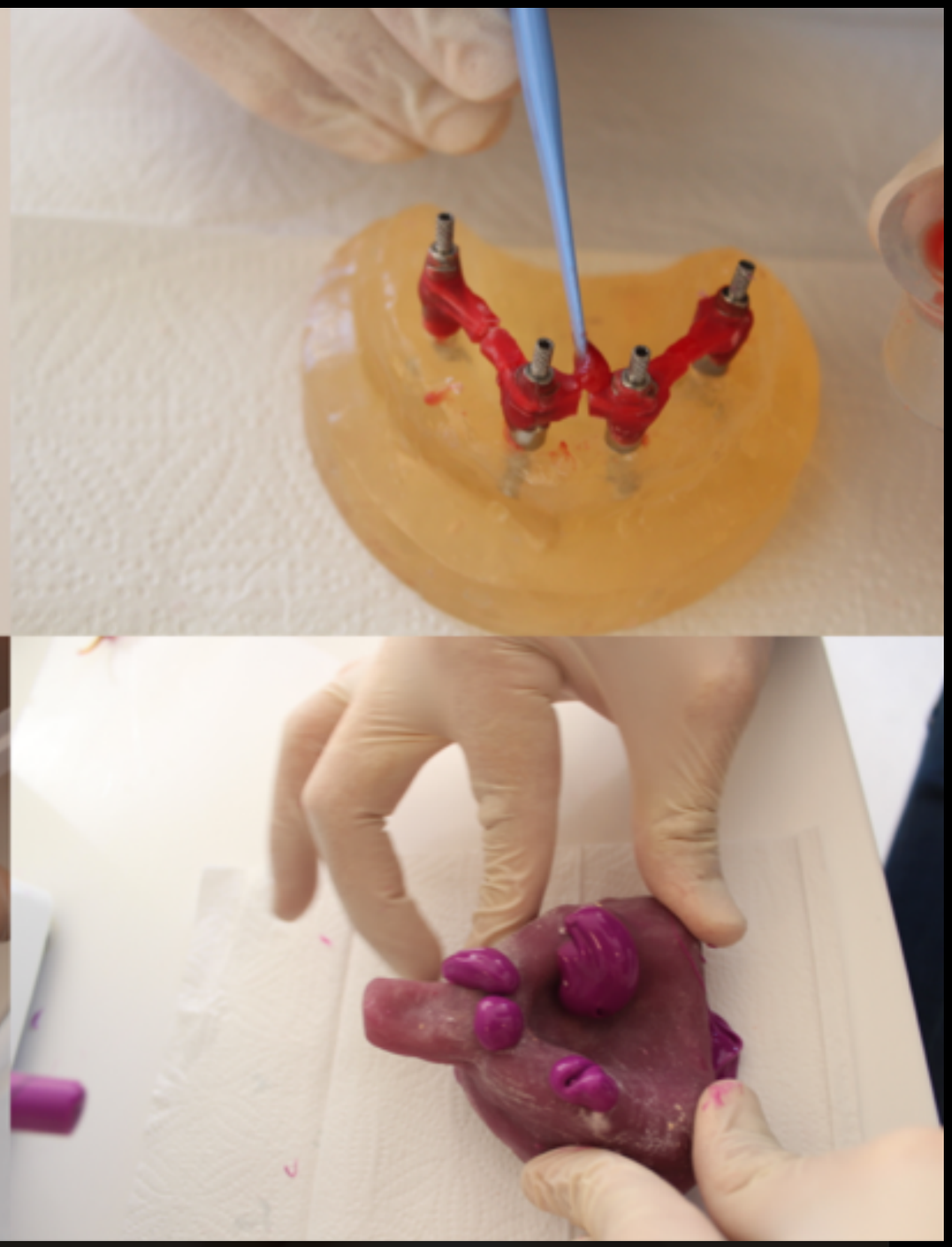
tray adhesive

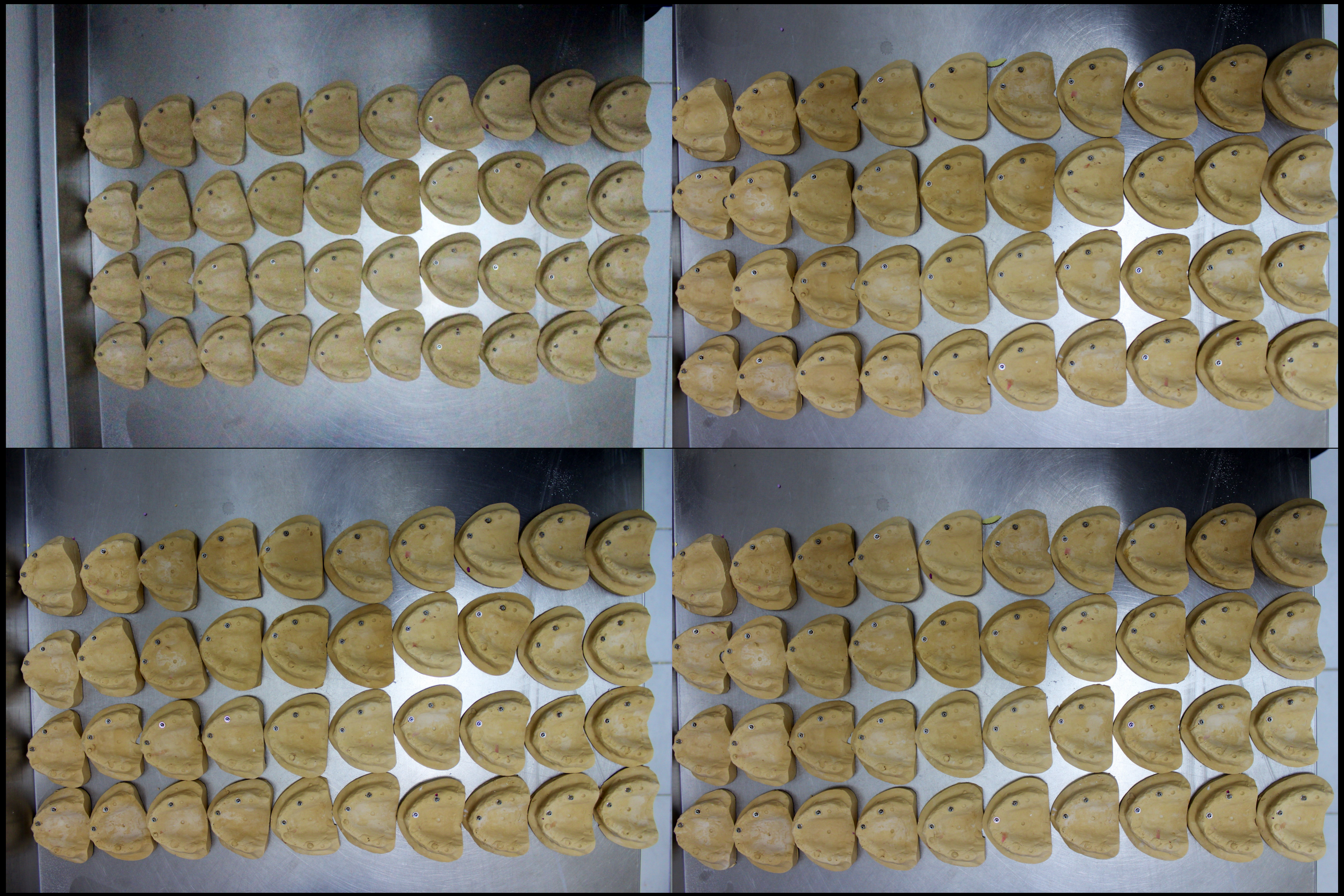


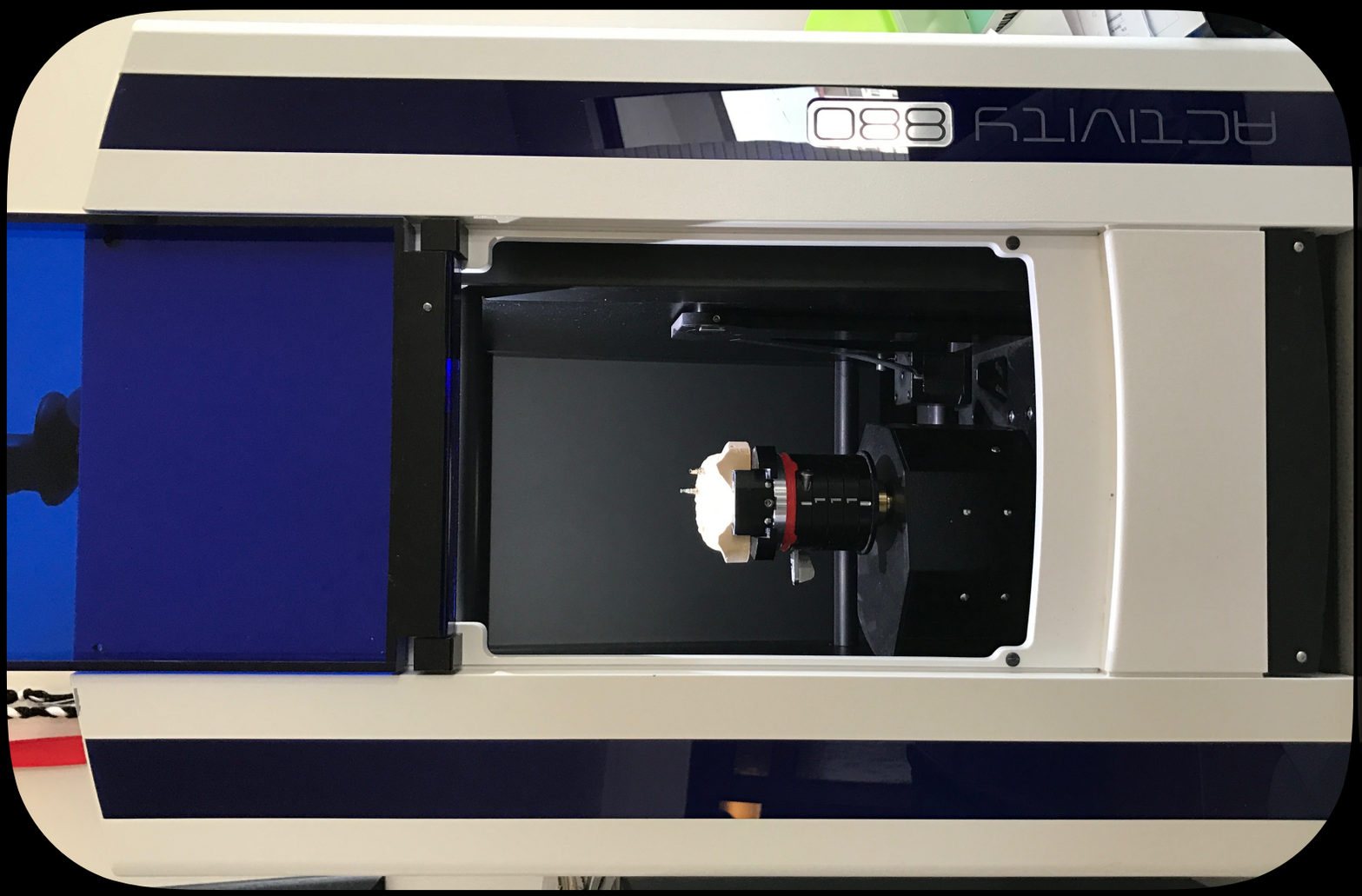
Zhermack

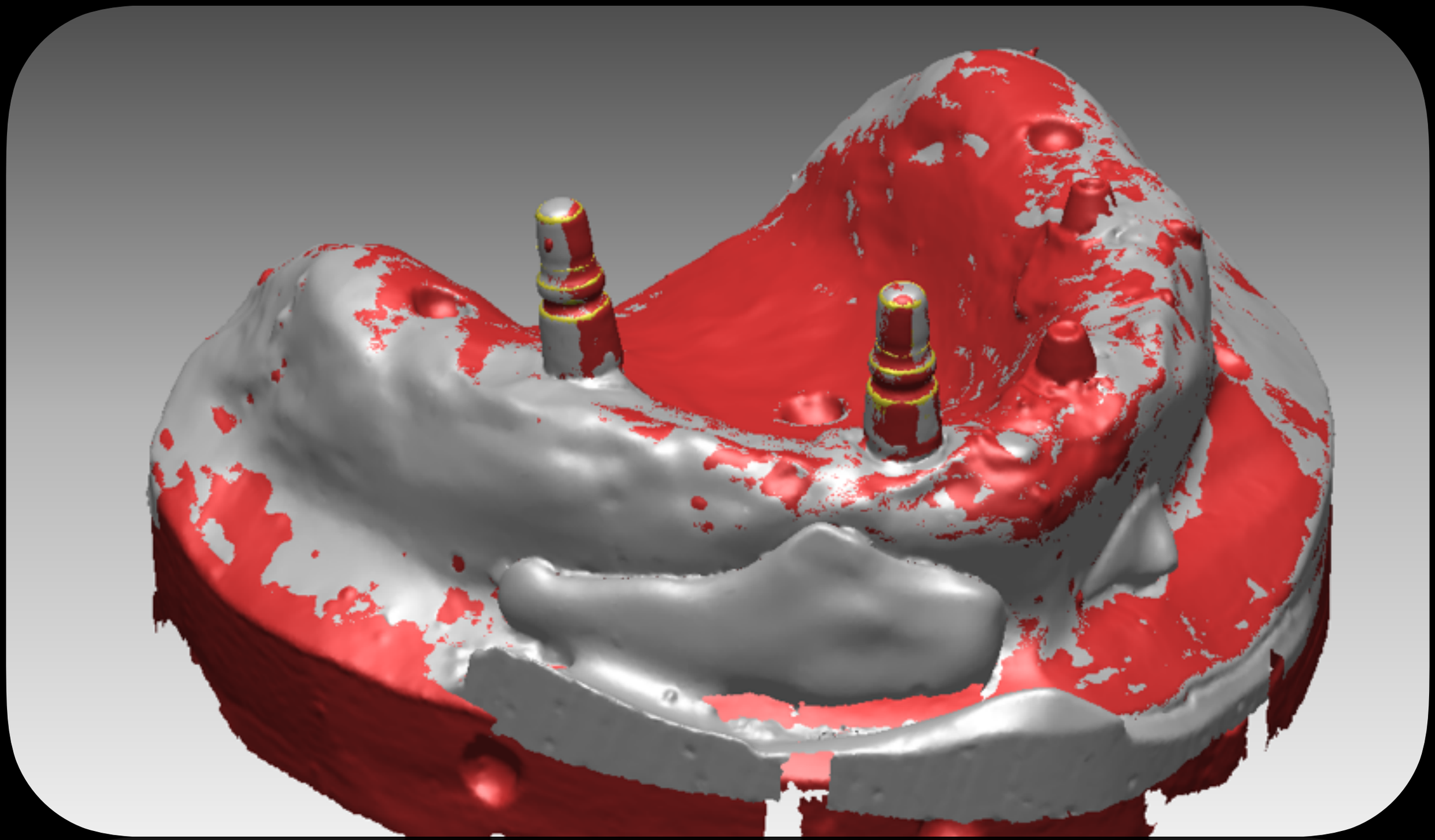


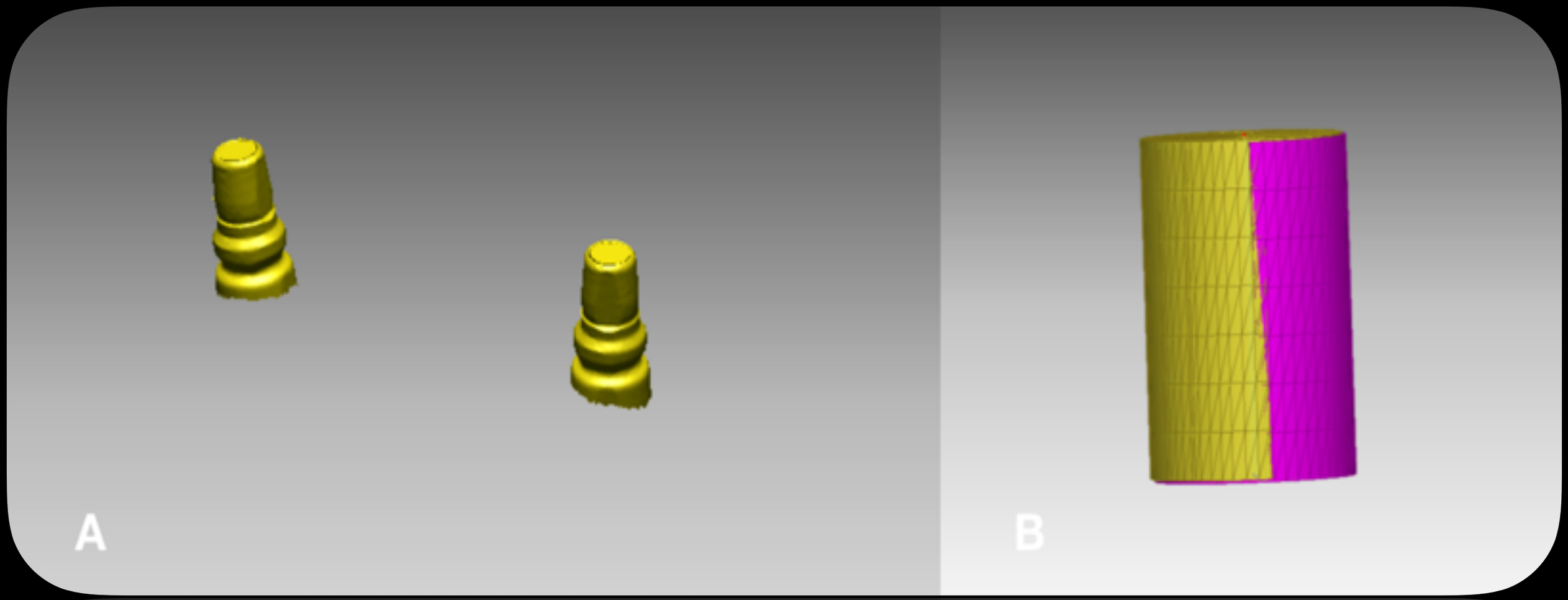


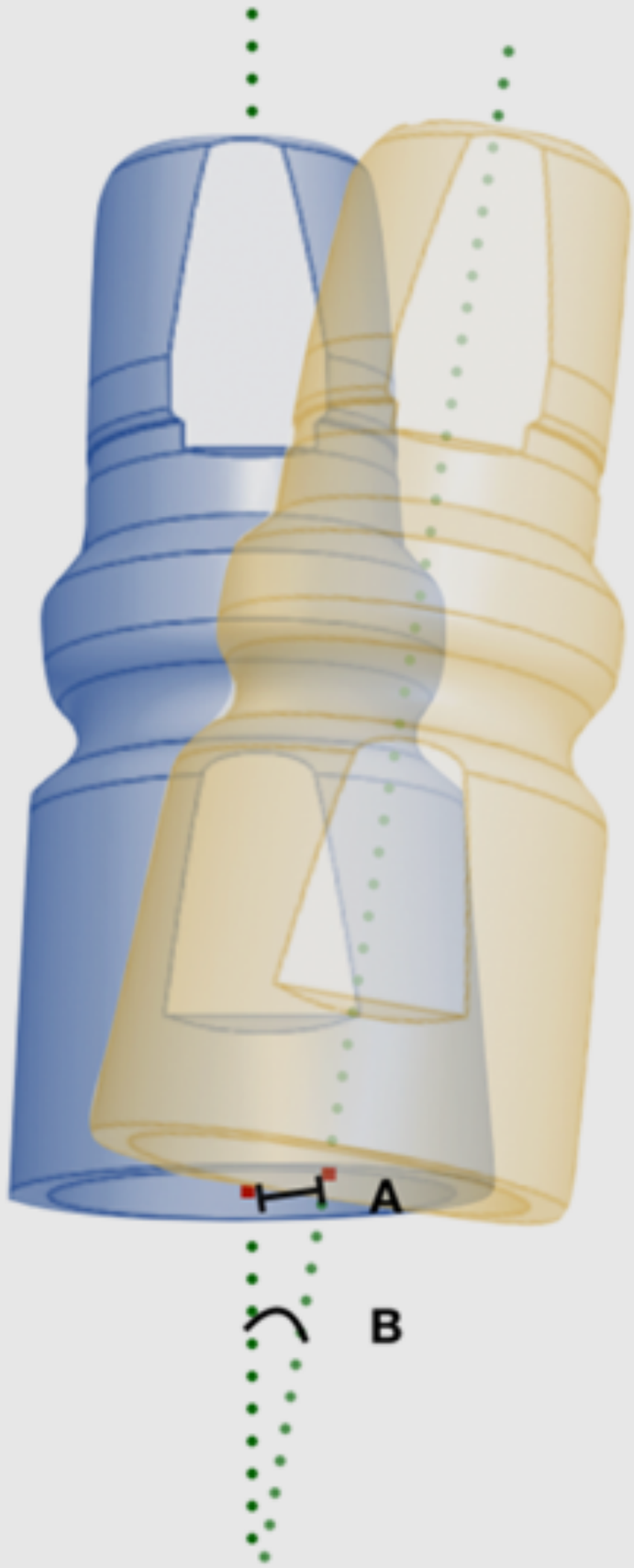





ACTIVITY 880




A
B


A
B

Analyze, graph and present scientific data easier than ever!

GraphPad

PRISM 7

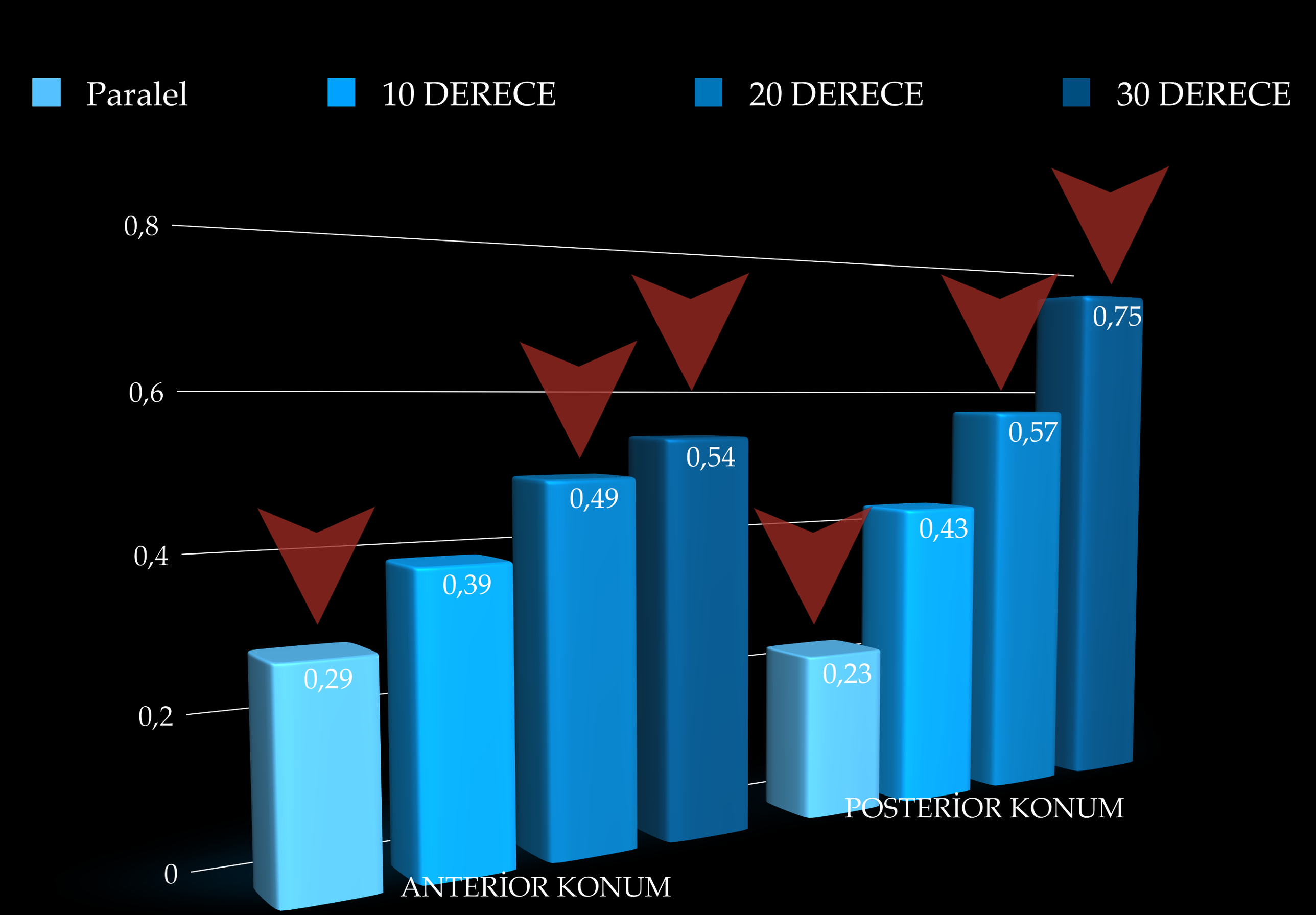
Post-Hoc The Friedman's Bonferroni testi

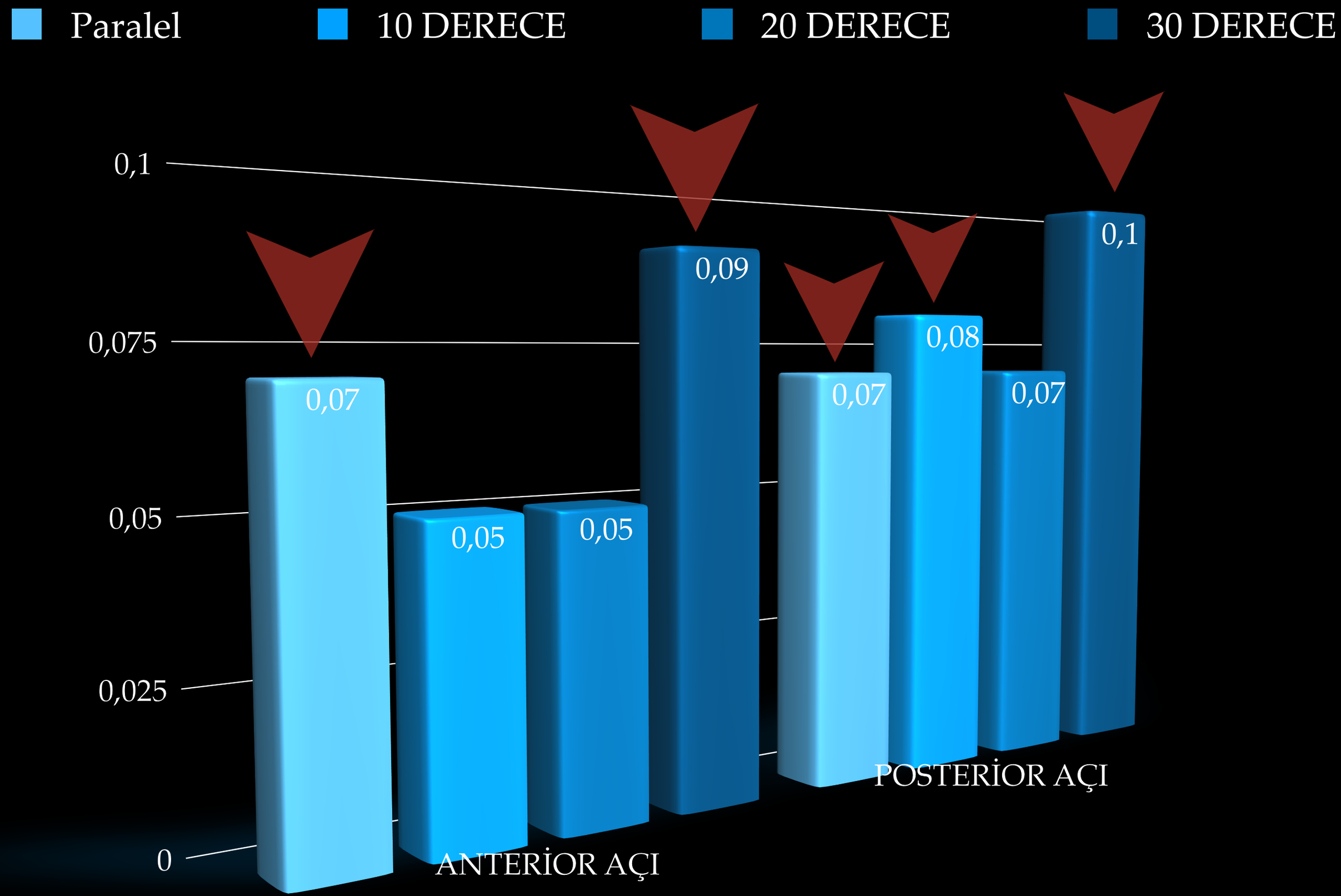
Paralel
10 DERECE
20 DERECE
30 DERECE

0,20
0,15
0,10
0,05
0,00

0,03
0,08
0,07
0,13
0,04
0,1
0,06
0,16

ANTERİOR AÇI
POSTERİOR AÇI


Paralel
10 DERECE
20 DERECE
30 DERECE
0,8
0,6
0,4
0,2
0
0,29
0,39
0,49
0,54
0,23
0,43
0,57
0,75
ANTERİOR KONUM
POSTERİOR KONUM

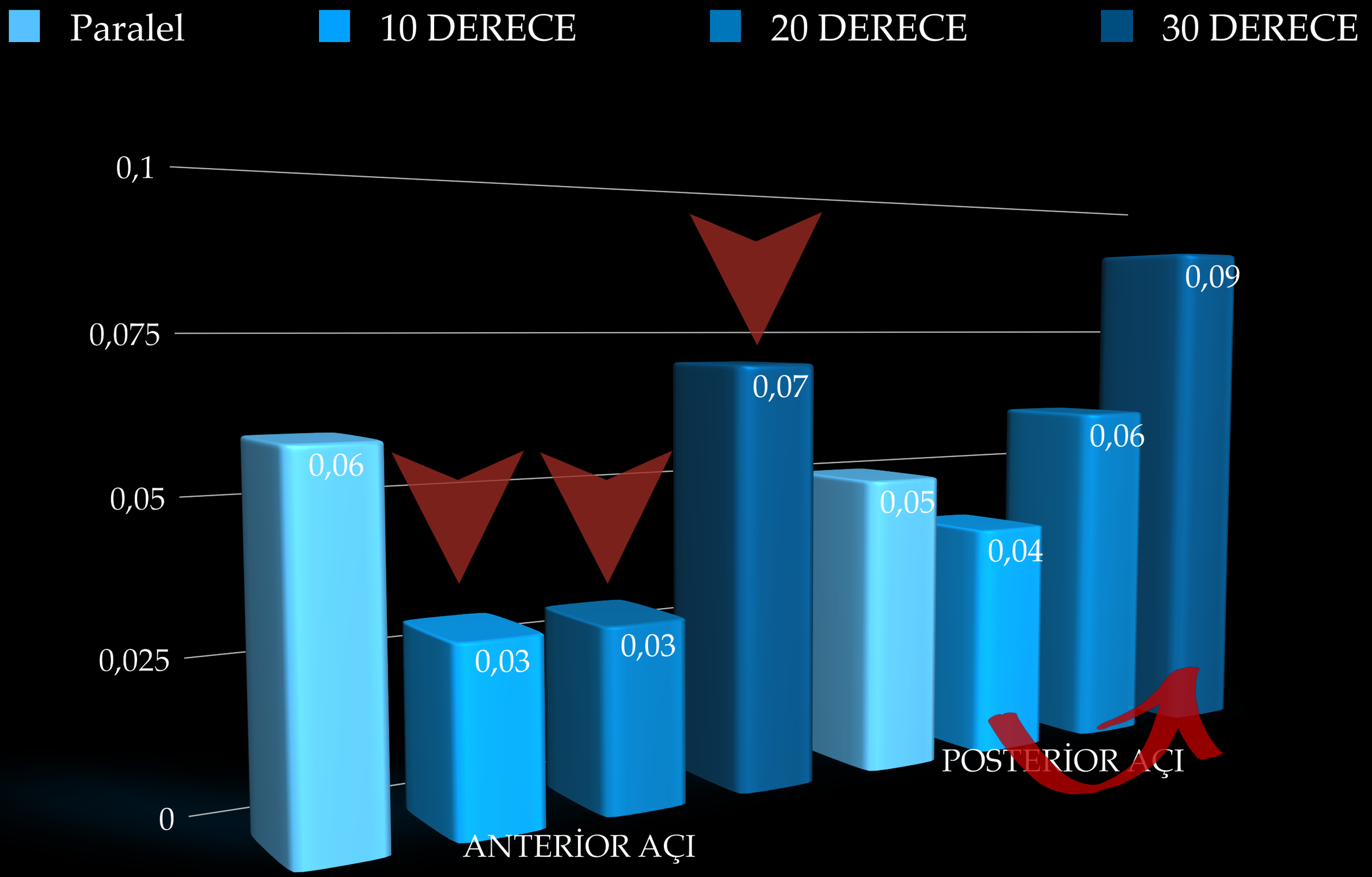

Paralel
10 DERECE
20 DERECE
30 DERECE
0,1
0,075
0,05
0,025
0
0,07
0,09
0,05
0,05
0,07
0,08
0,07
0,1
ANTERİOR AÇI
POSTERİOR AÇI

Paralel
10 DERECE
20 DERECE
30 DERECE

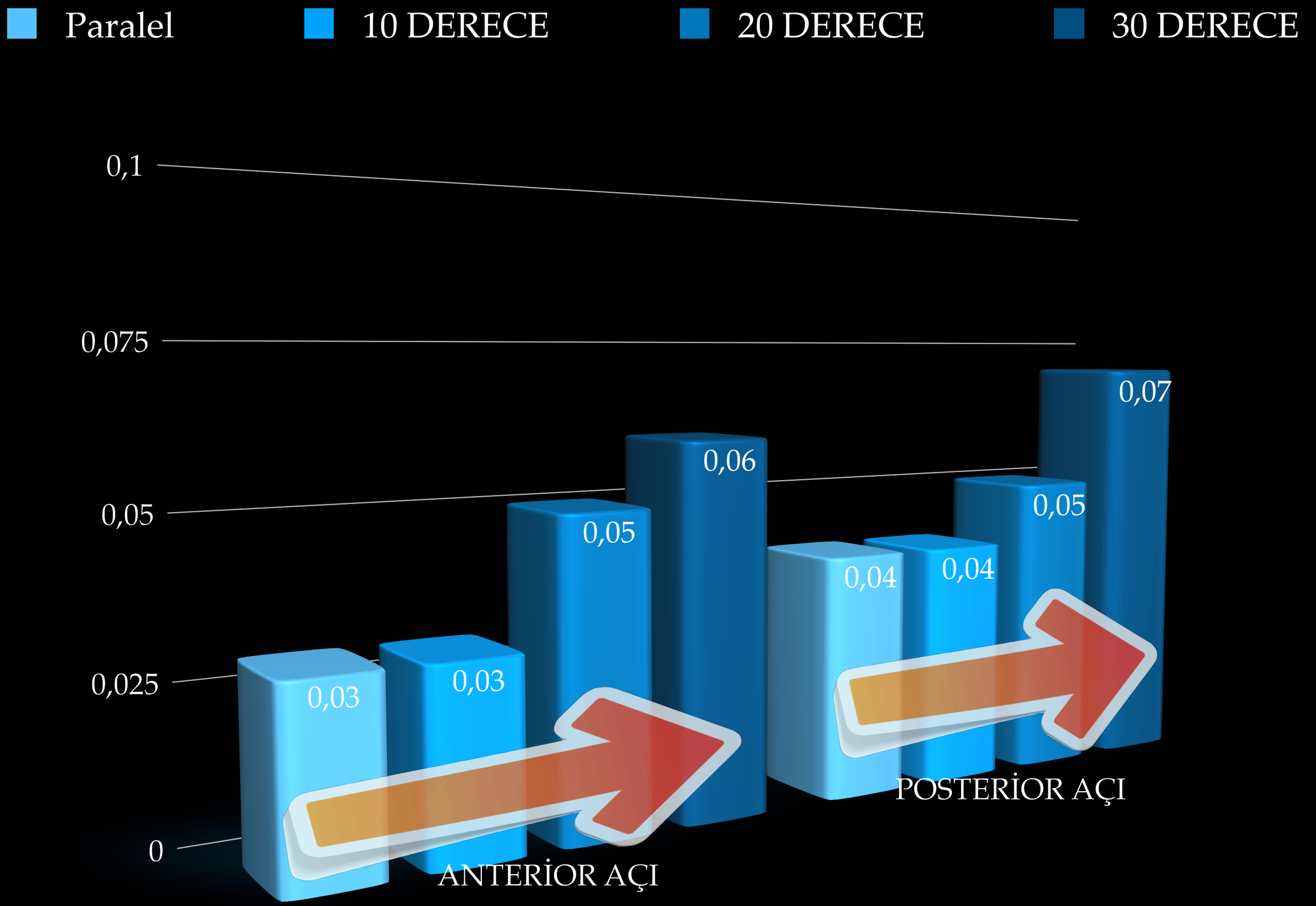
0,8
0,6
0,4
0,2
0

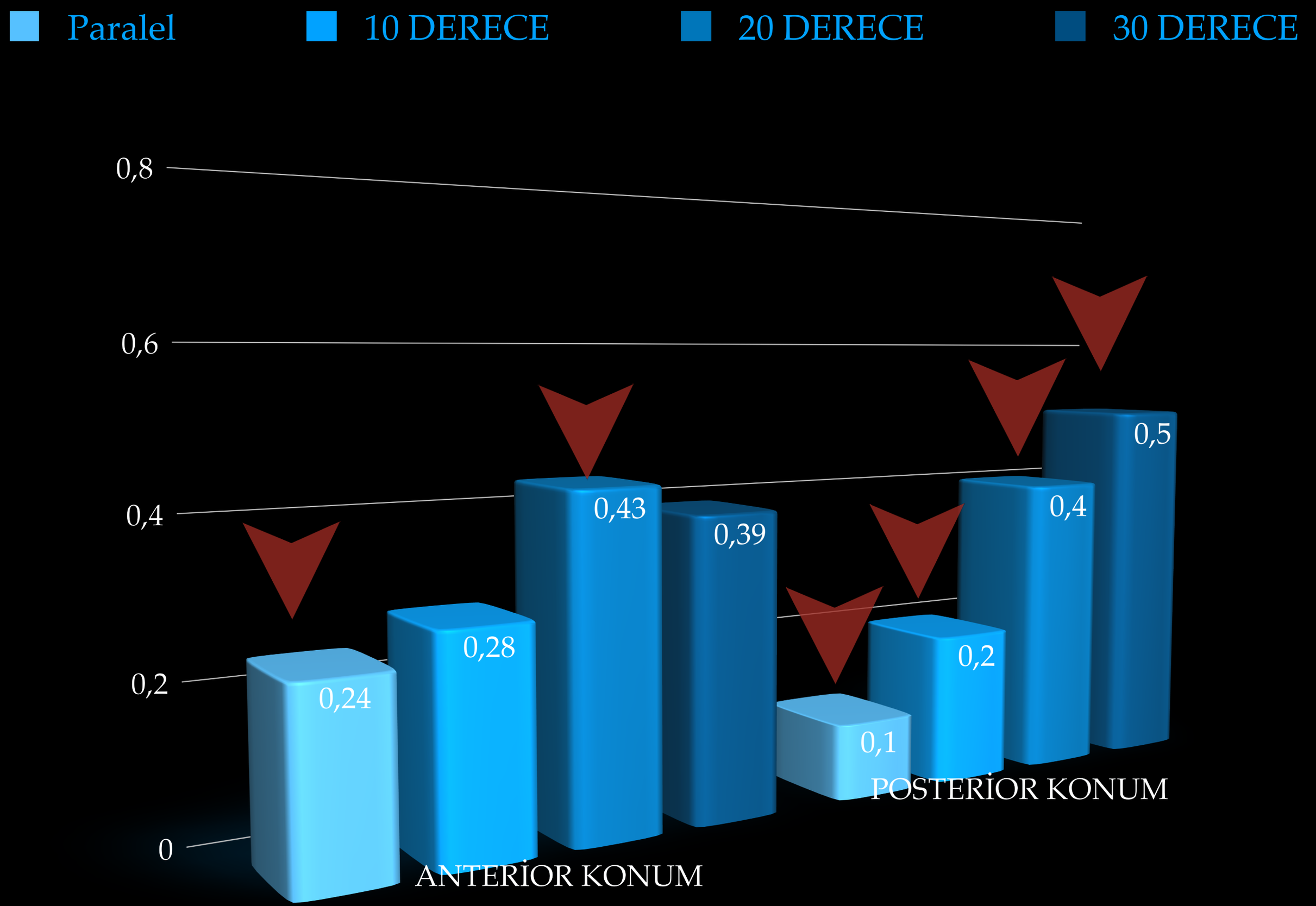
0,29
0,38
0,43
0,49
0,27
0,33
0,66
0,67

ANTERİOR KONUM
POSTERİOR KONUM

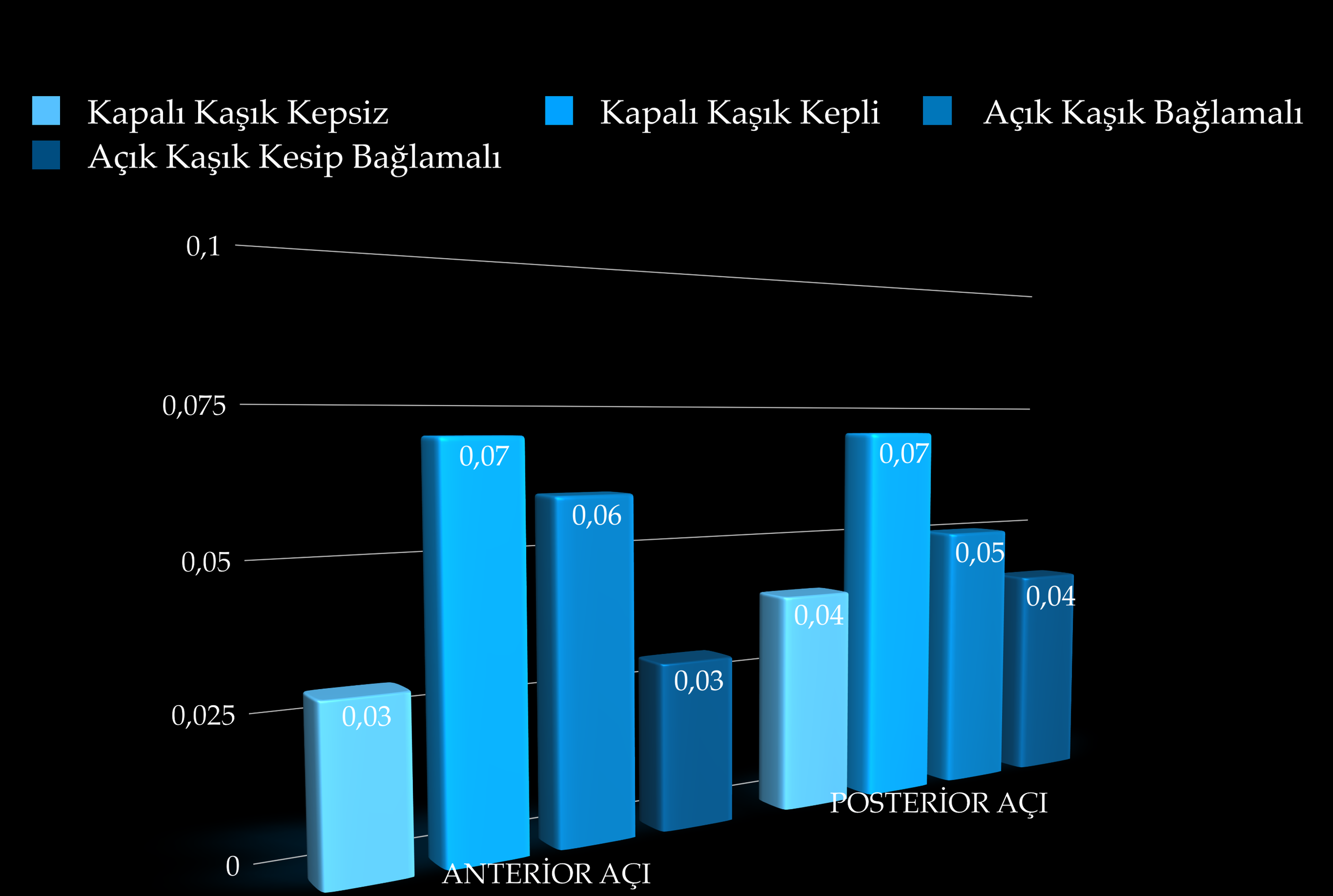

Paralel
10 DERECE
20 DERECE
30 DERECE
0,1
0,075
0,05
0,025
0
0,06
0,03
0,03
0,07
0,05
0,06
0,04
0,09
ANTERİOR AÇI
POSTERİOR AÇI

Paralel
10 DERECE
20 DERECE
30 DERECE
0,8
0,6
0,4
0,2
0
0,27
0,29
0,43
0,42
0,21
0,27
0,47
0,6
ANTERİOR KONUM
POSTERİOR KONUM

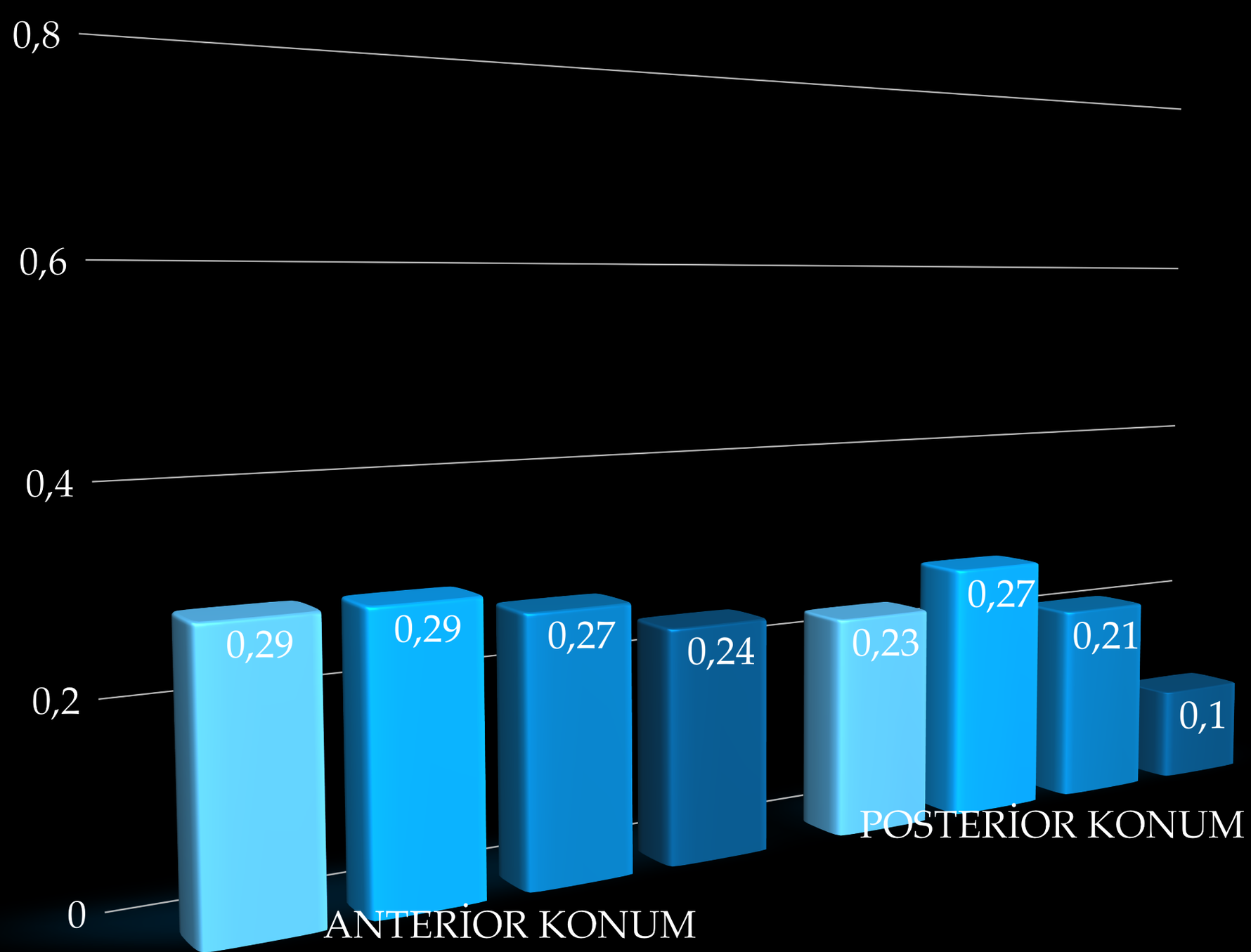

Paralel
10 DERECE
20 DERECE
30 DERECE
0,1
0,075
0,05
0,025
0
0,03
0,03
0,05
0,06
0,04
0,04
0,05
0,07
ANTERİOR AÇI
POSTERİOR AÇI


Paralel
10 DERECE
20 DERECE
30 DERECE
0,8
0,6
0,4
0,2
0
0,24
0,28
0,43
0,39
0,1
0,2
0,4
0,5
ANTERİOR KONUM
POSTERİOR KONUM

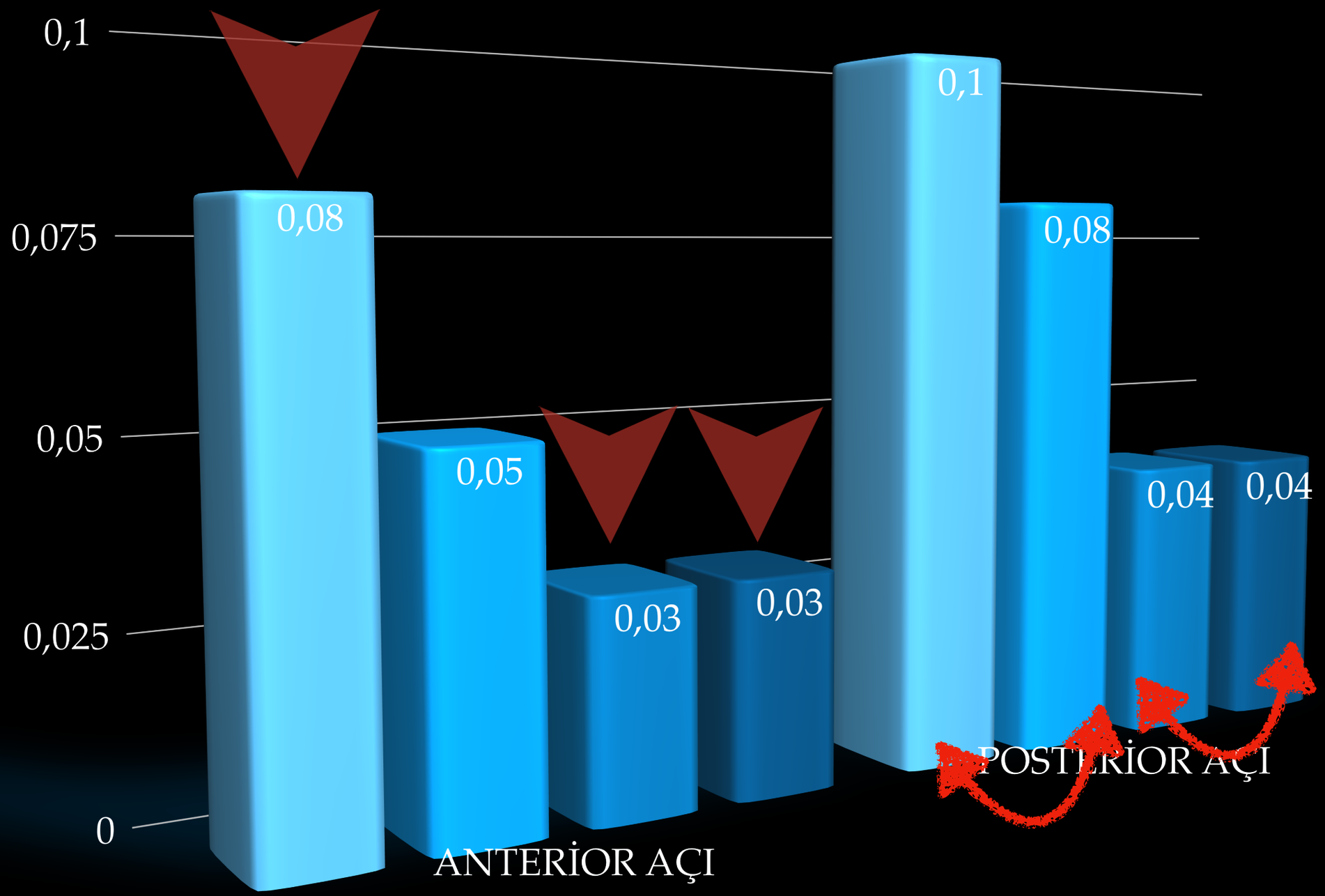
FARKLI AÇILARLA YERLEŞTİRİLEN MODELLER ÜZERİNDE YAPILAN İSTATİSTİKSEL İNCELEME VERİLERİ


Kapalı Kaşık Kepsiz
Kapalı Kaşık Kepli
Açık Kaşık Bağlamalı
Açık Kaşık Kesip Bağlamalı
0,1
0,075
0,05
0,025
0
0,07
0,06
0,03
0,03
0,07
0,05
0,04
0,04
ANTERİOR AÇI
POSTERİOR AÇI

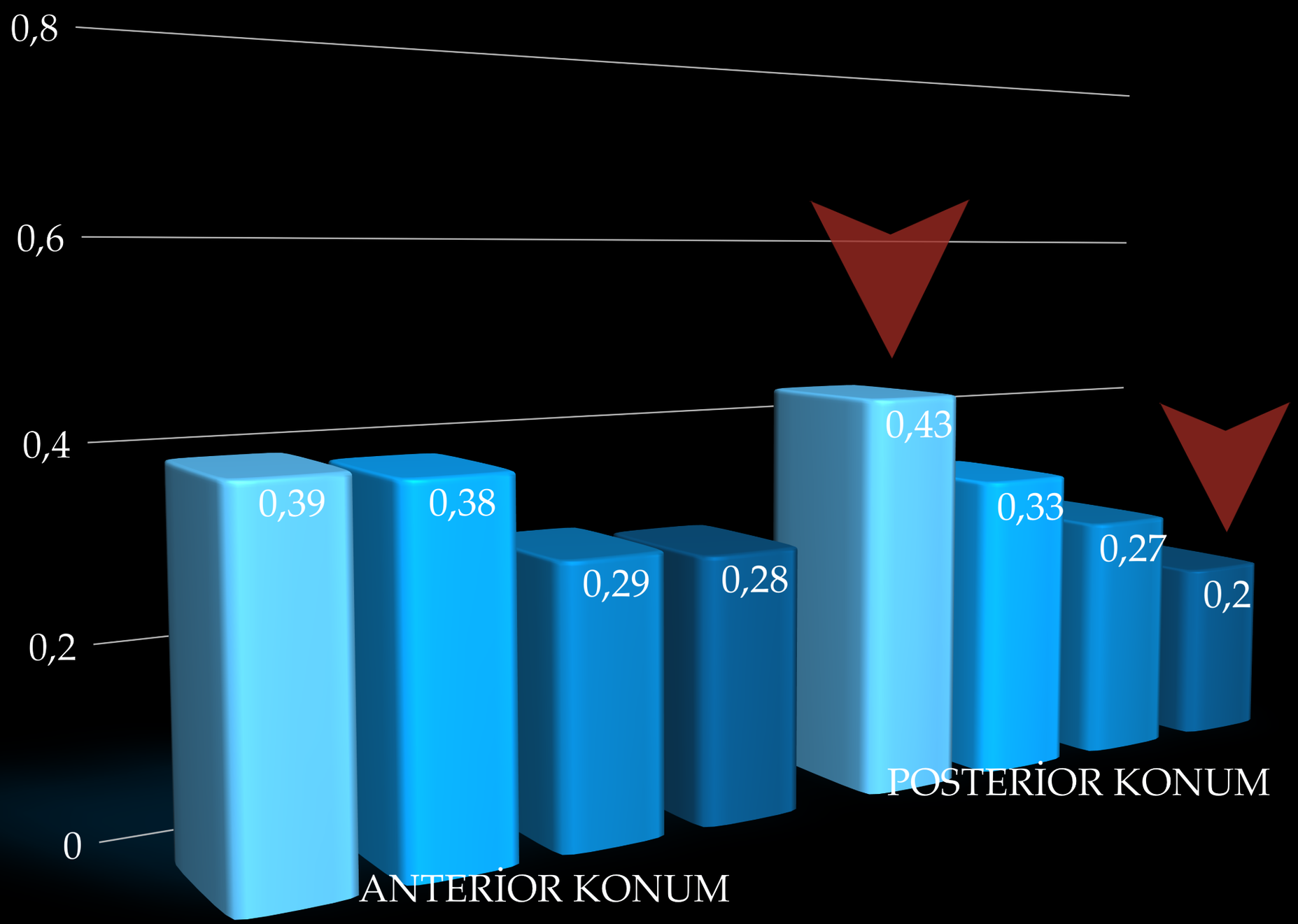
Kapalı Kaşık Kepsiz
Kapalı Kaşık Kepli
Açık Kaşık Bağlamalı
Açık Kaşık Kesip Bağlamalı

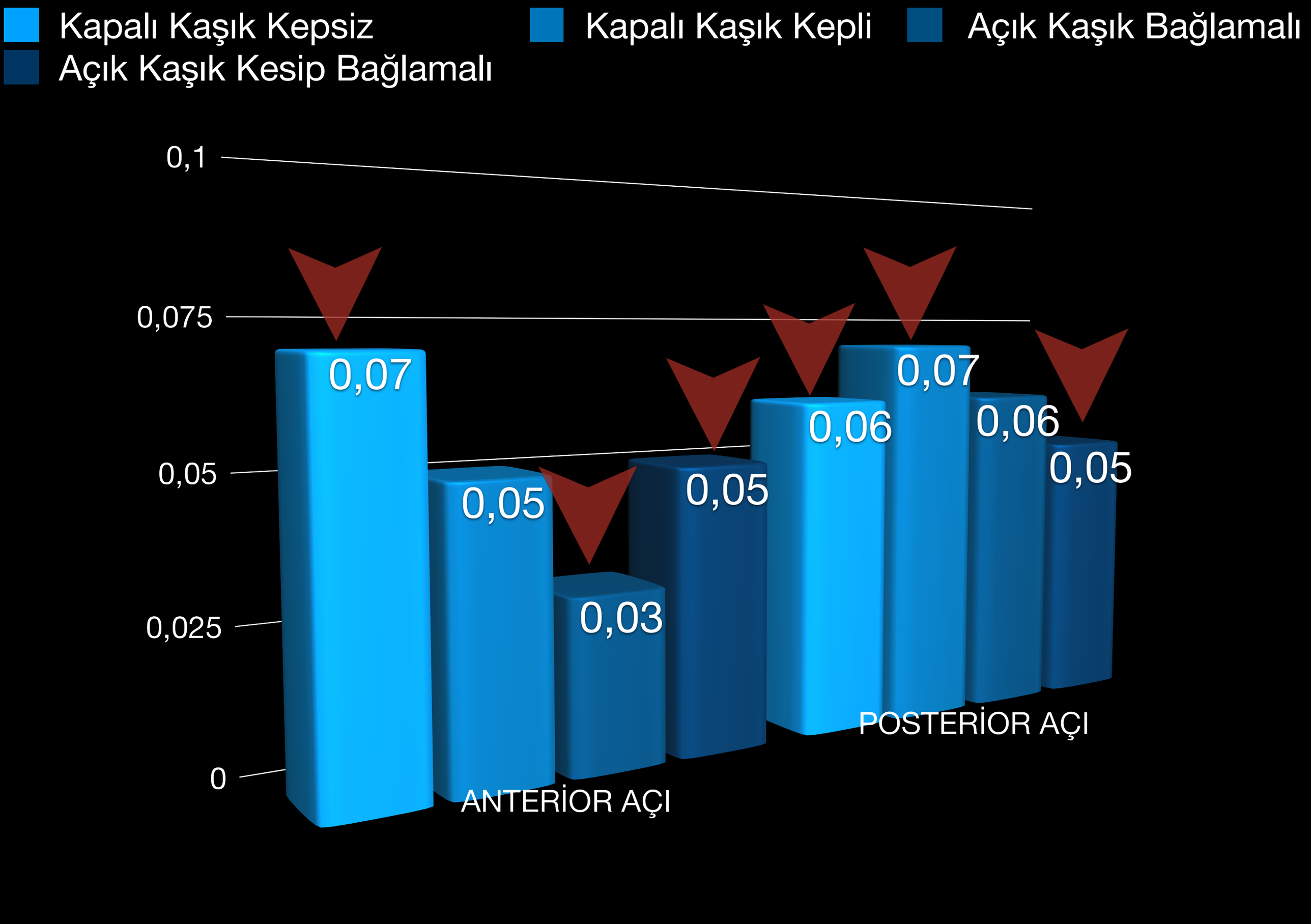


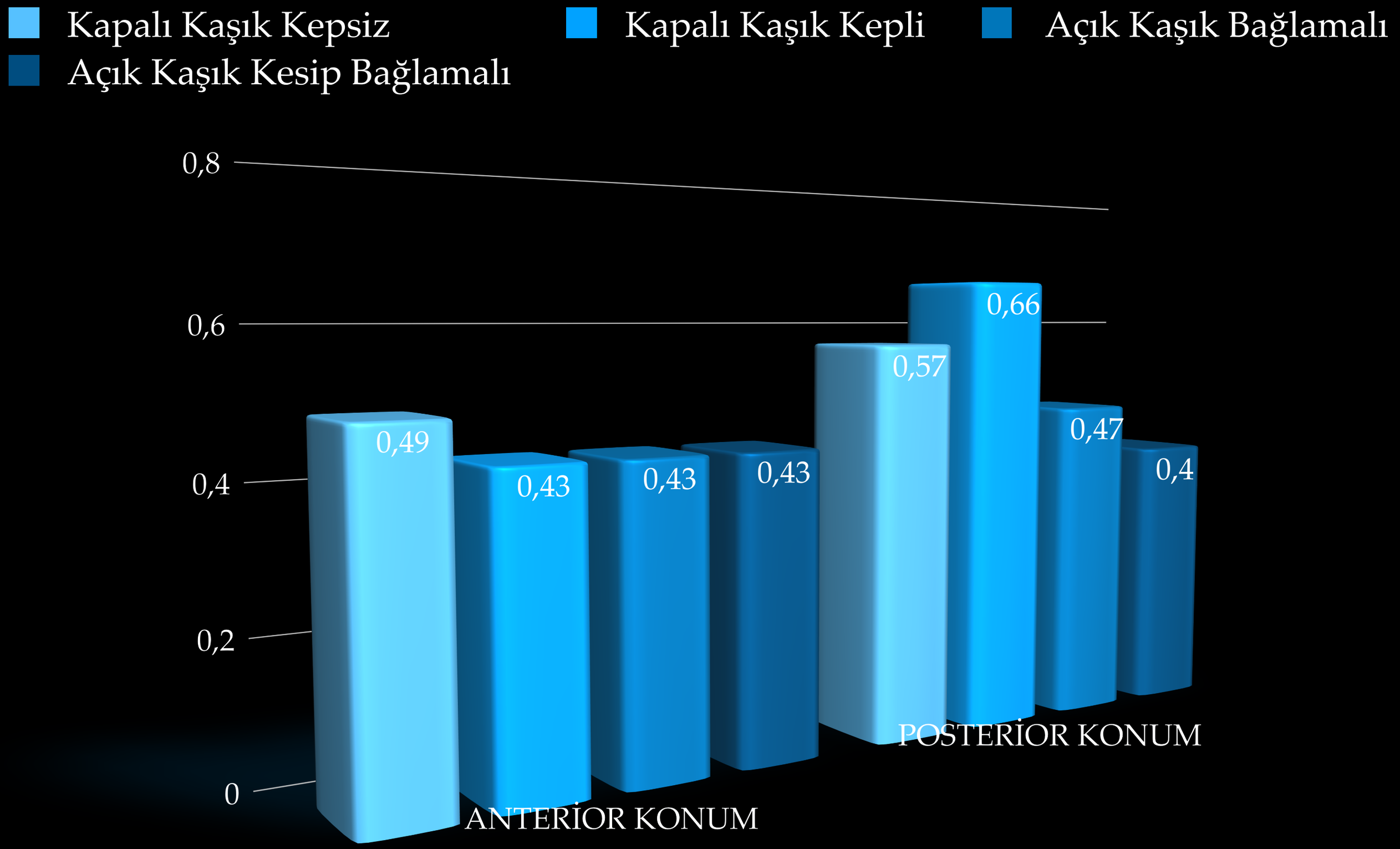
Kapalı Kaşık Kepsiz
Kapalı Kaşık Kepli
Açık Kaşık Bağlamalı
Açık Kaşık Kesip Bağlamalı

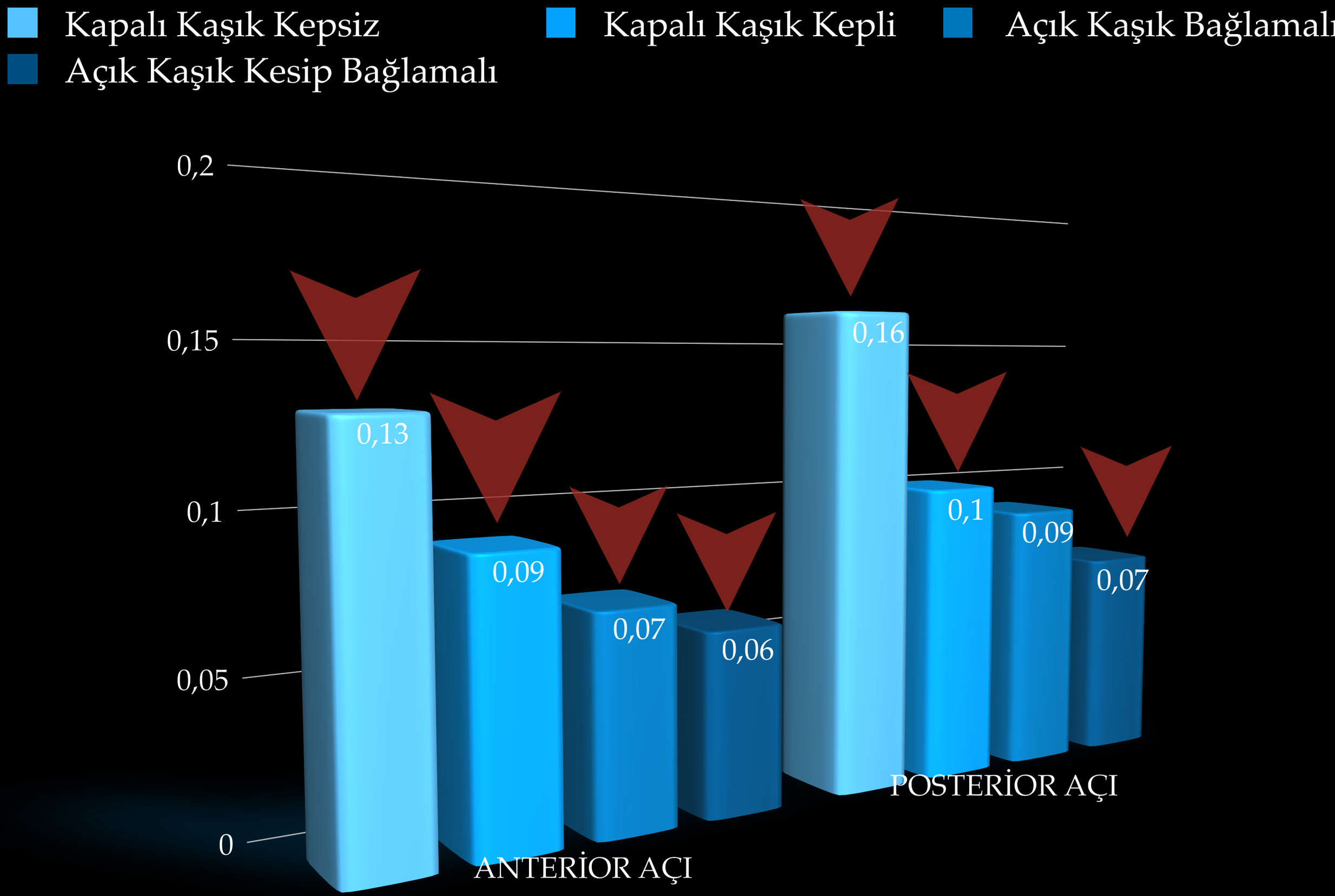


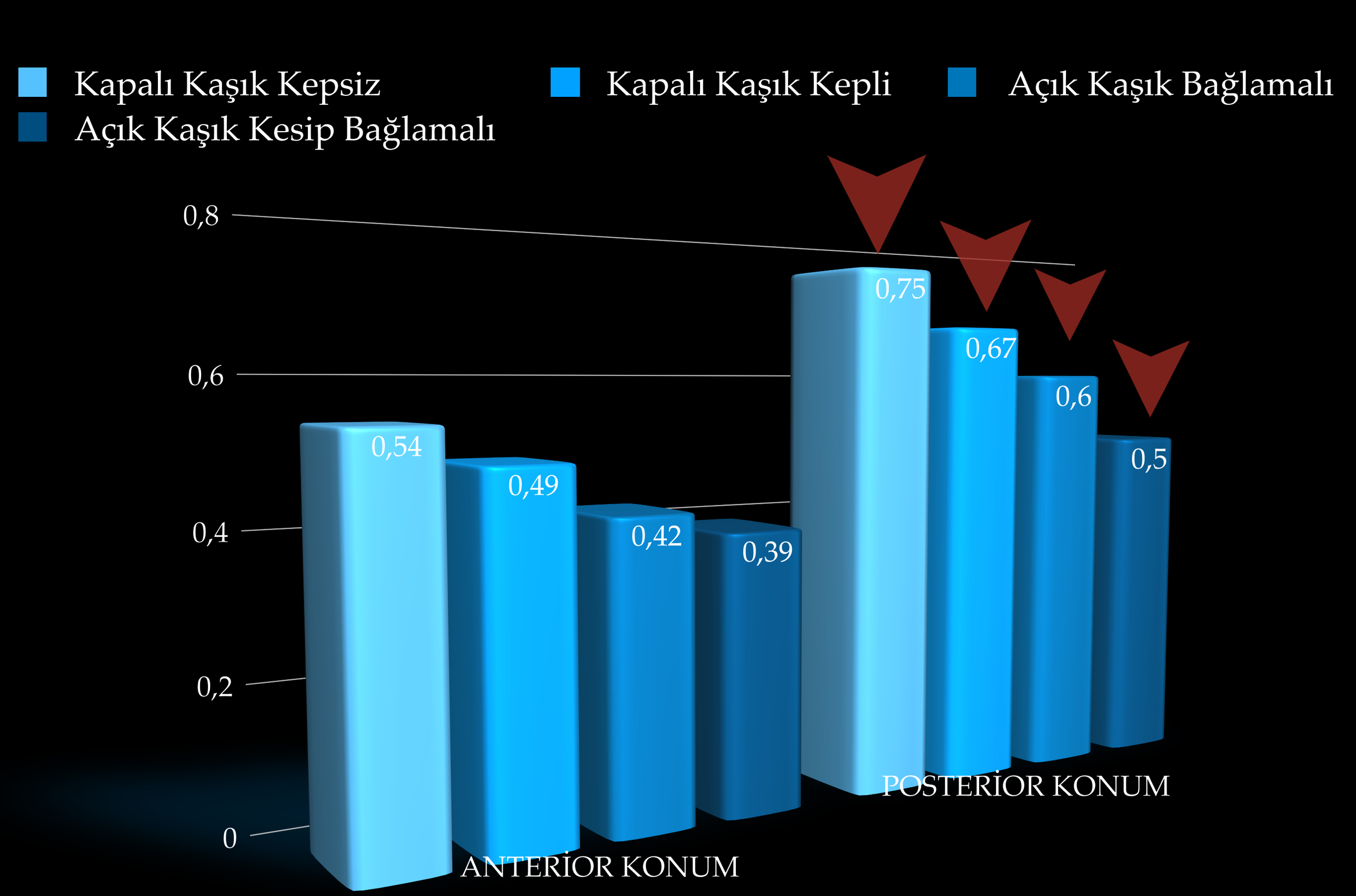
Kapalı Kaşık Kepsiz
Kapalı Kaşık Kepli
Açık Kaşık Bağlamalı
Açık Kaşık Kesip Bağlamalı

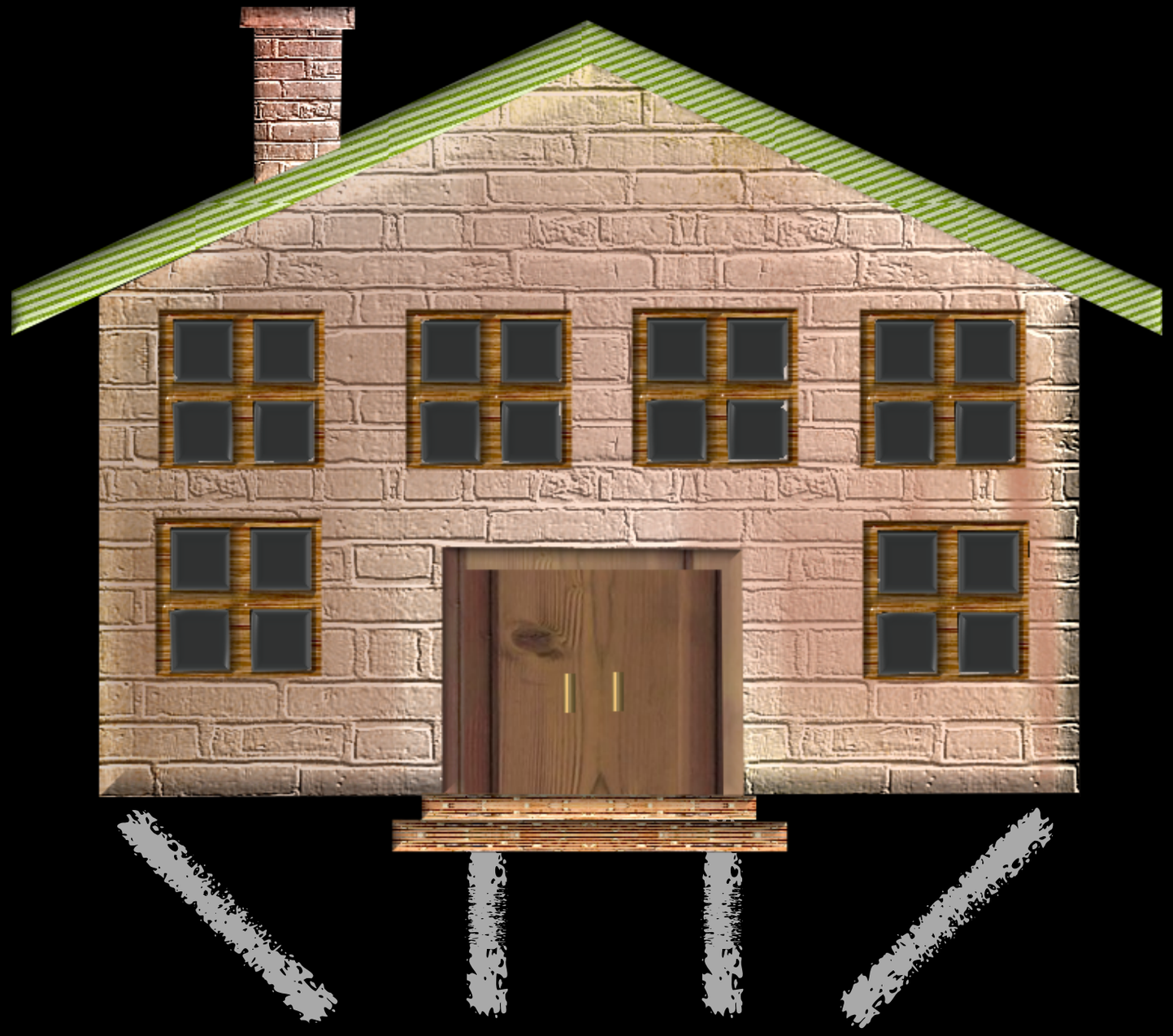



Kapalı Kaşık Kepsiz
Kapalı Kaşık Kepli
Açık Kaşık Bağlamalı
Açık Kaşık Kesip Bağlamalı
0,1
0,075
0,05
0,025
0
0,07
0,05
0,03
0,05
0,06
0,07
0,06
0,05
ANTERİOR AÇI
POSTERİOR AÇI


Kapalı Kaşık Kepsiz
Kapalı Kaşık Kepli
Açık Kaşık Bağlamalı
Açık Kaşık Kesip Bağlamalı
0,8
0,6
0,4
0,2
0
0,49
0,43
0,43
0,43
0,57
0,66
0,47
0,4
ANTERİOR KONUM
POSTERİOR KONUM


Kapalı Kaşık Kepsiz
Kapalı Kaşık Kepli
Açık Kaşık Bağlamalı
Açık Kaşık Kesip Bağlamalı
0,2
0,15
0,1
0,05
0
0,13
0,09
0,07
0,06
0,16
0,1
0,09
0,07
ANTERİOR AÇI
POSTERİOR AÇI


Kapalı Kaşık Kepsiz
Kapalı Kaşık Kepli
Açık Kaşık Bağlamalı
Açık Kaşık Kesip Bağlamalı
0,8
0,6
0,4
0,2
0
0,54
0,49
0,42
0,39
0,75
0,67
0,6
0,5
ANTERİOR KONUM
POSTERİOR KONUM



Immediate and Early Function of Brånemark System® Implants Placed in the Esthetic Zone: A 1-Year Prospective Clinical Multicenter Study

Materials Science and Engineering C 69 (2016) 715–725

Implant-Supported Immediately Loaded Fixed Full-Arch Dentures: Evaluation of Implant Survival Rates in a Case Cohort of up to 7 Years

Robert Niedermaier, DMD;[*,‡] Florian Stelzle, PhD;[*,†] Max Riemann, DMD;[*] Wolfgang Bolz, DMD;[*] Paul Schuh, DMD;[*] Hannes Wachtel, PhD[*,‡]

[a] Department of Prosthodontics and Periodontology, Piracicaba Dental School, University of Campinas (UNICAMP), Piracicaba, Sao Paulo, Brazil
[b] Renato Archer Information Technology Center, Campinas, Sao Paulo, Brazil

tal Health Service and Faculty of Odontology, Gothenburg, Sweden; [‡]Brånemark Study Center Srl., Verona, Italy; [§]private practice, Bergamo, Italy; [||]Nobel Biocare AB, Gothenburg, Sweden

Reprints: Paulo Maló, DDS, Edifio Green Park, Avenida des Combatantes 43 - 43A, 1600 Lisboa, Portugal; e-mail: clinicamalo@mail.telepac.p

©2003 BC Decker Inc

one-stage surgical procedure when the implant is allowed to heal while the mucosa is penetrated with an abutment.[4–7] Providing the patient with an immediate solution may further shorten the treatment time and increase patient comfort. The viability of this modality has been demonstrated in several clinical studies.[8–16]

The All-on-Four Treatment Concept: A Systematic Review

Sebastian B. M. Patzelt, DMD, Dr med dent;[*,†] Oded Bahat, BDS, MSD, FACD;[‡]
Mark A. Reynolds, DDS, PhD;[§] Joerg R. Strub, DMD, PhD, Dr med dent habil, Dr. h.c.[¶]

ABSTRACT

Purpose: The study aims to evaluate the all-on-four treatment concept with regard to survival rates (SRs) of oral implants, applied fixed dental prostheses (FDPs) and temporal changes in proximal bone levels.

Materials and Methods: A systematic review of publications in English and German was performed using the electronic bibliographic database MEDLINE, the Cochrane Library, and Google. Hand searches were conducted of the bibliographies of related journals and systematic reviews. The authors performed evaluations of articles independently, as well as data extraction and quality assessment. Data were submitted the weighted least-squared analysis.

Results: Thirteen (487 initially identified) papers met inclusion criteria. A number of 4,804 implants were initially placed, of which 74 failed, with a majority of failures (74%) within the first 12 months. A total of 1,201 prostheses were incorporated within 48 hours after the surgery. The major prosthetic complication was the fracture of the all-acrylic FDP. The mean cumulative SR/SR ± (standard deviation) (36 months) of implants and prostheses were 99.0 ± 1.0% and 99.9 ± 0.3%, respectively. The averaged bone loss was 1.3 ± 0.4 mm (36 months). No statistically significant differences were found in outcome measures, when comparing maxillary versus mandibular arches and axially versus tilted placed implants.

Conclusion: The available data provide promising short-term results for the all-on-four treatment approach; however, current evidence is limited by the quality of available studies and the paucity of data on long-term clinical outcomes of 5 years or greater. In terms of an evidence-based dentistry, the authors recommend further studies designed as randomized controlled clinical trials and reported according to the CONSORT statement.

KEY WORDS: all on four, dental implants, systematic review, treatment concept

SİMAN

VİDA

VS

Journal of Investigative and Clinical Dentistry (2016), **7**, 225–231

ORIGINAL ARTICLE

Implant Dentistry

Dimensional accuracy of different techniques used for complete-arch multi-implant impressions

Rabab A. Ghanem[1], Mohammad Z. Nassani[1], Kusai Baroudi[1] & Amany Abdel Fattah[2]

1 Restorative Dental Sciences Department, Al-Farabi Colleges, Riyadh, Saudi Arabia
2 Removable Prosthodontics Department, Faculty of Dentistry, Al-Azhar University, Cairo, Egypt

Keywords
dimensional accuracy, direct transfer impression t

Correspon
Mohammac
Restorative
Al-Farabi Cc
11691, Sauc
Tel: 009665
Fax: 009661
Email: mzna

Received 26
2015.

doi: 10.111

Abstract

Objective: The aim of this study was to compare the linear horizontal dimen-

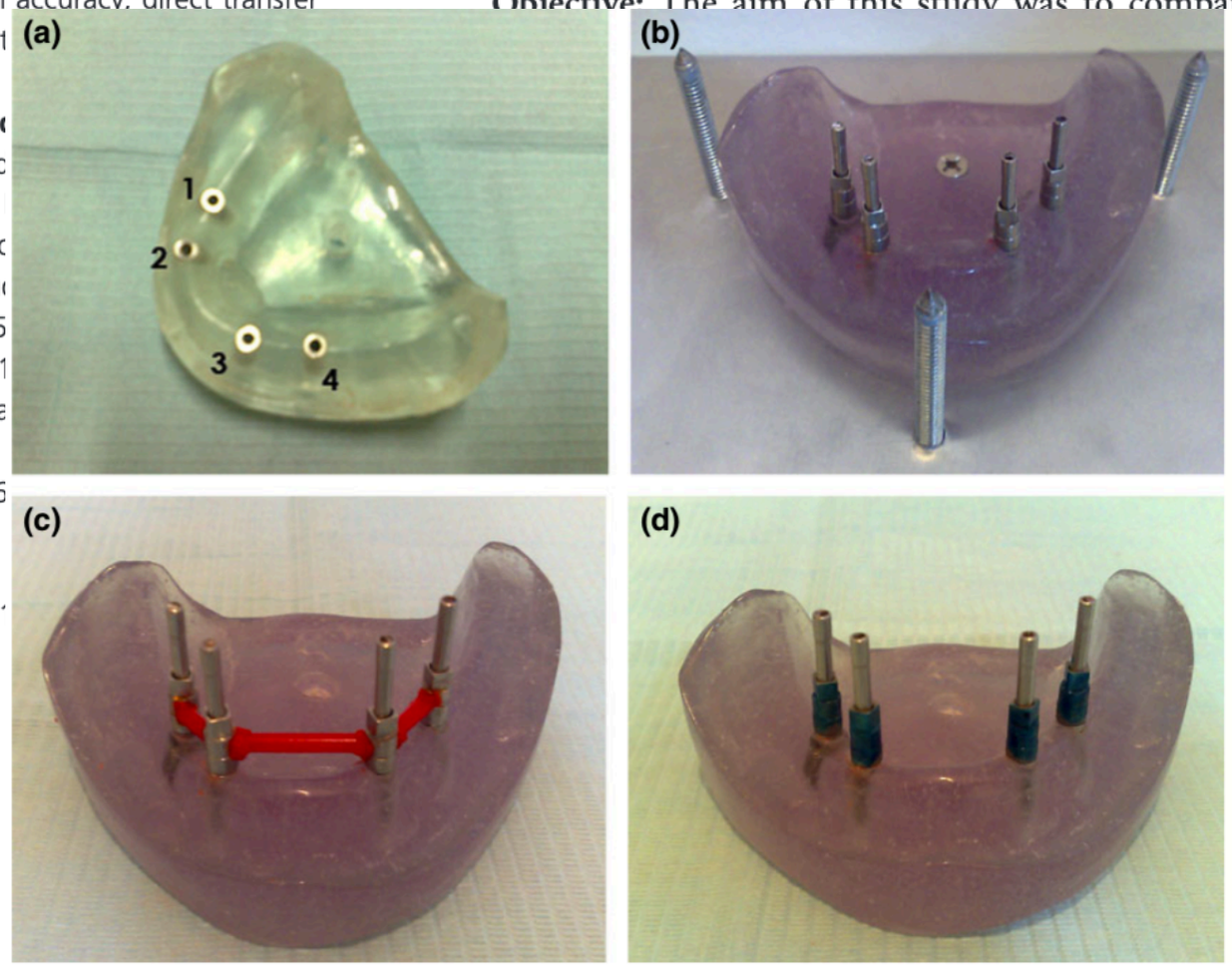


Figure 1. (a) Top view of the master acrylic model holding the four implants. (b) The acrylic master model fixed to a metal base with squared transfer impression copings in place. (c) Splinted squared transfer impression copings. (d) Airborne particle-abraded squared transfer impression copings coated with impression adhesive.

Original Article

Digital Evaluation of the Dimensional Accu
Implant Impression Techniques

TB Özçelik, I. Özcan, O Ozan[1]

Department of Prosthodontics, Faculty Dentistry, Baskent Univ Ankara, [1]Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Near East University, Lefkosa, KK Mersin 10, Turkey

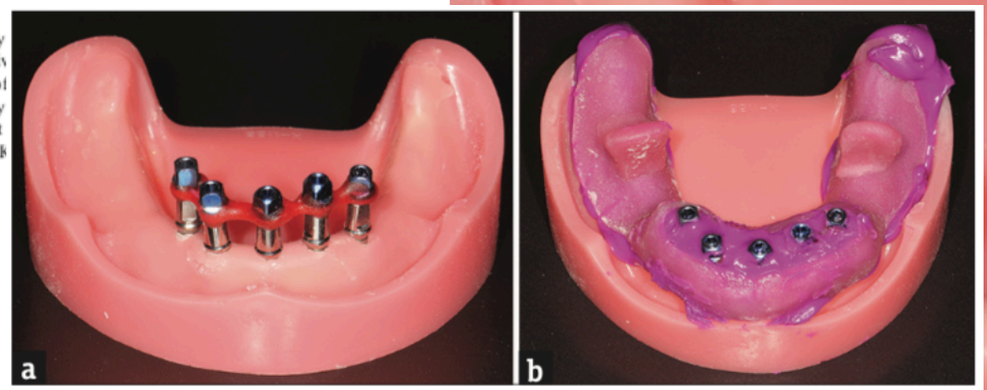


Figure 3: The reference model with impression copings splinted with dental floss and autopolymerizing acrylic resin for use with the direct technique (a and b) the impression with the custom tray

Date of Acceptance:
12-Nov-2017

Introduction

The passive fit is crucial for of the most import passively fitting p involves transferrin through impression reproducibly and mechanism of the i that exactly duplicat Therefore, the accu the impression proc technique.[1-4]

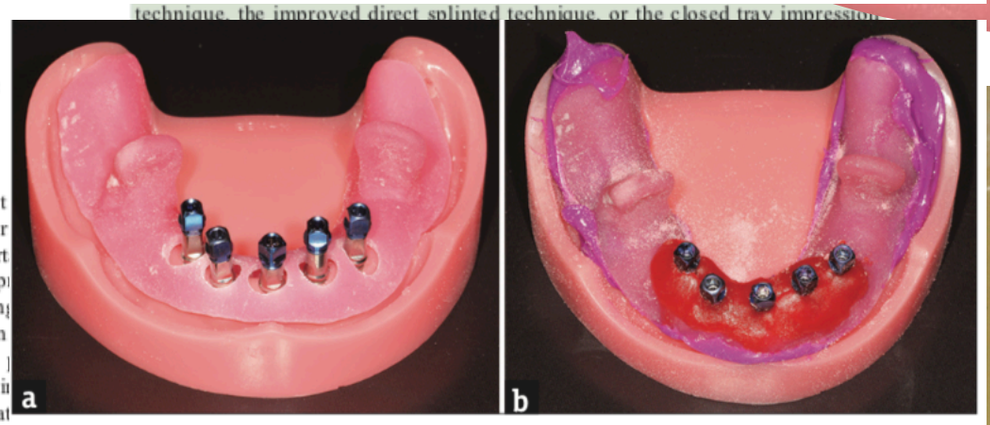


Figure 4: The modified custom tray (a) and the reference model with the impression copings splinted to the custom tray for use with the improved direct splinting technique (b)

Quick Response Code:

Website: www.njcponline.com

DOI: 10.4103/njcp.njcp_284_17

© 2018 Nigerian Journal of Clinical Practi

JOURNAL OF DENTISTRY 42 (2014) 1551–1559

Available online at www.sciencedirect.com

ScienceDirect

journal homepage: www.intl.elsevierhealth.com/journals/jden

Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants

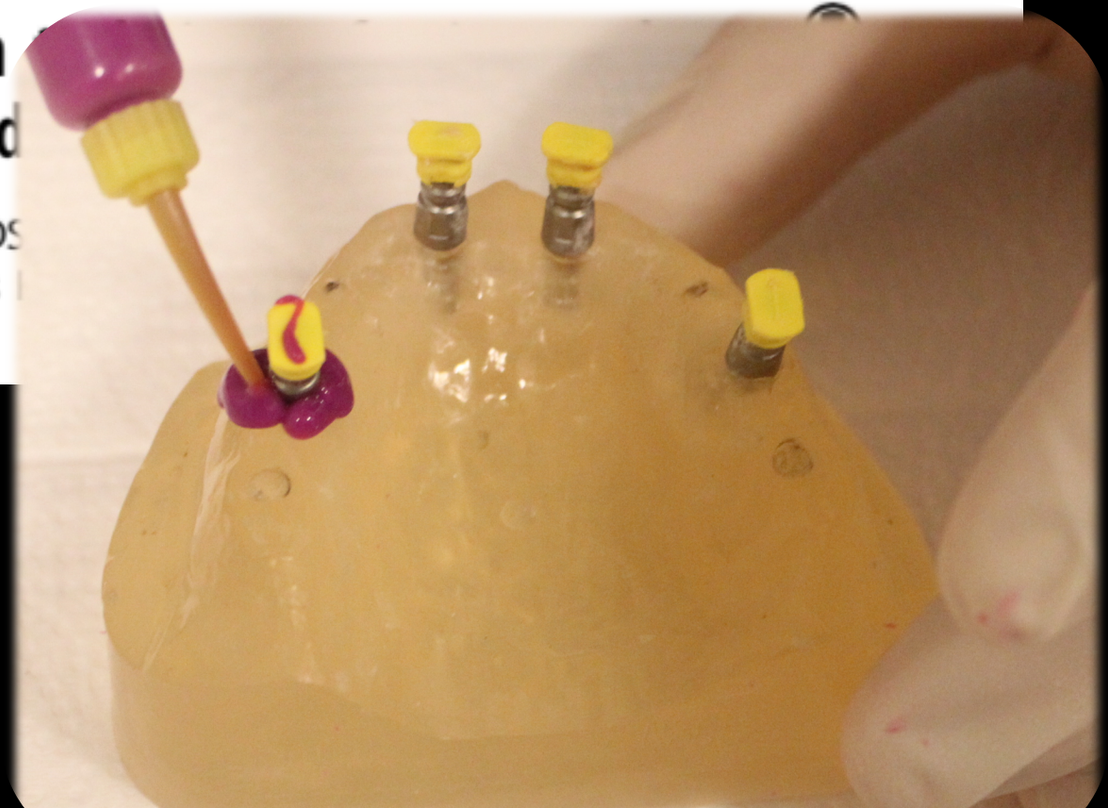
Sevcan Kurtulmus-Yilmaz[a,*], *Oguz Ozan*[a], *Tuncer Burak Ozcelik*[b], *Ayberk Yagiz*[c]

[a] *Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Near East University, Mersin 10, Turkey*
[b] *Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Baskent University, Adana, Turkey*
[c] *Ay Tasarim Ltd., Ankara, Turkey*

Fig. 1 – Master models with parallel, 10° and 20° angulated implants.

THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY

RESEARCH AND EDUCATION



Available online at www.ordoneardentistrylibrary.org ISSN 2249-488X

Review – report

INTERNATIONAL JOURNAL OF RESEARCH IN DENTISTRY

IMPRESSIONS IN IMPLANT DENTISTRY – A REVIEW.

Dr Sumathi K*[1] Dr Sneha S Mantri , Dr Suryakant C Deogade

Hitkarini Dental College & Hospital, Jabalpur.

Received: 7 Feb 2015; Revised: 5 Mar. 2015; Accepted: 2 Apr 2015; Available online: 5 May 2015

ABSTRACT

Dental implants have provided an alternative treatment option after the popularity of the concept of osseointegration. There are numerous options available to the implantologist in relation to different impression techniques and materials available for impression making. Implant impression accuracy is one area of ongoing research and development to improve the success of the implant prosthesis. The various impression techniques and parameters affecting the accuracy of implant impression is reviewed in this article

Key words

Direct technique, indirect technique, Snap fit, Mira tray, G-Cuff ™, digital impression

The Effect of Implant Angulation on the Transfer Accuracy of External-Connection Implants

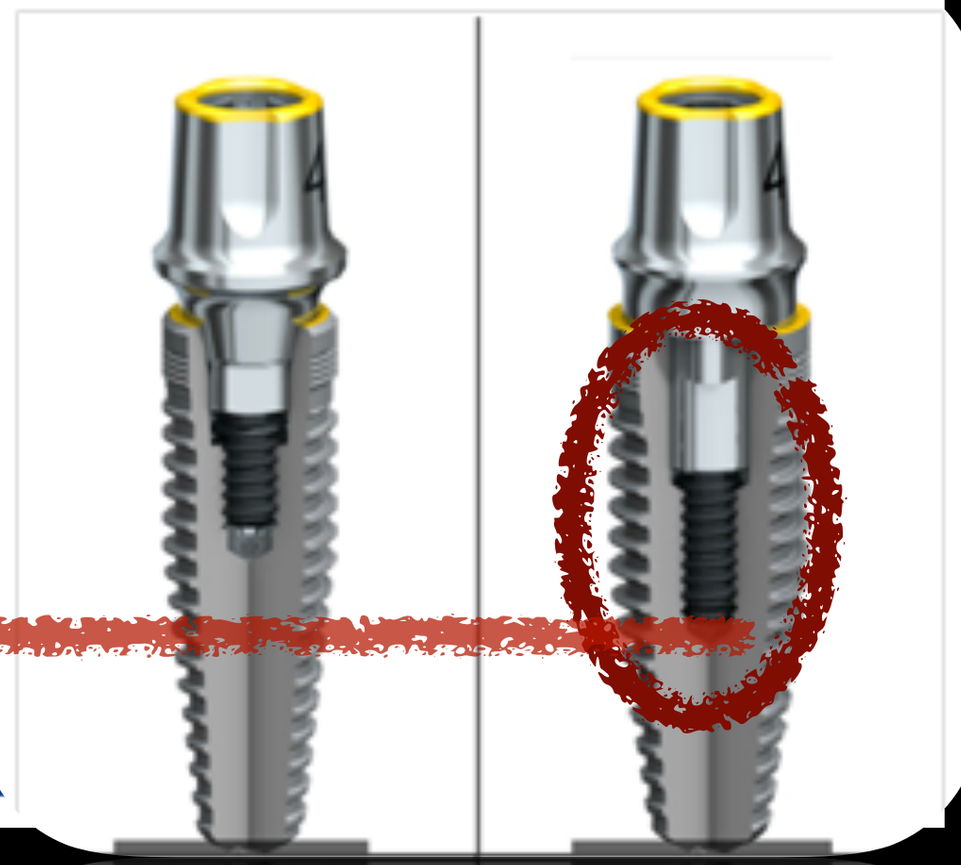
Marzieh Alikhasi, DDS, MS;* Hakimeh Siadat, DDS, MS;† Susan Rahimian, DDS‡

ABSTRACT

Background: Accurate recording of implant location is required in every implant-supported prostheses. Implant angulation, which is inevitable in various clinical situations, could affect the impression accuracy.

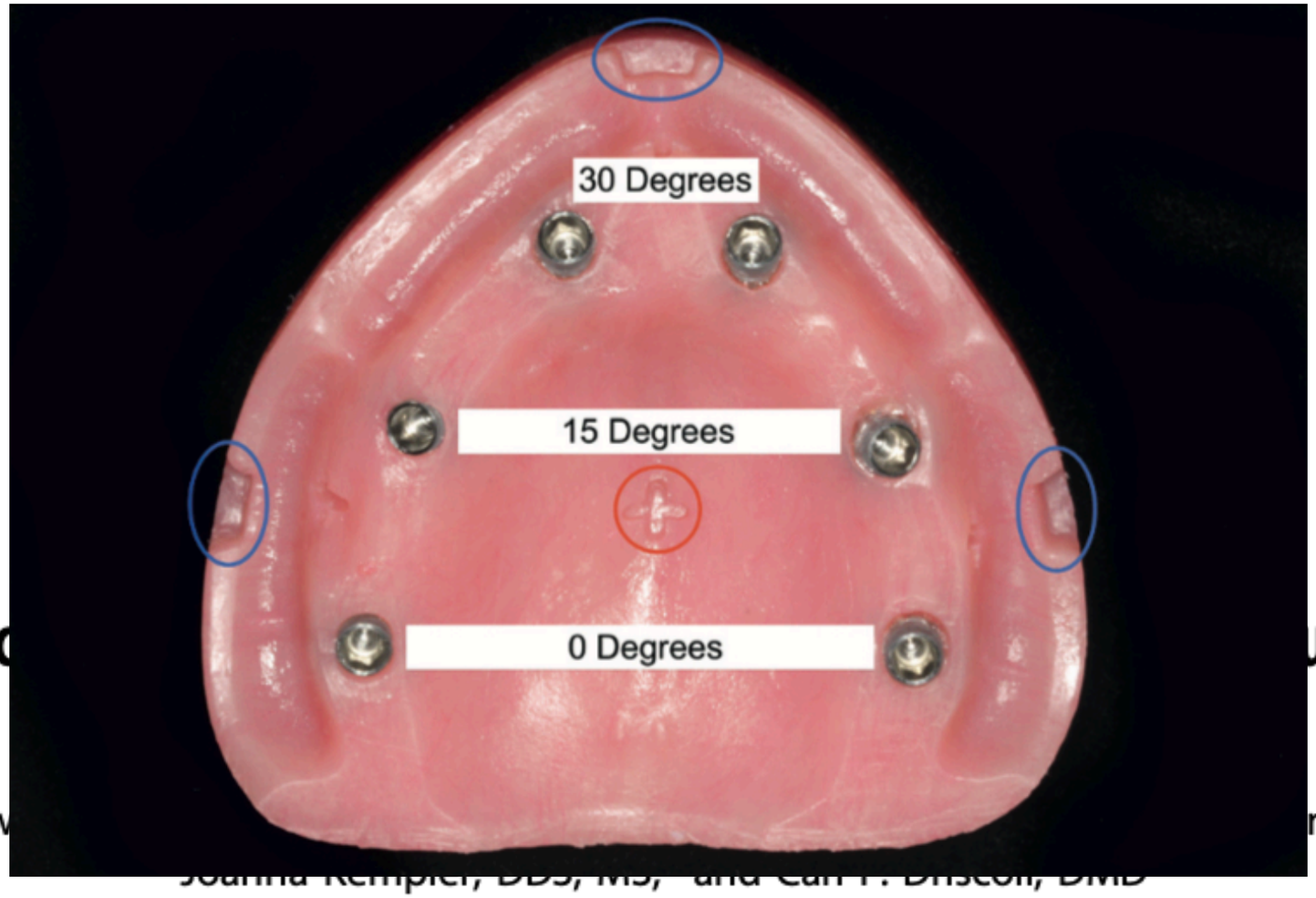
Purpose: The purpose of this in vitro study was to compare the transfer accuracy of straight and tilted implants of All-on-4 protocol with implant or abutment level impression making and different techniques of direct and indirect.

Materials and Methods: One reference model of edentulous maxilla with fo external connection implants (Brånemark)
mpressions of th
ques of direct c
ne was used to
red with the eq
$\alpha = 0.05$.
ssion making (
l implants of Δr
). However, on
racy for straigh
significant effe
ment level impr
pression, tilted



The All-on-Four Treatment Concept: A Systematic Review

Sebastian B. M. Patzelt, DMD, Dr med dent;[*,†] Oded Bahat, BDS, MSD, FACD;[‡]
Mark A. Reynolds, DDS, PhD;[§] Joerg R. Strub, DMD, PhD, Dr med dent habil, Dr. h.c.[¶]



Effec ue on

Gillian Brew mberg, PhD,[c]

THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY

RESEARCH AND EDUCATION

Effect of implant angulation and impression technique on impressions of NobelActive implants

Gillian Brewer Alexander Hazboun, DDS, MS,[a] Radi Masri, BDS, MS, PhD,[b] Elaine Romberg, PhD,[c] Joanna Kempler, DDS, MS,[d] and Carl F. Driscoll, DMD[e]

Clin Oral Invest (2013) 17:1929–1935
DOI 10.1007/s00784-012-0885-z

ORIGINAL ARTICLE

Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw

Michael Stimmelmayr · Jan-Frederik Güth · Kurt Erdelt · Arndt Happe · Markus Schlee · Florian Beuer

Received: 26 July 2012 / Accepted: 19 November 2012 / Published online: 6 December 2012
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2012

SADJ. 2008 Sep;63(8):458, 460-2, 464-5

The accuracy

Dullabh HD[1], Sykes L

Author informa

Abstract

Cast framework for concentrations aro study, three impres smooth sided tape fabricated and use taken with a Reflex study suggest that fabrication. There v transfer techniques

PMID: 19055105

Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an *in vitro* study

Si-Hoon Jo, DDS, Kyoung-Il Kim, DDS, Jae-Min Seo, DDS, Kwang-Yeob Song, DDS, PhD, Ju-Mi Park, DDS, PhD, Seung-Geun Ahn*, DDS, PhD

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonbuk National University, Jeonju, Korea

Journal section: Prosthetic Dentistry
Publication Types: Research

doi:10.4317/jced.54457
http://dx.doi.org/10.4317/jced.54457

A Comparison of implant impression precision: Different techniques

Mahtab Tabesh [1], Marzieh

[1] DDS. Dentist, Dental Research C iences, Tehran, Iran
[2] DDS, MSc. Associate Professor, Dental Re Dentistry Research Institute, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran , Iran
[3] DDS, MSc. Professor, Dental Research Center, Dental Implant Research Center, Dentistry Research Institute, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran , Iran

Dental Research Journal

Original Article

Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants

Mohammadreza Nakhaei, Azam S Madani, Azizollah Moraditalab, Hamidreza Rajati Haghi

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

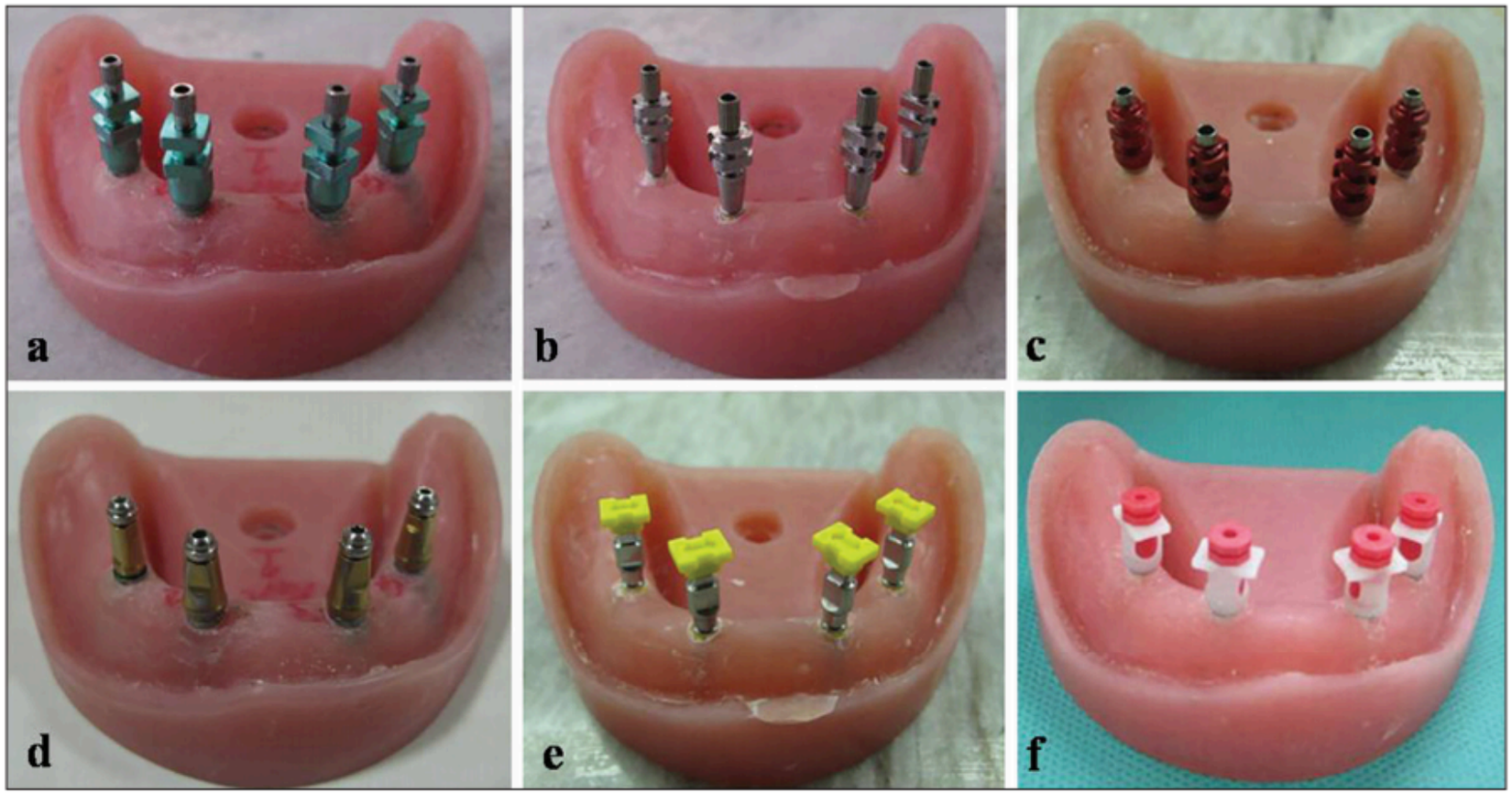


Figure 1: The acrylic resin master models with open-tray and closed-tray impression components. Impression copings with guide screws of Biohorizons (a), Straumann bone-level (b), and Straumann tissue-level (c) implants. (d) Transfer copings of Biohorizons implant system. (e) Transfer copings plus plastic caps of Straumann bone-level system. (f) Snap-on components of Straumann tissue-level system.

JOURNAL OF DENTISTRY 42 (2014) 1551–1559

Available online at www.sciencedirect.com

ScienceDirect

journal homepage: www.intl.elsevierhealth.com/journals/jden

Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants

Sevcan Kurtulmus-Yilmaz [a,*], Oguz Ozan [a], Tuncer Burak Ozcelik [b], Ayberk Yagiz [c]

[a] Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Near East University, Mersin 10, Turkey
[b] Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Baskent University, Adana, Turkey
[c] Ay Tasarim Ltd., Ankara, Turkey

ARTICLE INFO

Article history:
Received 4 August 2014
Received in revised form
11 October 2014
Accepted 14 October 2014

Keywords:
Implant angulation
Splinted direct technique
Indirect technique
Vinyl polysiloxane
Polyether
Vinyl polyether silicone

ABSTRACT

Objectives: The aim of this study was to investigate the accuracy of 2 different impression techniques and 3 different impression materials in models simulating parallel and angulated implants.

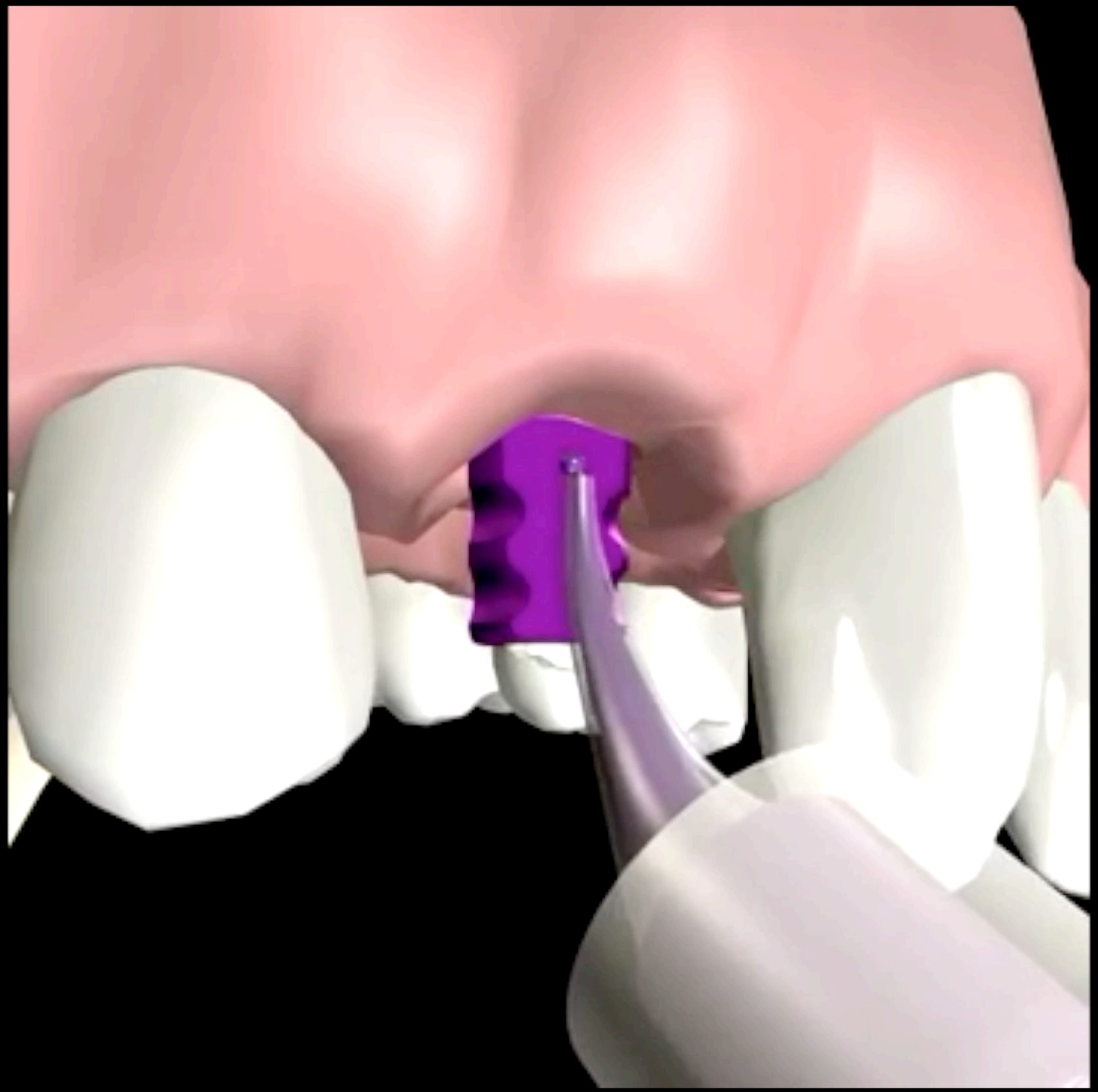
Methods: Three master models simulating partial edentulous mandible with 2 implants at the sites of second premolars (parallel) and second molars with different angulations (parallel, 10° or 20° angulated) were fabricated. Two different impression techniques [splinted direct (D), indirect (I)] and 3 different monophase impression materials [polyether (PE), vinyl polysiloxane (VPS), vinyl polyether silicone (VPES)] were used for each master model and a total of 180 impressions were made ($n = 10$). Master model and casts were scanned by a modified laser scanner and data were transferred to VRMesh software. Master model and duplicate cast scans were digitally aligned observing the superposition of anatomic markers. Angular and coronal deviations between master and duplicated copings were calculated and data were statistically analyzed.

Results: Mean angular and coronal deviations were in a range of 0.205–0.359° and 22.56-33.33 μm, respectively. Statistical analysis revealed that the angulation of implant affected both coronal and angular deviations of the impression copings ($P < 0.05$). According to statistical analyses, for parallel implants, the accuracy of impression materials and techniques were ranging as VPS-D = PE-D > VPS-I = PE-I > VPES-D > VPES-I from most accurate to the least. For 10° and 20° angulated implants the most accurate material and technique was VPS-D whereas the least accurate combination was VPES-I ($P < 0.05$).

Conclusion: Angulation, impression technique and material were found to be effective on the accuracy of implant impressions.

Clinical significance: Clinicians may prefer VPS impression material and splinted direct technique for impressions of both parallel and up to 20° angulated implants.

© 2014 Elsevier Ltd. All rights reserved.



ORIGINAL ARTICLE J Adv Prosthodont 2010;2:128-33 DOI:10.4047/jap.2010.2.4.128

Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an *in vitro* study

Si-Hoon Jo, DDS, Kyoung-Il Kim, DDS, Jae-Min Seo, DDS, Kwang-Yeob Song, DDS, PhD, Ju-Mi Park, DDS, PhD, Seung-Geun Ahn*, DDS, PhD

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonbuk National University, Jeonju, K

PURPOSE. The purpose of this study was to compare the accuracy of the implant ... fer) and the length (long, short) of the impression copings. **MATERIALS AND METHO** ... rnal connection type implant analogs (Osstem GS III analog), embedded parallel ... of impression coping were prepared with different combinations of types (t... sions were made using vinyl polysiloxane (one step, heavy + light body) ... Eventually, 40 experimental casts were produced. Then, the difference ... measured, and the error rate was determined. The analysis of varian... tistical significance was set at $P < .05$. **RESULTS.** The ANOVA sh... er error rate than the transfer type. However, no significant difference ... no significant difference was observed between the parallel and r... the pick-up type impression coping exhibited a more accurate imp... implant master cast did not differ for different lengths of impressio... not different for the parallel and 10° mesial angulated groups. **[J**

JOURNAL OF DENTIS

Available online at

Science

journal homepage: www.intl.elsevierhealth.com/journals/jden

Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants

Sevcan Kurtulmus-Yilmaz[a,*], *Oguz Ozan*[a], *Tuncer Burak Ozcelik*[b], *Ayberk Yagiz*[c]

[a] *Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Near East University, Mersin 10, Turkey*
[b] *Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Baskent University, Adana, Turkey*
[c] *Ay Tasarim Ltd., Ankara, Turkey*

Bu tez çalışmasının sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara varılabilmektedir:

- Analogların paralel konumlandığı modellerde tüm ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemektedir.
- Direkt ölçü teknikleri (açık kaşık bağlamalı ve açık kaşık kesip bağlamalı) 20 derece ve daha fazla açılanma varlığında indirekt ölçü tekniklerine göre (kapalı kaşık kepsiz ve kapalı kaşık kepli) daha başarılı sonuçlar göstermiştir.
- İmplantlar arasındaki açılanma değerleri 30 derece olduğunda açık kaşık kesip bağlamalı ölçü tekniği en başarılı grup olarak bulgulamıştır.
- İndirekt ölçü teknikleri arasında kep kullanıp kullanmama açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir