

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

OKLÜZAL VİDALI DAYANAK KULLANIMINDA
KONVANSİYONEL VE DİJİTAL ÖLÇÜ YÖNTEMLERİNİN
TUTARLILIĞININ İNCELENMESİ

HAZIRLAYAN
MUHAMMED NECATİ YAŞAR

DOKTORA TEZİ

ANKARA - 2022

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

OKLÜZAL VİDALI DAYANAK KULLANIMINDA
KONVANSİYONEL VE DİJİTAL ÖLÇÜ YÖNTEMLERİNİN
TUTARLILIĞININ İNCELENMESİ

HAZIRLAYAN
MUHAMMED NECATİ YAŞAR

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. ÖZLEM ORMAN

ANKARA - 2022

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde Muhammed Necati YAŞAR tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

Tez Adı: Oklüzal Vidalı Dayanak Kullanımında Konvansiyonel ve Dijital Ölçü Yöntemlerinin Tutarlılığının İncelenmesi

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

.....	
.....	
.....	
.....	
.....	

ONAY

Prof. Dr. F. Belgin ATAÇ

Enstitü Müdürü

Tarih: ... / ... /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: ... / ... /

Öğrencinin Adı, Soyadı:

Öğrencinin Numarası:

Anabilim Dalı:

Programı:

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı:

Tez Başlığı:

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 82 sayfalık kısmına ilişkin, .../.../2021 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 19'dur. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:.....

ONAY

Tarih: ... / ... /

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad, İmza:

.....

TEŞEKKÜR

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

Tez çalışmam boyunca bana her konuda destek olan, diş hekimliğine ve hayata dair engin bilgi ve tecrübesini esirgemeyen, anabilim dalı başkanımız saygıdeğer hocam Prof.

Tez çalışmam sırasında yardımlarını ve manevi desteklerini benden esirgemeyen

Doktora eğitimim boyunca yanımda olan asistan arkadaşlarıma, tüm yaşamım boyunca sevgilerini, emeklerini, maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen, haklarını hayatımın sonuna kadar ödeyemeyeceğimi bildiğim kıymetlilerim annem ve babam, canım kız kardeşim ve sevgili eşim

Doktora eğitimime başlamama vesile olan ve desteğini esirgemeyen değerli arkadaşım

Berber keyifli zaman geçirdiğim ve zor zamanları gülerek birlikte atlattığımız

Sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Muhammed Necati Yaşar, Okluzal vidalı dayanak kullanımında konvansiyonel ve dijital ölçü yöntemlerinin tutarlılığının incelenmesi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı, Doktora Tezi, 2022.

Multiunit dayanaklar kullanılan klinik durumlarda, dayanaklar yerleştirilmeden alınan ölçülerle elde edilen modellerin ve dayanaklar yerleştirilip implantların açılarının düzeltilmesinden sonra alınan konvansiyonel ve dijital ölçülerle elde edilen modellerin tutarlılığının ve doğruluğunun incelenmesidir. Çalışmamızda, dişsiz ana modele üç implant yerleştirildikten sonra ölçü alınması prosedürleri uygulanacaktır. Ölçüler, multiunit dayanaklar yerleştirilmeden önce ve yerleştirildikten sonra, açık kaşık ile polivinilsiloksan kullanılarak konvansiyonel yöntemlerle ve dijital olarak elde edilecektir. Yapılan ölçümlerde konvansiyonel olarak ölçü alınan multiunit dayanak kullanılmayan grup (K1), konvansiyonel olarak ölçü alınan multiunit dayanak kullanılan grup (K2) ve dijital olarak ölçü alınan ve multiunit dayanak kullanılan grup (D) 0° 17° 30° açı değişkenlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu (Sırasıyla (p=0.003, p=0.028 ve p=0.002)). Çoklu karşılaştırma testine göre (post-hoc test; Tukey) K1 grubundaki açı değişkenlerinin ortalama değerleri, K2 ve D grubundaki değerlerden anlamlı olarak yüksek bulundu (p<0.05). Bu bulgular göz önünde bulundurulduğunda ölçü tekniği, dayanak kullanımı ve implantların yerleştirilme açısının etkili değişkenler olarak tanımlanabileceği sonucuna varılabilir. Elde edilen verilerin ışığında bu çalışmanın, multiunit dayanak gereksiniminde klinikte kullanılacak ölçü maddesi ve yöntemi ile ilgili yönlendirici olacağı düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, Ölçü teknikleri, Multiunit dayanak

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmıştır (Proje no: D-KA 19/21).

ABSTRACT

Muhammed Necati Yaşar, Investigation of the accuracy of conventional and digital impression methods in the use of occlusal screw abutments, Baskent University Institute of Health Science Department of Prostodontics PhD Programme 2022

In clinical situations where multiunit abutments are used, it is the examination of the accuracy of the models obtained with the impression taken before the abutments are placed, and the models obtained with the conventional and digital impression taken after the abutments are placed and the angulation of the implants are corrected.

In our study, impression procedures will be applied after three implants are placed in the edentulous main model. The impression will be taken digitally by conventional methods using polyvinylsiloxane with an open tray before and after the multiunit abutments are placed. In the impression, the mean of the 0° 17° 30° angle variables was found in the group that did not use the multiunit abutment (K1), the conventionally impression multiunit abutment group (K2), and the digitally impression and multiunit abutment group (D). statistically significant differences were found (Respectively (p=0.003, p=0.028 ve p=0.002)).According to the multiple comparison test (post-hoc test; Tukey), the mean values of the angle variables in the K1 group were found to be significantly higher than the values in the K2 and D groups (p<0.05). Considering these findings, it can be concluded that impression technique, use of abutment and angulation of implants can be defined as effective variables. With the scope of the data obtained, it is thought that this study will be a guide for the impression item and method to be used in the clinic in case of multiunit abutment requirement.

Keywords: Dental implant, Impression techniques, Multiunit abutment.

This study was approved by Baskent University Institutional Review Board (Proje no: D-KA 19/21).

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi	3
2.1.1. Dişsizlik.....	3
2.1.2 Osseointegrasyon	4
2.1.3. İmplant tedavilerinde başarı	5
2.1.4. İmplant tedavisinde cerrahi faz.....	6
2.1.5. İmplant tedavisinde protetik faz	7
2.2. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü.....	8
2.3. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Ölçü Doğruluğunu Etkileyen Faktörler	8
2.3.1. Ölçü teknikleri	8
2.3.1.1. Direkt ölçü tekniği.....	9
2.3.1.2. İndirekt ölçü tekniği	10
2.3.1.3. Dijital ölçü tekniği.....	11
2.3.2. Ölçü materyalleri	14
2.3.2.1. Polivinil siloksan	16
2.3.2.2. Polieter	16
2.3.2.3. Vinil siloksaneter (Vinil Polieter Siloksan).....	17

2.3.3. İmplant açıları ve sayısı.....	18
2.3.4. İmplant yerleştirme derinliği.....	20
2.4. Çalışma Modeli Eldesinde Kullanılan Alçı Özellikleri.....	21
2.5. Pasif Uyum.....	21
2.6. Uyumsuzluk Komplikasyonları	21
2.7. Amaç ve Hipotez	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM	23
3.1. Gereç	23
3.1.1. Ana modelin hazırlanması	23
3.1.2. İmplantların yerleştirilmesi	23
3.1.3. Çalışma gruplarının oluşturulması	24
3.1.4. Kişisel kaşığın hazırlanması.....	24
3.1.5. Ölçü protokolü	27
3.1.6. Test örneklerinin hazırlanması	30
Işıklı polimerize akrilik basplak.....	34
Silikon karıştırma tabancası.....	34
Elmas frez büyük silindir başlı.....	34
3.1.7. Model analizleri	35
3.1.8. İstatistiksel analiz.....	37
4. BULGULAR	39
4.1. Ana Model Referans Ölçümleri.....	39
4.2. Multiunit Dayanak Kullanılmadan Konvansiyonel Ölçü Yöntemi ile Elde Edilen Modellerdeki Ölçüm Değerleri	39
4.3. Multiunit Dayanak Kullanılarak Konvansiyonel Ölçü Yöntemi ile Elde Edilen Modellerdeki Ölçüm Değerleri	40
4.4. Multiunit Dayanak Kullanılarak Dijital Ölçü Yöntemi ile Elde Edilen Modellerdeki Ölçüm Değerleri	41

4.5. İstatistiksel Değerlendirme	42
5. TARTISMA.....	46
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	53
KAYNAKLAR.....	54



TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller.....	34
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar.....	36
Tablo 4.1. Ana modelden ölçülen referans uzaklıkları	39
Tablo 4.2. Multiunit dayanak kullanılmadan konvansiyonel ölçü yöntemi sonucu elde edilen modellerdeki (K1 Grubu) ölçüm değerleri.....	39
Tablo 4.3. Multiunit dayanak kullanılarak konvansiyonel ölçü yöntemi sonucu elde edilen modellerdeki (K2 Grubu) ölçüm değerleri.....	40
Tablo 4.4. Multiunit dayanak kullanılarak dijital ölçü yöntemi sonucu elde edilen modellerdeki (D grubu) ölçüm değerleri.....	41
Tablo 4.5. İstatiksel analizler sonucu elde edilen bulgular.....	42
Tablo 4.6. Multiunit dayanaklar kullanılmadan konvansiyonel ölçü sonucu elde edilen modellerdeki (K1 grubu) için değişkenler arasındaki pearson korelasyon analizi.....	43
Tablo 4.7. Multiunit dayanaklar kullanılarak konvansiyonel ölçü sonucu elde edilen modellerdeki (K2 grubu) için değişkenler arasındaki pearson korelasyon analizi.....	44
Tablo 4.8. Multiunit dayanaklar kullanılarak dijital ölçü yöntemi sonucu elde edilen modellerdeki (D grubu) için değişkenler arasındaki pearson korelasyon analizi.....	44

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 3.1. İmplantlar ve frez yerleştirilmiş ana model.....	24
Şekil 3.2. Açık kasık ölçü postları yerleştirilmiş ve bir plaka mum ile kaplanmış ana model	25
Şekil 3.3. K1 grubu için hazırlanmış açık kaşık	25
Şekil 3.4. Açık kaşık ölçü postları yerleştirilmiş ve bir plaka mum ile kaplanmış ana model	26
Şekil 3.5. K2 grubu için hazırlanmış açık kaşık	26
Şekil 3.6. Akrilik açık kaşığa adeziv uygulanması.....	28
Şekil 3.7. Ölçü materyalinin kaşığa ve ölçü postlarına yüklenmesi	28
Şekil 3.8. Ölçü alınmış analogları yerleştirilmiş K1 grubu	28
Şekil 3.9. Ölçü alınmış multiunit dayanak analogları yerleştirilmiş K2 grubu	29
Şekil 3.10. Scan body yerleştirilmiş ana model.....	29
Şekil 3.11. Dijital olarak taranmış ana model	30
Şekil 3.12. Power analiz	31
Şekil 3.13. Kişisel kaşığın alt parçasına alçı dökülmesi.....	32
Şekil 3.14. Kişisel kaşığın üst parçasına alçı dökülmesi	32
Şekil 3.15. K1 grubu için test modeli	33
Şekil 3.16. K2 grubu için test modeli	33
Şekil 3.17. Dijital ana model analizi	35
Şekil 3.18. Konvansiyonel grup ana model analizi	36
Şekil 3.19. Keyence VH-X 1000 Ölçüm Mikroskobu.....	37
Şekil 3.20. Trios4 3Shape.....	37

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

>	büyüktür
<	küçüktür
%	yüzde
+	artı
±	eksiği veya fazlası
°	derece
°C	santigrat
3D	üç boyutlu
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
Ark.	arkadaşları
ASE	Amerika Sağlık Enstitüsü
CAD	bilgisayar destekli tasarım
CAM	bilgisayar destekli üretim
Dk	dakika
Mm	milimetre
P	istatistiksel anlamlılık
PVS	polivinilsiloksan
R	korelasyon
SLActive	sand blasted - large grit - acit etched
Ti	titanyum
TURCOSA	Turcosa Analytics Ltd Co,
UNAM	Bilkent Üniversitesi Ulusal Teknoloji Araştırma Merkezi
VSE	vinilsiloksaneter
µm	mikrometre

1. GİRİŞ

Tek diş eksikliğinden tam diş eksikliklerine kadar diş kayıplarının rehabilitasyonunda uygulanacak tedavinin; uzun dönem takip çalışmalarındaki başarısı ve güvenilirliği, estetik, fonksiyon ve fonasyon açısından hastada ortaya çıkmış olan eksiklikleri ne düzeyde geri kazandırabildiği, maliyeti, uygulanma kolaylığı ve süresi gibi birçok parametre göz önünde bulundurularak tercih edilmesi oldukça önemlidir (1).

Dental implantlar, teknolojiadaki ilerlemeler sayesinde eksik dişlerin fonksiyonel ve estetik olarak yerini alan ve birçok durumda tercih edilen başarılı bir tedavi haline gelmiştir. İmplant üstü protezlerin pasif uyumu, uzun vadeli başarısında önemli bir faktör olarak kabul edilir (2). Jemt, pasif uyumu, uzun vadeli klinik komplikasyonlara neden olmayacak bir adaptasyon seviyesi olarak tanımlamıştır (3). Pasif uyumun sağlanamadığı durumlarda; plak akümüülasyonunda artış ve buna bağlı olarak osteointegrasyon kaybı, protezlerin implantlara göre yanlış yerleştirilmesi durumunda ise vida gevşemesi veya kırılması ve implantın kırılması gibi birçok biyolojik ve mekanik komplikasyon ortaya çıkabilmektedir (4). Pasif uyumun sağlanmasındaki ilk aşama, doğru bir ölçü ile implantların 3 boyutlu (3D) pozisyonlarının laboratuvar modellerine aktarılmasıdır. Klinik olarak uyumlu bir implant destekli protez üretmek, ölçü tekniği ve model üretiminin doğruluğuna bağlıdır. Bu nedenle uyumlu protez üretmek için doğru bir implant ölçüsü zorunludur. İmplant ölçülerin doğruluğu klinik olarak uyumlu implant üstü protez yapım sürecinde başlangıç noktasıdır. Doğru bir model elde etmede; kullanılan ölçü tekniği, implantların splintlemesi, implant bağlantı tipi, implant açıları ve sayısı, materyal tipi, implant pozisyonunun derinliği ve model alçısının boyutsal kararlığı gibi birçok etken vardır. Ayrıca, bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisindeki ilerlemeler de implant prosedürlerinin doğruluğunu geliştirerek implant destekli protezlerinin uyumunun hassasiyetini arttırmıştır. Diş hekimliğinde birçok ölçü materyali kullanılmaktadır. Assuncao ve arkadaşlarının 2004 yılında yaptığı bir çalışmada, polieter ve polivinil siloksan (PVS)'ın, implant ölçü prosedürleri için en uygun materyaller olduğu belirtilmiştir (5–8). Literatüre bakıldığında, ölçü materyalinin çoklu implant ölçülerinin doğruluğu üzerindeki etkisinin araştırıldığı birçok çalışma görülmektedir. Holst ve arkadaşları (ark.) 2007 yılında yaptıkları bir çalışmada, kontrol modeli üzerine yerleştirilen 4 implant, medium body vizkozitesindeki polieter ve 3 farklı

tip polivinil siloksan içeren 4 deney grubu ile hazırlanan modellerin nihai doğruluğunda ölçü materyallerinin etkisini araştırmış, çoklu implant vakalarında implant ölçüleri için polieter materyallerin altın standart olarak kabul edilmesine rağmen, polivinil siloksan materyallerin polieter materyali ile benzer hassasiyete sahip olduğunu bildirmişlerdir. (9).

İmplant açılarının implant ölçülerinin doğruluğuna etkisi araştırıldığında ise, açılı implant varlığının implant ölçüsünde daha fazla bozulmaya yol açabileceği bildirilmiştir (10). Yapılan bir çalışmada, 20 dereceden (20°) daha büyük açı ile konumlanmış implantların, ölçü malzemesinde daha fazla distorsiyona yol açacağı bildirilmiştir (11). Buna karşılık bazı araştırmacılar, açılı ve dik implantların ölçü doğruluğu üzerindeki etkisi arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Yapılan bir çalışmada, 0° , 15° , 30° olmak üzere farklı açılara sahip 6 implantlı bir model ve her teknikte 12 deneysel alçı modeli hazırlanmıştır. Bu çalışmanın sonucunda, her iki grupta da farklı açılı implantlar arasında doğruluk açısından bir fark olmadığı bildirilmiştir. (12).

Bu tez çalışmasında, dişsiz üst çene ana modele 0° 17° 30° ile üç implant yerleştirildikten sonra ölçü alma prosedürleri uygulanacaktır. Ölçüler, multiunit dayanaklar yerleştirilmeden önce ve yerleştirildikten sonra, direkt ölçü tekniği ile polivinilsiloksan kullanılarak konvansiyonel ve dijital yöntemlerle elde edilecektir. Böylelikle bu çalışmanın, multiunit dayanak gereksiniminde klinikte kullanılacak ölçü maddesi ve yöntemi ile ilgili yönlendirici olacağı düşünülmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

Kısmi ve tam dişsiz hastaların dental implantlar ile oral rehabilitasyonu, günümüzde rutin uygulanan bir tedavi yöntemidir ve yapılan klinik çalışmalar, bu tedavi yönteminin başarısını kanıtlamıştır. Osseoentegre implantlar, geleneksel protezlere alternatif tedaviler sunmuş ve öngörülebilir uzun vadeli başarılı sonuçlar elde edilmiştir (13).

2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

Dental implantoloji tarihi, Brånemark'ın İsveç Gothenburg Üniversitesi'nde yaptığı çalışmalar ile başlamıştır. 1960'larda Brånemark, kemik hücrelerinin titanyum (Ti) çevresinde büyüdüğünü ve titanyumla kemik dokusunun biyouyumlu olduğunu gözlemlemiştir. Titanyumun bu yüksek biyouyumluluğu göstermesinin ardından dental implant yapımında titanyumun kullanılabileceğini belirtilmiş; titanyum-kemik arasında gerçekleşen bu yapışma da 'osseointegrasyon' olarak adlandırılmıştır. 1977 yılında ise Brånemark, dental implantlar ile tedavi ettiği hastaların 10 yıllık takip sonuçlarını yayınlamıştır. 1982 yılında Brånemark, Toronto Conference on Osseointegration in Clinical Dentistry'de yaptığı sunumda, kök formunda titanyum vidaların kullanımı ile dental implantolojide yeni bir çağın başladığını bildirmiştir. 1976 yılında Schroeder ve Straumann, dental implant osseointegrasyonu ile ilgili ilk histolojik bulgularını yayınlamışlardır. Devamında gerçekleştirilen çalışmalar sayesinde yeni tasarımlar yapılmış ve güncel implant tasarımları ve yüzey özellikleri geliştirilmiştir (1,14).

2.1.1. Dişsizlik

Son yıllarda, dünya genelinde nüfusta meydana gelen demografik değişimler, yaşam beklentisinde ve yaşlı nüfus sayısında artış olduğunu göstermiştir. Amerika Birleşik Devletleri'nde (ABD) daha önce yapılan bir araştırma, 45-54 yaşlarındaki hastaların, yaklaşık %31.3'ünün mandibular serbest sonlu dişsizliğe ve %13.6'sının maksiller arkta serbest sonlu dişsizliğe sahip olduğunu göstermiştir (15). Ayrıca, 65-74 yaş arası kişilerde dişsizlik oranının %20 olduğu bildirilmiştir. (16). Türkiye'de yapılan bir kesitsel çalışmada, 65-74 yaş arasındaki yaşlıların %48.0'inin dişsiz olduğu, nüfusun ise sadece %12.4'ünün dişsiz olduğu bildirilmiştir (17). ABD'de, tam dişsiz hastaların oranı, toplam popülasyonun yaklaşık %10'u kadardır ve önümüzdeki yıllarda yaşam beklentisi arttıkça

bu oranın da artması beklenmektedir. Bununla birlikte de, kısmi ve tam dişsiz hastalarda dental implantları içeren protetik tedavi ihtiyacının artacağı düşünülmektedir. Protetik tedavideki başarının optimizasyonu, pasif olarak yerleştirilebilen protetik üst yapıların üretimi ile doğrudan ilişkilidir (8).

2.1.2 Osseointegrasyon

Bağ dokusu araya girmeden kemik dokusunun inert, alloplastik bir materyale görünür şekilde doğrudan bağlanması ‘osseointegrasyon’ olarak tanımlanır (18). Branemark, ilk osseointegrasyon kavramını geliştirmiş ve ışık mikroskobu altında incelediğinde, titanyum içindeki ince boşluklara uzanan ve titanyumu çevreleyen kemik dokusu gördüğünü rapor etmiştir. Bu kavram daha sonra diş hekimliğine uygulanmış ve tek diş eksikliğinden tam dişsiz arklara kadar bir dizi vakayı restore etmek için kullanılmıştır. Çeşitli çalışmalar, 5 ile 29 yıllık takip süreleri boyunca implantların başarı oranlarının %87, %89 ile %100 arasında olduğunu bildirmiştir. Aynı zaman periyodunda %86 ile %100 ortalama protez başarı oranı ile bu değerler, implantları, diş eksikliğinin telafisi için uygun bir seçenek haline getirmektedir. (19). İmplant ve çevreleyen kemik arasındaki bağlantının korunmasında, implant bölgelerine aktarılan herhangi bir kontrolsüz kuvvetin marjinal kemik kaybına yol açabilmesi nedeniyle, uygun stres dağılımına sahip olmak önemlidir. Mikroharekete neden olabilecek ve teması bozabilecek herhangi bir araya giren fibrotik tabaka olmaksızın, implant ve kemik arasında doğrudan bir bağlantı olması da hayati önem taşır (3). Osseointegrasyon kaybı, implantları planlarken ve restore ederken büyük bir endişe kaynağıdır. Branemark'a göre, osseointegre implantlar üç olası durum ile kaybedilebilir, bunlar; ilk iyileşme sırasında implantın yumuşak doku kapsüllenmesi, implantın tekrar tekrar aşırı yüklenmesi, marjinal kemik seviyesinin kademeli apikal göçü. Bu komplikasyonlardan kaçınmak için, sert ve yumuşak dokunun aşırı ısınmasını veya travmatize edilmesini önlemek için atravmatik bir cerrahi tekniğe sahip olmak ve ayrıca restorasyon oklüzyonunun kapsamlı bir şekilde değerlendirilmesi ve düzenlemesi önemlidir (15). İmplantların kemiğe ankiloze olması ve implant ile kemik ara yüzü arasında periodontal ligament bulunmaması nedeniyle, implantların hareket kabiliyeti olmadığı kabul edilir. Bu nedenle, implant-dayanak arayüzünde distorsiyonlar veya uyumsuzlukların olmaması gerekmektedir. Sabit protezlerle implant arasında mutlak pasif uyumun elde edilmesi mümkün olmasa da protez uyumsuzluğunun sebep olacağı biyolojik veya teknik komplikasyonlar hala belirsizdir. (20). Vida gevşemesi veya kırılması, implant

boyun kırıkları ve protez bileşenlerinin gerilmesi ve kırılması, protezin uyumsuzluğuyla ilişkilendirilmiştir. Bir implant üstü protezin klinik uyumu, doğrudan ölçü tekniğinin ve protez üretiminin doğruluğuna bağlıdır. Bu nedenle, tam olarak uyumlu bir protezi elde etmek için ilk koşul, doğru bir implant ölçüsünün alınmasıdır. Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim teknolojisindeki ilerleme, protez üretim prosedürlerinin doğruluğunu geliştirerek implant üstü protezlerin uyum ve hassasiyetini artırmaktadır. Klinik olarak kabul edilebilir restorasyonun üretilmesi, ölçü tekniğinin doğruluğuna ve implant konumu kesin olarak aktarılmış bir model elde edilmesine bağlıdır (21). Kullanılan ölçü tekniği, implant bağlantı tipi, splintleme veya ölçü kopinglerinin yüzey işlemesi, kullanılan ölçü materyalinin tipi, ölçü yöntemi, implant sayısı ve yerleştirme açıları, implant pozisyonunun derinliği ölçü hassasiyetini etkilemektedir. Model elde etmek için kullanılan alçının boyutsal kararlılığı ve ölçü kopinglerinin uzunluğu da doğru model eldesini etkilemektedir.

2.1.3. İmplant tedavilerinde başarı

İmplant tedavilerinin başarısını tanımlamak üzere ilk çalışmalar Amerika Sağlık Enstitüsü (ASE) tarafından araştırılmaya başlanmış ve 1978’de Harvard Üniversitesi Konsensüs Konferansı’nda implant tedavilerinin avantajları ve dezavantajları incelenmiştir (22).

Her yıl literatürde implant tedavilerinin sonuçlarını inceleyen birçok rapor yayınlanmaktadır. Ancak, bu yayınlarda, tedavinin başarı sonuçlarının belirli bir standardı bulunmamaktadır. İmplant sistemlerinin ve tedavilerinin başarılarını değerlendirmek amacıyla 1978’den bu yana farklı ülkelerden farklı araştırmacılar tarafından, daha çok klinik ve radyolojik parametrelerin referans alındığı pek çok kriter tanımlanmıştır. Günümüzde en çok kullanılan başarı kriterleri Albrektsson ve ark. Tarafından belirtilen kriterlerdir (23).

1989’da Smith ve Zarb, Albrektsson’un kriterlerine ek olarak hasta memnuniyetini de başarı değerlendirmesinde önemli bir faktör olarak ele almıştır (24).

Başarı kriterleri:

1. Klinik olarak test edildiğinde, tek başına implantların mobilitesinin olmaması.
2. Radyografide implant çevresinde herhangi bir radyolusent alan olmaması.
3. Bir senelik kullanımın ardından yıllık ortalama vertikal kemik kaybının 0.2 mm olması.
4. İmplant kaynaklı ısrarcı ağrı, rahatsızlık veya enfeksiyon olmaması.
5. İmplant tasarımının hasta ve hekim için memnuniyet verici bir estetik görünüm sağlayabilecek kron ya da protez yapımına engel teşkil etmemesi.
6. Bu kriterlerle 5 yıllık bir gözlem periyodu sonucunda %85 ve 10 yıllık bir gözlem periyodu sonucunda da %80 minimum başarı değerleri elde edilmelidir.

2.1.4. İmplant tedavisinde cerrahi faz

Başarılı bir osseointegrasyon için ilk şart, atravmatik cerrahi uygulanmasıdır. Kemiğin yeterli kalınlıkta (vertikal ve horizontal hacim) ve kalitede olmasının yanı sıra, yumuşak ve sert dokuda oluşacak travmanın önlenmesi gerekmektedir (25). İmplantolojinin ilk yıllarında yeterli kalınlığa ve kaliteli kemiğe sahip olmayan hastalara implant tedavisi uygulanamayacağı düşünülse de, günümüzde geliştirilen ileri cerrahi teknikleri ve uzun dönem başarısı kanıtlanmış olan kısa ve dar çaplı implantların geliştirilmesi sayesinde hemen hemen her hastaya implant tedavisi uygulanabilmektedir (26).

Uygulanabilen ileri cerrahi teknikler arasında;

- Kemik hacmi arttırma teknikleri,
- Sinüs lifting işlemleri,
- Onlay kemik greft uygulamaları,

- Yönlendirilmiş kemik rejenerasyon işlemleri sayılabilmektedir (25).

İmplant tedavisiyle ilgili yapılmış olan eski çalışmalarda, implantasyon sonrası sağlıklı bir osseointegrasyon için protetik aşamalara kadar 6 ay beklenmesi tavsiye edilmiş ve implant yüzey özelliklerinin gelişimine bağlı olarak günümüzde bu süre oldukça azalmıştır. (27). Çeşitli fiziksel, kimyasal ve biyokimyasal yöntemlerle gerçekleştirilen bu yüzey işlemleri arasında tornalama, titanyum plazma sprej uygulaması, kumlama, yüzeylerin biyoaktif peptid ve ajanlar, polimerler, bifosfonatlar ve hidrofilik ajanlar ile kaplanması, nanoyüzeylerin değiştirilmesi ve biyoseramik kullanımı gibi birçok yöntem bulunmaktadır (28). Literatürde, modifiye Sand Blasted - Large Grit - Acit Etched (SLActive) yüzeylerinde osteoblastların büyüdüğü, alkalen fosfataz aktivitesinin arttığı ve osteokalsin üretimi ile karakterize farklılaşmış bir fenotipe sahip olan osteoblastların gözlemlendiği bildirilmiştir (28).

2.1.5. İmplant tedavisinde protetik faz

İmplant destekli protetik restorasyon planlamasında;

-Mevcut diş eksiklikleri,

-İmplantasyon için uygun kemik bölgeleri,

-Protez retansiyonu,

-Yeterli implant desteği,

-Oklüzyon,

-İnteroklüzal mesafe,

-Ağızda bulunan dişler,

-Yumuşak doku durumu,

-Çiğneme fonksiyonu,

-Hastanın konfor ve estetik beklentisi ve

-Maliyet gibi birçok parametre göz önünde bulundurulmalıdır. Uygun şartlar oluştuğu takdirde günümüzde birçok hastaya implant tedavisi uygulanabilmektedir (26).

Yukarıda bahsedilen ilave cerrahi işlemlerden kaçınmak için implantların eğimli yerleştirilmesi gündeme gelmiş ve bu teknik günümüzde sıklıkla uygulanmaktadır.

2.2. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü

Tam ve kısmi dişsiz hastaların rehabilitasyonu için kullanılan osseointegre implantların kullanımında ölçü alma prosedürünün doğruluğu, dental implantların uzun dönem başarısı için oldukça önemli bir faktördür (29). Hatalı bir ölçü sonucunda oluşabilecek implant parçaları ve restorasyon arasındaki uyumsuzluğun; vida gevşemesi, vida kırığı, osseointegrasyon kaybı ve hatta implant kırığı gibi problemlere neden olabileceği bildirilmiştir (30).

2.3. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Ölçü Doğruluğunu Etkileyen Faktörler

İmplant destekli protezlerin yapım aşamalarında hedeflenen asıl amaç, olası komplikasyonların önüne geçilebilmesi amacıyla uyumsuzluğu en düşük seviyeye indirmek olmalıdır. Ölçü doğruluğu etkileyen faktörler;

-Ölçü teknikleri

-Ölçü materyalleri

-İmplant sayısı ve açısı

-İmplant yerleştirme derinliği olarak bildirilmiştir.

2.3.1. Ölçü teknikleri

Çoklu implant vakalarında en iyi sonucu elde etmek için farklı teknikler kullanılmıştır, en iyi teknik henüz net değildir, ancak her vaka için en iyi kabul edilecek

teknik, en kısa sürede yapılabilir. Amaç, en kolay şekilde, hastayı daha az rahatsız etmek ve en önemlisi en yüksek doğruluğu sağlamaktır (31).

Günümüzde implant ölçüsü için üç teknik bulunmaktadır:

-Direkt ölçü tekniği (açık kaşık ölçü tekniği)

-İndirekt ölçü tekniği (kapalı kaşık veya transfer ölçü tekniği).

-Dijital ölçü tekniği

2.3.1.1. Direkt ölçü tekniği

Direkt ölçü tekniğinde ölçü parçası dental implantın üzerine takılır ve ölçü alınırken, ölçü parçasının, vidasının gövdesinden daha uzun olması önemlidir. Ölçü maddesi polimerize olduktan sonra kaşığı ağızdan uzaklaştırabilmek için vida gevşetilir. İmplant analogu daha sonra aynı vida kullanılarak ölçü parçasının üzerine sabitlenir ve ardından ölçü dökülmeye hazır hale gelir (6,13,32). Direkt ölçü tekniği, ölçü parçasının ölçü materyali içindeki boşluğa geri yerleştirilmesini önlemek için, ölçü materyalini ağızdan çıkarırken ölçü parçasının alınmasına izin verir (32). Öte yandan, ölçü materyali içindeyken ölçü parçasının üstüne implant analogunun yerleştirilmesi işlemi, rotasyonel strese yol açarak gerçek bir hataya ve ölçüde kalıcı deformasyona neden olabilir (33).

-Splintlenmiş ve Splintlenmemiş Direkt ölçü tekniği

Splintleme, implant analoglarını ilgili ölçü parçası ile birleştirirken doğruluğu artırmak ve bozulmayı önlemek için ölçüyü almadan önce, ölçü postlarının birleştirilmesi şeklinde uygulanır. Eğer ölçü parçaları splintlenmez ise, söz konusu parçaların analogları ile birleştirilirken rotasyonel distorsiyona yol açılabileceği bildirilmiştir (34,35). Splint materyali olarak ışıkla sertleşen kompozit rezin, ölçü alçısı, ortodontik tel, akrilik rezin ve otopolimerize akrilik rezin (en sık tercih edilen) gibi birçok malzeme kullanıldığı belirtilmiştir (31,36). 1990 yılında yapılan bir çalışmada, rezinin boyutsal büzülmesinin, dikkat edilmesi gereken en önemli dezavantajlardan biri olduğu belirtilmiş ve toplam büzülmenin yaklaşık %6,5 -%7,9 arasında değiştiği ve toplam büzülmenin yaklaşık

%80'inin ilk 17 dakika içinde gerçekleştiği bildirilmiştir (37). Ayrıca bu tür bir büzülmenin, ölçü materyali içindeki ölçü parçasına baskı uygulayarak ölçüde distorsiyona yol açabileceği belirtilmiştir (38). Bunun yanı sıra, splint materyalinin aynı kalınlıkta olması gerektiği, aksi takdirde farklı büzülme davranışı gösterebileceği ve olumsuz sonuçlara yol açabileceği belirtilmiştir (2). Martinez ve arkadaşları, splintsiz direkt ölçü tekniği ve iki splint materyali ile alınan ölçü tekniği ile kesitli akrilik rezin splint ve alçılı özelleştirilmiş metal bar ile direkt ölçü tekniğini karşılaştırdığında, splint tekniğinin daha doğru sonuçlar sağladığını bildirmişlerdir (35).

2011 yılında Papaspyridakos ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, 13 dişsiz arkta, her ark için hem splintli hem de splintsiz direkt ölçü tekniği kullanılmış ve splint tekniği kullanılan ölçülerde, önemli miktarda daha iyi sonuçlar elde edildiği rapor edilmiştir (20). 2012 yılında Stimmelmayer ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, orijinal model ile ölçü modelleri arasında olan ortalama farklar indirekt teknik için 0.124 (± 0.034) mm, direkt teknik için 0.116 (± 0.046) mm ve direkt splintli teknik için 0.080 (± 0.025) mm ile aynı sonuçlar bulunmuştur (39). Bu faktörle ilgili 22 çalışmayı gözden geçiren sistematik derlemede, hem kısmi hem de tam dişsiz hastalarda splintli ölçü tekniğinin, splintsiz direkt ölçü tekniğinden daha doğru olduğu sonucuna varıldığı belirtilmiştir (12).

2.3.1.2. İndirekt ölçü tekniği

İndirekt ölçü tekniği veya kapalı kaşık tekniğinde, ölçü için implant üzerine vidalanan konik şekilli bir ölçü parçası kullanılır. Ölçü materyali polimerize olduktan sonra ölçü kaşığı ağızdan uzaklaştırılır ve bu sırada ölçü parçası implanta sabitlenmiş şekilde kalır, daha sonra ölçü parçası implanttan ayrılır ve implant analogu ile birleştirilir. Sonraki aşamada ise birleştirilmiş haldeki parçalar, ölçü alınırken ölçü parçasının oluşturduğu ölçüdeki negatife denk gelecek şekilde yerleştirilir, ölçü parçası ve analogun tam olarak doğru pozisyonda yerleştirilmesine özen gösterilmelidir (40,41). Ağız açıklığının sınırlı olduğu, implantların ağız içinde çok geri pozisyonda olduğu durumlarda ve direkt tekniğin uzun kopingleri ile manipüle edilmesini zorlaştıran, abartılı öğürme refleksi olan hastalarda klinisyeni indirekt tekniği kullanmaya zorlayan klinik durumlar oluşabilmektedir (13,35). İndirekt tekniğin en büyük avantajı, klinikte uygulanmanın daha kolay olması ve hastaya özel kaşık kullanmaya gerek kalmamasıdır. Fabrikasyon kaşık

kullanılması nedeniyle, ölçü parçası etrafındaki ölçü malzemelerinin kalınlığı daha fazladır, böylece daha fazla destek ve daha stabil bir ölçü alımı sağlanır (10,35,42,43).

2.3.1.3. Dijital ölçü tekniği

CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) teknolojisi, bilgisayar yazılımı kullanılarak üç boyutlu bir ürünün tasarımı ve üretimi ile geliştirilmiştir. 1960'lı yıllardan itibaren makine sektöründe kullanılan CAD/CAM teknolojisi, 1980'lerde diş hekimliğinde restorasyon elde etmek için kullanılmaya başlanmıştır (44,45).

CAD/CAM sisteminde restore edilecek dişin verilerinin alınması, doğrudan ağızdan tarayıcı ile veya model üzerinde tarama yapılarak gerçekleştirilebilir. Veriler, bilgisayara aktararak tasarımlar dijital olarak yapılabilir hale gelir. Optik okuyucular aracılığıyla oral dokuların taranması ve bilgisayara aktarılması, ilk kez 1977 yılında Bruce Altschuster tarafından gerçekleştirilmiştir (46). 1984 yılında François Duret adlı bir Fransız araştırmacı, ağız içi ölçü alma ve çiğneme işlevlerine uygun bir restorasyon tasarlayabilecek bir sistem ile birlikte bir restorasyon üretmiştir (44).

1988 yılında Wörmann ve Brandestini, restore edilecek dişin tarayıcı Cerec sistemi (Dentsply Sirona, Amerika) ile ölçüsünü almış ve aynı seansta restorasyonu üretmiştir. Restorasyonun tek seansta hazırlanıp simante edilmesi, diş hekimliği için bir devrim olarak kabul edilmiştir (47). Günümüzde CAD/CAM sistemleri ile inley-onley, laminate, köprü ve kuron hazırlamak mümkündür. Bu geniş endikasyon alanı ile CAD/CAM sistemleri, kliniklerde ve uygulamalarda giderek daha fazla yer bulmaktadır (48–51). CAD/CAM sistemlerinin avantaj ve dezavantajları aşağıdadır (45,52–54).

CAD/CAM SİSTEMLERİNİN AVANTAJLARI

Optik okuyucular ve kamera ile ölçü almak, hasta için geleneksel yöntemlere göre hem daha kolay hem daha rahattır. CAD/CAM sistemlerinde dijital ölçü aşamasının teknik hassasiyetinin geleneksel yöntemlerle karşılaştırılabilir olduğu bildirilmektedir.

- Alçı model ve mum obje hazırlama süreçlerindeki bekleme süreleri ortadan kalktığı için daha kısa sürede restorasyon yapılabilir.
- Bu teknoloji sayesinde diş hekimi ve laboratuvar arasındaki bilgi alışverişi kolaylaştırılmaktadır.
- Tarayıcı ve kazıyıcının gelişmiş hassasiyeti sayesinde daha uyumlu restorasyonlar hazırlanabilir.
- Genel olarak aşamalarındaki fiziksel zorluklar ortadan kaldırıldığı için hata olasılığı azalmıştır.
- Dezenfeksiyon ihtiyacı ortadan kalktığı için çapraz enfeksiyon riski azalır.
- Uygulamalar aynı gün içerisinde ve tek seansta yapılabildiği için geçici restorasyon gereksinimi azalır ve zaman kayıplarının önüne geçilir (45,52–54).

CAD/CAM SİSTEMLERİNİN DEZAVANTAJLARI

- CAD/CAM sistemlerinin kurulum maliyetinin yüksek olması, dezavantajlarından biridir.
- Ağız içi tarayıcılar ve kazıyıcılar çok maliyetli ekipmanlar olduklarından kullanımları kısıtlıdır.
- Monokromatik bloklar estetik beklentilerin çok yüksek olduğu ön bölgede her zaman yeterli başarı göstermeyebilir.

- Bitim hattının subgingival olduğu durumlarda tarayıcının bu alanları düzgün bir şekilde okuması ve aktarması zordur (45,52–54).

- CAD/CAM Sistemleri ile Restorasyon

CAD/CAM sistemleri ile restorasyon üç şekilde üretilebilir (55,56);

1. Restorasyonun sistem merkezinde üretilmesi:

Ağızdan tarayıcı ile alınan ölçü, dijital olarak laboratuvar sistemine yönlendirilir, restorasyon üretilir ve hekime geri gönderilir. Procera (Nobel, İsveç) sistemi, bu yönteme örnek olarak gösterilebilir.

2. Restorasyonun Dental Laboratuvarda Üretilmesi:

Ağızdan tarayıcı ile alınan ölçü, dijital olarak laboratuvara gönderilir veya geleneksel ölçü, laboratuvarda ölçü tarayıcısı ile taranarak model elde edilir. Restorasyon, ya tamamen kazınır ya da teknisyen hazırlanan altyapının üstüne veneer porselen uygulayarak hazırlayabilir. Örnekler, Cerec Inlab (Sirona, Almanya) ve Everest (Kavo, Almanya) sistemleridir.

3. Restorasyonun klinikte imalatının yapılması: Ağız içinden tarayıcı ile alınan ölçüye göre bilgisayar ortamında restorasyon tasarlanır ve klinikte kazıyıcı içerisindeki CAD/CAM bloklarından restorasyon üretilir. Zaman planlaması açısından bu sistemler pratik sistemlerdir, ancak, tasarım ve restorasyonu tamamlamak için personel ihtiyacı göz önünde bulundurulmalıdır. Örnek olarak, Cerec (Sirona, Almanya) sistemi verilebilir.

- CAD/CAM Sistemlerinde Ölçü, Tasarım ve Üretim Aşamaları

Ağız içi tarama cihazları, ışık kaynağına sahip bir kamera içerir, görüntüyü aktif olarak üçgenleyerek diş ve çevre dokulardan yansıyan farklı dalga boylarındaki ışık değerlerini hesaplar. Böylece üç boyutlu bir görüntü oluşur. Dijital ölçü alınıp görüntü bilgisayarda işlendikten sonra model elde edilir. Restorasyon sınırları çizilir, giriş yolu düzenlenir. Komşu dişlere göre proksimal temas alanları ve karşıt dişlere göre oklüzal yüzey tasarlanır. Tüm düzenlemeler ve değişiklikler dijital model üzerinde

yapılabilmektedir. İstenilen tüm değişiklikler yapıp tasarım tamamlandığında, restorasyonun üretileceği blok kazıcıya yerleştirilir ve tüm bu bilgiler kazıyıcıya gönderilir. (50,56).

Kazıma işlemi frezler vasıtasıyla su soğutması altında gerçekleştirilir. Frez ile kazıma aşaması tamamlandıktan sonra, restorasyonun ağız içi uyumlamaları yapılır ve glaze işlemlerine hazır hale gelir (50,56). Günümüzde CAD/CAM üretim aşamalarının gelişmesiyle birlikte birçok malzeme piyasaya sunulmuştur. Bunlara örnek olarak; seramikler, cam seramikler, lityum disilikat ile güçlendirilmiş, lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler ve hibrit seramik malzemeler verilebilir. (54,55).

2.3.2. Ölçü materyalleri

Ölçü materyalleri; bileşimlerine, polimerizasyon reaksiyonuna ve özelliklerine göre sınıflandırılabilir, ancak, yaygın olarak kullanılan sınıflandırma, malzemenin polimerizasyonundan sonraki özelliklere dayanır (57). İmplant üstü sabit protez ölçülerinde, genellikle koyu kıvamlı (putty) ve akışkan kıvamlı (light-body) elastomerik ölçü materyallerinin aynı anda karıştırılıp uygulandığı tek aşamalı ölçü tekniğinin kullanıldığı belirtilmiştir (58). Ölçü materyalleri için bir takım ideal özellikler tanımlanabilir. Bunlar; tutarlılık, elastik geri dönüş, boyutsal kararlılık, akışkanlık, esneklik, çalışma kolaylığı, hidrofiliklik, uzun raf ömrü, hasta konforu ve ekonomidir (7,31). Ölçü materyalleri, özelliklere göre önemli ölçüde farklılık gösterirler ve bu farklılıklar, belirli klinik durumlarda belirli materyallerin seçimi için bir temel sağlayabilir. Sertlik ve boyutsal stabilite gibi bazı ölçü materyali özellikleri, implant ölçüsünün doğruluğunu etkileyebilir. Direkt implant ölçü tekniği uygulandığında, ölçü materyali içindeki ölçü parçalarının pozisyonları ile ağız içindeki ölçü parçalarının pozisyonları karşılaştırıldığında, minimum konumsal distorsiyona sahip olması için ölçü materyali ile ölçü parçası arasında sıkı bir bağlantı olmalıdır ve implant analogları ölçü parçaları ile birleştirilirken, ölçüde oluşabilecek distorsiyona yol açmayacak şekilde rijit olmalıdır (59). Hiçbir ölçü materyali mükemmel doğruluk sağlamasa da implant ölçüsünde genellikle polisülfid, kondensasyon silikon, ilave silikon (polivinil siloksan, PVS) ve polieter olmak üzere dört tip elastomerik ölçü materyali kullanılmaktadır. Boyutsal stabilite açısından bakıldığında, en büyük boyutsal uyumsuzluk, % 0.5'den fazla hacimsel tutarsızlık ile kondensasyon silikonlarında gözlenmiştir (15). Öte yandan polieter, ölçü kopinglerini

doğru bir şekilde konumlamaya yardımcı rijit özellik gösterir, kalıcı deformasyona karşı yüksek dirence sahiptir ve yeterli düzeyde boyutsal stabiliteye sahiptir. Tüm bu faktörlerin sayesinde polieter, implant destekli protezler için kabul edilebilir bir ölçü materyali olarak kullanılmaktadır. Ayrıca polivinil siloksan ölçü malzemeleri, yüksek boyutsal kararlılıkları, kalıcı deformasyona uğramadan elastik geri dönüşüm becerisi olması ve ayrıntıların hassas şekilde ölçüsünün alınabilmesi konusunda iyi bir sonuç göstermiştir (6).

Günümüzde kullanılan ölçü materyallerinin hiçbiri %100 elastik geri dönüşüme sahip değildir. Tüm ölçü materyalleri için, ekvator altı derinliği ne kadar fazla ise, ölçü materyalinin deformasyonu da o kadar fazla olmaktadır. Polivinil siloksan ölçü malzemelerinin, %99'un üzerinde elastik geri dönüşüme sahip olduğu rapor edilmiştir (6,13). Bu özellik, mükemmel boyutsal stabilite ile birlikte ikinci bir model eldesi için en iyi seçim olmasını sağlar (60,61). Farklı sonuçlar bildirilmiş olsa da çalışmaların çoğunda, en az miktarda boyutsal uyumsuzluğun, silikonlar (%0.06) ve polieterler (%0.1) ile meydana geldiği görülmektedir, bu nedenle, bu iki malzemenin çoklu implant ölçü prosedürü için en çok tercih edilen malzemeler oldukları belirtilmiştir (7,15).

Tablo 2.1. Ölçü Materyallerinin Sınıflandırması

KONVANSİYONEL	
Elastik	Elastik olmayan
Aljinat	Mum
Agar- Agar	Stenç
Polisülfid	Alçı
Polieter	Metal oksit patlar (Çinko oksit öjenol)
İlave tipi Silikon (A- tipi Silikon)	
Kondanse Silikon (C-tipi Silikon)	
Vinilsiloksaneter (VSE)	
DİJİTAL	
Direkt İntraoral	İndirekt İntraoral

2.3.2.1. Polivinil siloksan

1970'lerde tanıtılan ve ilave tipi silikon olarak da adlandırılan polivinil siloksan ölçü materyali, daha iyi boyutsal stabiliteye sahip olması ve ıslanabilirliğinin daha fazla olması dışında, birçok yönden kondensasyon silikonuna benzer yapıdadır (62). Ayrıca sıcaklığın, bu malzemenin polimerizasyon süresini etkilediği bildirilmiştir (63). Bu malzemenin dezavantajlarından biri de polimerizasyon reaksiyonunun, kliniklerde kullanılan eldivenlerdeki lateks partiküllerinden etkilenmesidir ve elle karıştırıldığında problem oluşturmaktadır. Silikonlar, doğaları gereği hidrofobiktir, ancak, hidrofilik yapı sağlamak için bazı formülasyonlara yüzey aktif maddeler (sürfaktan) eklenmiştir, bu sayede de polietere benzer ıslanabilirlik sağlanır. Ayrıca bu materyal, polietere benzer şekilde nem ve su ile temas ettiğinde genleşir. Tek fazlı formülasyonlar da mevcut olmasına rağmen, ilave tipi silikonlarda genellikle iki farklı viskoziteli bir sistem ile ölçü alınır. İlk üretilen ilave tipi silikonlarda bazı yan ürünlerden (etanol) kurtulmak için, dökme işleminin 4 saate kadar ertelenmesi önerilmektedir. Bu durum dikkate alınmazsa, alçı model yüzeyinde, ölçü malzemesinden çıkan gazın neden olduğu genel bir porözite oluşabilir. Polimer-model alçısı ara yüzeyinde gazın oluşmasını önleyen daha yeni ürünler geliştirilmiştir ve bu sayede ölçünün hemen dökülebilmesi sağlanmaktadır (59).

2.3.2.2. Polieter

Polieter ölçü malzemesi 1960'lı yıllarda Almanya'da geliştirilmiş olup, diğer elastomerlerden farklı bir polimerizasyon mekanizmasına sahiptir. Uçucu yan ürünlerin oluşmadığı polimerizasyon süreci, daha iyi boyutsal kararlılık sağlar. Ayrıca, oda sıcaklığında polimerize olan diğer ölçü malzemelerine göre polimerizasyon büzülmesinin daha az olduğu kabul edilmektedir (18). Bununla birlikte, polieterin yüksek boyutsal kararlılığı nedeniyle, ölçü alındıktan model alçısı dökülmesi için 24 saat beklenilse bile doğru modeller elde edilebilir. Polieterin diğer bir avantajı da ağızda kısa polimerizasyon süresine (yaklaşık 5 dakika) sahip olmasıdır. Ayrıca ölçü materyallerinin yırtılma dirençleri karşılaştırıldığında, polieterin en yüksek değerleri gösterdiği ve bu durumun açık kaşık için daha uygun olabileceği belirtilmiştir (59). Bu nedenlerden dolayı polieter kullanımı da tavsiye edilmektedir. Öte yandan, polieterin bazı dezavantajları vardır. Polimerize olmuş ölçü malzemesinin en büyük dezavantajlarından biri olan yüksek sertlik nedeniyle, model alçısının ölçü yüzeyinden zarar görmeden ayrılması oldukça zor

olmaktadır. Bütün elastomerik ölçü materyallerinde yan ürün kaybı nedeniyle zamanla büzülme gözlemlenmiştir (59). Polieter materyali, su emilimi nedeniyle zamanla distorsiyona uğrayabilir. Bu nedenle polieter materyali ile en doğru ölçü modelini elde etmek için, ölçü alındıktan sonra kuru bir şekilde saklanmalıdır ve eğer bu koşullar sağlanamıyorsa ölçü işleminden sonra en geç bir saat içinde alçı dökülmelidir (7).

-Ölçü materyali karşılaştırılması

Literatüre bakıldığında, ölçü materyal tipinin çoklu implant ölçülerinin doğruluğu üzerindeki etkisinin araştırıldığı birçok çalışma görülmektedir. 2007 yılında Holst ve ark., bir kontrol modeli üzerine yerleştirilen 4 implant, dört farklı materyal, medium body vizkozitesindeki polieter ve 3 farklı tip polivinil siloksan içeren 4 deney grubu ile hazırlanan modellerin nihai doğruluğunda ölçü materyallerinin etkisini araştırmış, çoklu implant vakalarında implant ölçüleri için polieter materyallerin altın standart olarak kabul edilmesine rağmen, polivinil siloksan materyallerin polieter materyali ile benzer hassasiyete sahip olduğunu rapor etmişlerdir (9). 2010 yılında Aguilar ve ark., 5 implantlı bir model hazırlayarak 2 farklı grupta polieter ve polivinil siloksan materyalini, kontrol modeli üzerinde denemiş ve her iki grubun üretilen modellerinin karşılaştırılmasında anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir (64). Moreira ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, kullanılan teknik ne olursa olsun, ölçü materyali olarak polieter veya polivinil siloksanın kullanılmasıyla diğer elastomerik ölçü materyallerine göre daha doğru sonuçlara ulaşılabileceği bildirilmiştir (65). Tüm bunların yanı sıra, ölçü materyallerinin yırtılma dirençleri karşılaştırıldığında, polieterin, en yüksek yırtılma direnci değerlerini gösterdiği, bu nedenle de splintlenmemiş direkt teknik için daha uygun olduğu rapor edilmiştir (60).

2.3.2.3. Vinil siloksaneter (Vinil Polieter Siloksan)

Vinil siloksaneter veya vinil polieter siloksan, polieter ve polivinil siloksan ölçü materyalinin, özelliklerini birleştiren yeni bir ölçü materyali olarak 2009 yılında piyasaya sunulmuştur (Identium, Kettenbach Co, Eschenburg, Almanya) (66). Bu materyalin polivinil siloksan ölçü materyalinin ağızdan uzaklaştırılmasının kolaylığını, polieterin hidrofilikliği ile birleştirdiği bildirilmiştir. Bu da onu kanamalı ve derin dişeti cepleri gibi nem kontrolünün güç olduğu durumlar için umut verici bir materyal haline getirmektedir (67,68).

2.3.3. İmplant açıları ve sayısı

İmplantların, ağızdaki anatomik oluşumlar ve kemik yetersizliği nedeniyle her zaman paralel olarak yerleştirilmesi mümkün olmayabilir. Açılı yerleştirmiş implant varlığında ölçü doğruluğunu etkileyen ölçü materyali, ölçü tekniği, açi miktarı ve implant sayısı gibi birçok etken vardır (69). Bu etkenlerle ilgili çok sayıda çalışma yapılmıştır. Açılı yerleştirilen implantlarla yapılan en başarılı ve stabil tedavi konseptlerinden biri, All on 4 tedavi konseptidir. İlk olarak Dr. Paulo Malo tarafından 1988’de ortaya çıkarılan all on 4 konsepti, dişsiz çeneye anteriorda aksiyel yönde 2 tane ve posteriorda açılı olacak şekilde yerleştirilen 2 tane olmak üzere toplam 4 tane implant üzerinde hazırlanan sabit tam proteze immediat yükleme yapılabilen bir metottur. All on 4 konsepti, kemik yüksekliğinin yeterli olmadığı durumlarda mevcut kemikten maksimum kemik desteğini alan, implant arası mesafenin arttığı, posteriorda dişlerin kantilever uzunluğunun minimum olacak şekilde sabit tam protez tedavi planlaması yapılabilen bir konseptir. Bu konseptte açılı implantlar yerleştirilebilir, sinüs ve sinir gibi anatomik oluşumlardan kaçılabilir ve greft uygulamasına gerek kalmaz. 5 yıldan uzun yapılan çalışmalarda protez başarı oranı, ortalama %98 ve %98.3 olarak belirtilmiştir. All on 4 konseptinde posteriordaki implantlar, anatomik oluşumlara göre 30° ve 45° açı arasında yerleştirilir (70). Literatürde 0° 15° 30° açı ile yerleştirilmiş implantların gerinim stresleri arasında fark bulunmazken, 45° açı ile yerleştirilmiş implantlarda belirgin oranda yüksek gerinim stresi tespit edilmiştir (71). Yerleştirilen implantlarda gerinim streslerini minimum seviyeye indirmek için 17°’den 35°’ye kadar değişen açılarda multiunit dayanaklar kullanılarak paralellik ve protezin pasif uyumlanması sağlanmaya çalışılmaktadır (70,72).

Tablo 2.2. İmplantlar arası açı farkı, ölçü materyali ve ölçü tekniğini inceleyen araştırmalar

Yazar (Yıl)	İmplant sayısı	İmplant Açısı	Ölçü Materyali	Splintleme Materyali	Ölçü Tekniği	Sonuç
(Sorrentino et al., 2010)	4	0° 5°	Polieter Polivinil siloksan	-	Açık kaşık	En doğru ölçüler, paralel implantların olduğu modelde elde edilmiştir. Paralel implantlarda polieter, açılı implantlarda polivinil siloksan ile en başarılı sonuçlar elde edilmiştir.
(Gallucci et al., 2011)	2	10°>	Polieter	-	Kapalı kaşık Açık kaşık	Kısmi dişsizlik olgularında ve implantların 10°'den daha az açılanma gösterdiği durumlarda, teknikler arasında fark bulunmamıştır.
(Schmidt et al., 2018)	6	0° 15° 20°	Polivinil siloksan Polieter	-	Kapalı kaşık Açık kaşık-splintsiz	İmplantlar arası açı farkı arttıkça ölçünün doğruluğu azalmış, paralel olmayan implantlarda en doğru sonuçlar polivinil siloksan ölçü materyali ile elde edilmiştir.
(Rutkunas et al., 2012)	2	0° 15° 25°	Polivinil siloksan Polieter Aljinat	Diş ipi + Akrilik rezin	Kapalı kaşık Açık kaşık-splintli Açık kaşık-splintsiz	Paralel olmayan implantlarda açık kaşık-splintli teknikle daha başarılı sonuçlar alınmıştır. 5° açılı gruplarda kapalı kaşık ve polivinil siloksan, 25° açılı gruplarda açık kaşık tekniği ile polieter ve aljinat daha hassas ölçüler vermiştir.
(Shankar et al., 2016)	6	0° 10° 20°	Polivinil siloksan Polieter Vinil polieter Silikon	Diş ipi + Akrilik rezin Plastik çubuk + Akrilik rezin	Kapalı kaşık Açık kaşık-splintli	Diş ipi + akrilik rezin ile splintlenen grup diğer tekniklere göre daha doğru sonuçlar vermiştir. Ölçü materyalleri arasında vinil polieter silikon ile en başarılı sonuçlar elde edilmiştir.
(Martinez-Rus et al., 2013)	6	0° 15° 30°	Polieter	Akrilik rezin Metal	Kapalı kaşık Açık kaşık-splintli Açık kaşık-splintsiz	Açık kaşık-metal ile splintlenmiş grupta en doğru ölçü elde edilmiştir.

İmplant açılarının, implant ölçülerinin doğruluğuna olan etkisi araştırıldığında, açılı implant varlığının implant ölçüsünde daha fazla bozulmaya yol açabileceği bildirilmiştir (10). Yapılan bir çalışmada, 20° daha büyük açı ile konumlanmış implantların, ölçü malzemesinde daha fazla distorsiyona yol açacağı bildirilmiştir (11). Buna karşılık bazı araştırmacılar, açılı ve dik implantların ölçü doğruluğu üzerindeki etkisi arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Yapılan bir çalışmada, 0°, 15°, 30° olmak üzere farklı açılara sahip altı implantlı bir model ve her teknikle 12 deneysel alçı modeli hazırlanmıştır. Bu çalışmanın sonucunda, her iki grupta da farklı açılı implantlar arasında doğruluk açısından bir fark olmadığı rapor edilmiştir (12).

Mevcut araştırmalar değerlendirildiğinde, açılı implantlar varlığında polieter ve polivinil siloksan ölçü materyallerinin birbirlerine olan üstünlüklerini kanıtlayacak sayıda araştırmanın bulunmadığı, en doğru sonuçların splintlenmiş açık kaşık tekniğiyle elde edildiği gözlenmektedir.

2.3.4. İmplant yerleştirme derinliği

İmplant yerleştirme derinlikleri incelendiğinde, estetik ve kemik anatomisindeki farklılıklar gibi sebepler ile implantların daha subgingival olarak konumlandırılması gerekebileceği ve bunun sonucunda, ölçü postunun da daha subgingivalde konumlandırılmasının gerekebileceği görülmüştür. Bu durumda dişeti üzerinde kalan ölçü postunun yüzeyi azalmış olup, ölçü maddesiyle daha az temas yüzeyine sahip olmaktadır (35). Lee ve ark., 2008 yılında implant pozisyonunun subgingival derinliğinin çoklu implant ölçüsünün doğruluğu üzerindeki etkisini değerlendirmek için beş paralel implant, polieter ve polivinil siloksan olmak üzere iki tip ölçü materyali kullanmışlardır. Bir implant, modeldeki dişeti yüzeyinin 4 mm altına, diğer implant ise 2 mm altına yerleştirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, dikey veya yatay olarak putty ve light-body kombinasyonlu polivinil siloksan ölçülerin boyutsal doğruluğu üzerinde implant derinliğinin hiçbir etkisinin olmadığı ve medium-body polieter ile alınan ölçülerde, daha derin implantlarda önemli ölçüde daha az doğru ölçü alındığı bildirilmiştir (6).

2.4. Çalışma Modeli Eldesinde Kullanılan Alçı Özellikleri

İmplant ölçüleri sonrası çalışma modeli elde edilmesinde kullanılan alçının boyutsal stabilitesi ve dökülme zamanı oldukça önemlidir. Günümüzde implant vakalarında, genleşme oranları % 0.05 lere kadar düşürülmüş olan tip 4 alçılar kullanılmaktadır (6).

2.5. Pasif Uyum

En iyi osseointegrasyon şansına sahip olmak için, protez ile implantlar arasında pasif uyum sağlamak hayati önem taşır. Protez, dış kuvvetler olmadığında implant bileşenleri ve çevreleyen sert doku üzerinde hiçbir baskı oluşturmaması gerektiğinden, pasif uyum, kemik-implant ara yüzünün korunması için bir ön koşul olarak kabul edilir. Jemt ayrıca pasif uyumu, uzun vadeli klinik komplikasyonlara neden olmayacak bir adaptasyon seviyesi olarak tanımladı (3). Bir implant protezinin pasif uyumu, uzun vadeli başarısında en önemli faktör olarak kabul edilir (2). Tüm bağlantı yüzeylerinin temasının, uygulanan harici bir yükün yokluğunda implant bileşenleri, protez ve çevreleyen kemik içindeki kontrolsüz stres ve gerilmeleri en aza indirdiği düşünülmektedir (77). Ayrıca implant bileşenlerinin tam oturması ve implantın kemiğe rijit bağlantısı nedeniyle, üst yapı vidalandığında küçük farklılıklar implantlara stres uygulanmasına neden olabilir (31).

2.6. Uyumsuzluk Komplikasyonları

Protezlerin implantlara göre yanlış konumlandırılması, protez, implant ve çevreleyen kemik içinde gerilmelerin oluşmasına sebep olur. Bu stresler görsel olarak tespit edilemese de implantın osseointegrasyonunun kaybına yol açabilir. Ayrıca, implant ve protezin karşılıklı uyumu mümkün değilse, özellikle protez zorla sıkılırsa, implantlarda yüksek miktarda stres gerilimi oluşabilir. Stres birikimi, marjinal kemik kaybına ve kemik içinde mikro kırıklara yol açabilir veya implantın kendisinin kırılmasına neden olabilir (78).

2.7. Amaç ve Hipotez

All on 4 konsepti dayanakların cerrahi aşamada yerleştirilip anında yükleme yapılması temeline dayanmaktadır. Dolayısıyla ölçü işlemi dayanaklar yerleştirildikten sonra uygulanmaktadır. Ancak geleneksel protezlerde okluzal vidalı dayanak kullanımına ölçü aşamasından sonra da karar verilebilmektedir. Genel olarak dayanaklar yerleştirildikten sonra ölçü alınması yönünde öneriler olsa da literatürde dayanakların yerleştirilmesi ve ölçü aşamasının zamanlaması ile ilgili kabul edilmiş bir karar bulunmamaktadır. (70 71 72)

Bu tez çalışmasının amacı, multiunit dayanak kullanılacağı klinik durumlarda, dayanaklar yerleştirilmeden ve dayanaklar yerleştirildikten sonra alınan ölçülerle elde edilen modellerin tutarlılığını ve doğruluğunu incelemektir. Bu amaçla, modellerin elde edilmesinde, konvansiyonel ve dijital ölçü yöntemleri kullanılacaktır.

Tez çalışmasının boş hipotezleri: İmplantlar arasındaki açı farkının, ölçü tekniklerinin ve multiunit dayanak kullanımın ölçünün doğruluğuna bir etkisi olmayacağıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereç

3.1.1. Ana modelin hazırlanması

Bu in-vitro çalışmada, doğal çeneleri taklit eden sert_termoset bir malzemeden üretilen dişsiz üst çene modeli (Frasaco GmbH, Almanya) kullanılmıştır. Bu model, elastik dişeti dokusu içermemekte ve hem geleneksel hem de dijital ölçü işlemleri için uygun niteliklere sahiptir. Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-KA 19/21) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

3.1.2. İmplantların yerleştirilmesi

Bu modele 3 adet 4.1 mm çapında NobelReplace Conical Connection (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç) implantlar yerleştirilmiştir. İmplantlar dikey eksene 0° 17° ve 30° ile konumlandırılmıştır.

Sağ yarım çeneye yerleştirilen 30° açığa sahip implant, R1, sol yarım çenede anteriordaki aksiyel yönde yerleştirilmiş implant, L1 ve posteriorda yer alan 17° açığa sahip implant, L2 olarak tanımlanmıştır.

Çalışma gruplarına ait örneklerin ölçümünde referans noktası olması amacıyla, ana modelin palatinal kısmına bir adet frez (Frank Dental, Almanya) ters olarak yerleştirilmiştir.



Şekil 3.1. İmplantlar ve frez yerleştirilmiş ana model

3.1.3. Çalışma gruplarının oluşturulması

Çalışmamız, 3 grup olacak şekilde planlanmıştır.

K1: Multiunit kullanılmadan implant seviyesinden konvansiyonel direkt ölçü alınmış grup

K2: Multiunitli kullanılarak dayanak seviyesinden konvansiyonel direkt ölçü alınmış grup

D: Multiunit kullanılarak dijital ölçü alınmış grup

3.1.4. Kişisel kaşığın hazırlanması

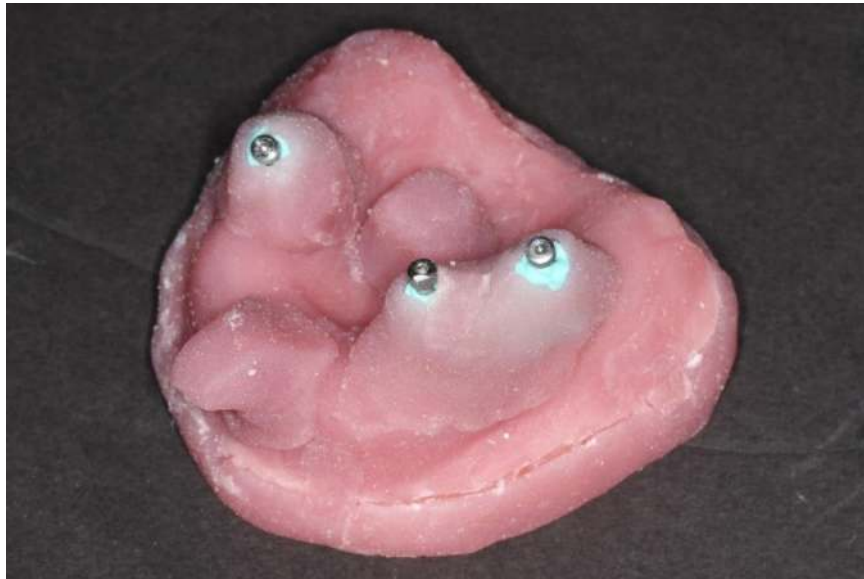
Litaratür bilgisine dayanarak konvansiyonel ölçülerin elde edilmesi için ışıqla polimerize akrilik rezin (Wp Dental Plaque Photo, Germany) kişisel kaşık hazırlanmıştır. Kişisel kaşık, 2 bölümden oluşacak şekilde tasarlanmıştır. Kaşığın model üzerinde aynı şekilde konumlandırılabilmesi için dış kenarlara paralelometre ile dört adet yuva açılmıştır.

Ölçülerden elde edilecek modellerin yüksekliğini ve tabanının düzlüğünü sağlamak amacıyla ana modelin dış çevresine bir tabaka mum ve kaşık materyali uyumlandırılmış ve polimerize edilmiştir.

Ölçü maddesine uniform kalınlık sağlamak amacıyla sulkuslardan 1 mm kısa olacak şekilde modelin yüzeyine bir plaka mum adapte edilmiştir. İmplantlar üzerine açık kaşık ölçü postları yerleştirilerek hazırlanan yuvalara uyumlu olacak şekilde kişisel kaşık yapılmıştır.

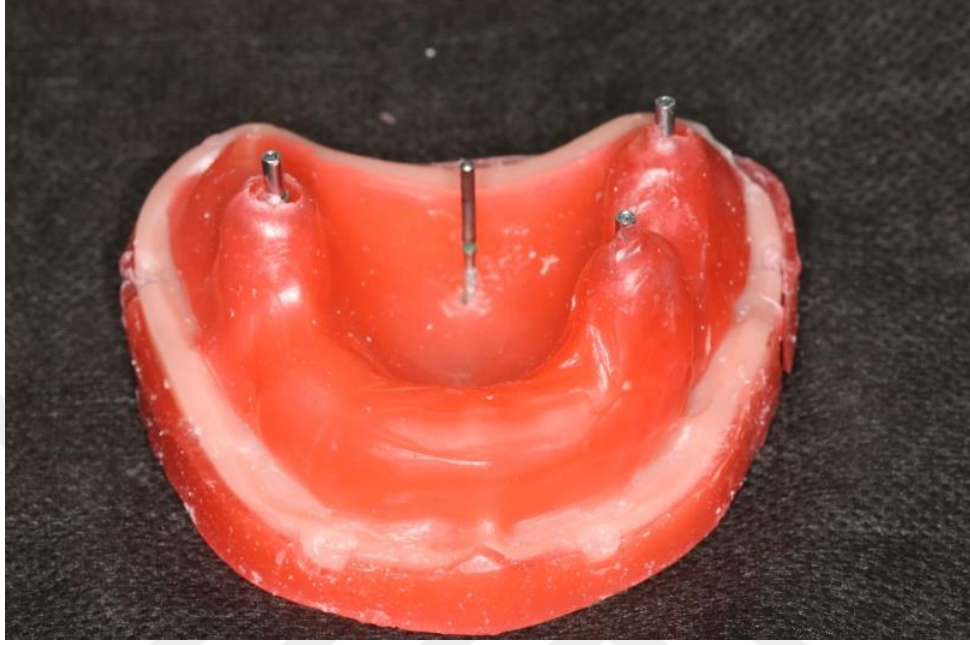


Şekil 3.2. Açık kaşık ölçü postları yerleştirilmiş ve bir plaka mum ile kaplanmış ana model

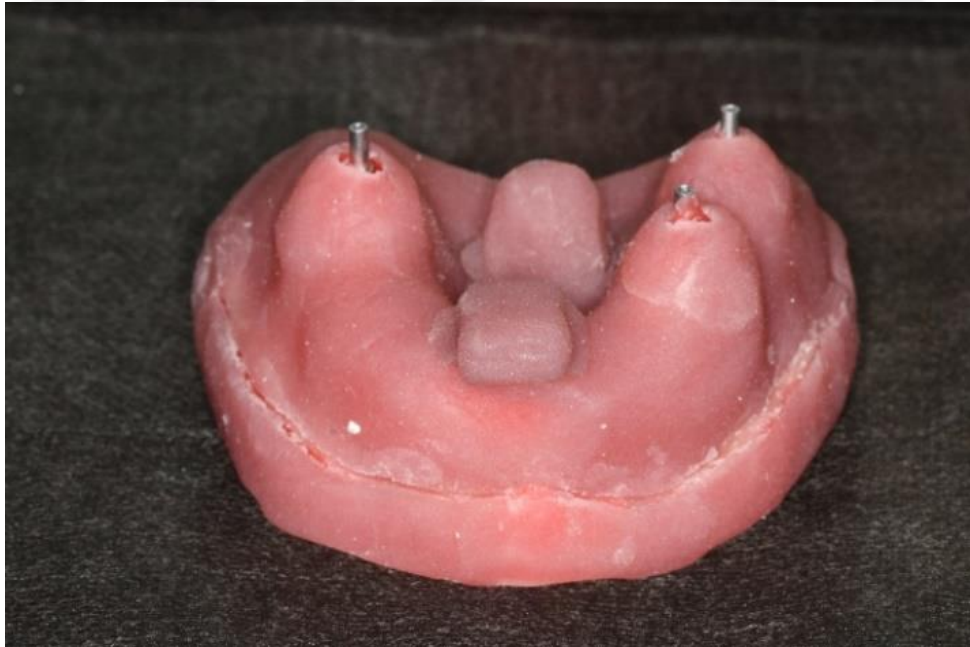


Şekil 3.3. K1 grubu için hazırlanmış açık kaşık

Yukarıda anlatılan protokole uyarak model üzerine, implant açılılarıyla uyumlu olacak şekilde multiunit dayanaklar ve açık kaşık ölçü postları yerleştirilmiştir. Ana model üzerinde ikinci bir kişisel kaşık hazırlanmıştır.



Şekil 3.4. Açık kaşık ölçü postları yerleştirilmiş ve bir plaka mum ile kaplanmış ana model



Şekil 3.5. K2 grubu için hazırlanmış açık kaşık

3.1.5. Ölçü protokolü

Test örneklerini elde etmek için konvansiyonel ve dijital ölçü yöntemleri kullanılmıştır.

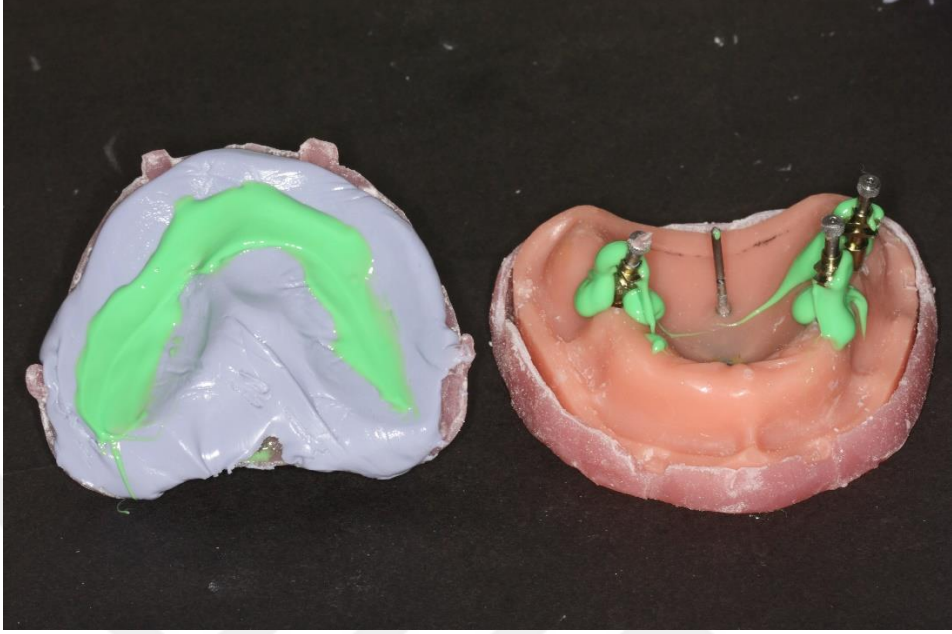
- Konvansiyonel ölçü

Hazırlanan kişisel kaşıklarla kullanılmak üzere, literatüre dayanarak, polivinil siloksan (Heraeus Kulzer Variotime Easy Putty, Almanya) ölçü maddesi tercih edilmiştir (2).

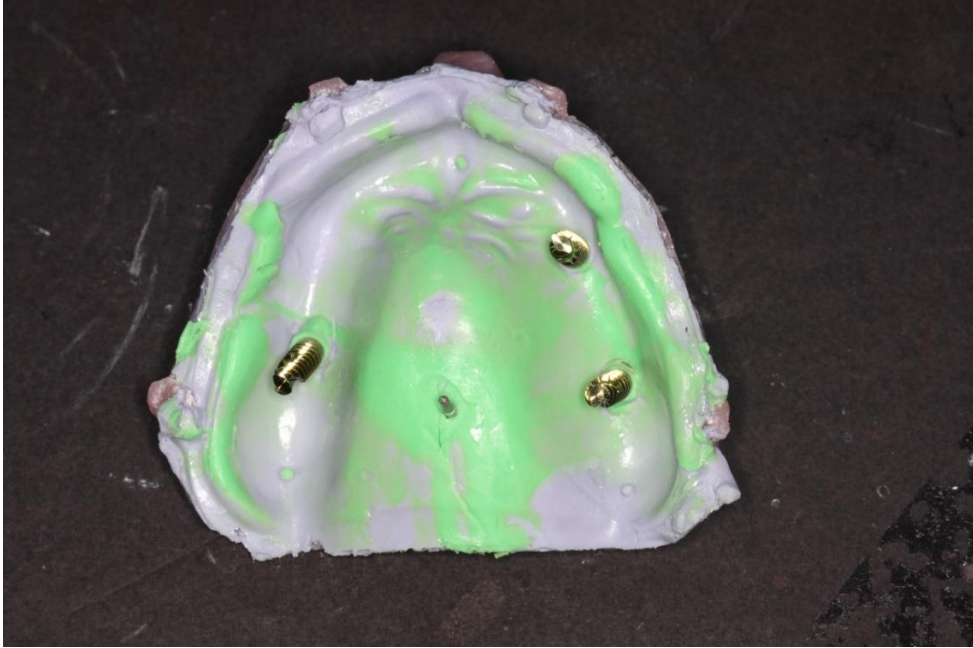
Tüm ölçüler tek bir uygulayıcı tarafından tek aşamalı açık kaşık ölçü tekniği kullanılarak ve oda sıcaklığında (25 santigrat derece (°C)) elde edilmiştir. Ölçü materyali kaşığa yüklenmeden önce, materyalin kaşıktan ayrılmaması için akrilik kaşığa adeziv (Zhermack Universal Tray Adhesive, İtalya) uygulanarak 5-10 dakika (dk) beklenmiştir. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan ölçü materyali kaşığa yüklenmiş ve light body, ölçü postlarının etrafına uygulanmıştır. Ana model üzerine konumlanan kişisel kaşık, sabit basınç altında tutularak ölçü materyalinin polimerizasyonu beklenmiştir. Bu yolla elde edilen her ölçünün ardından ölçünün niteliği değerlendirilerek hava kabarcığı, eksik kenar, boşluk ya da kaşıktan ayrılma gibi defektlere sahip olan ölçüler yenilenmiştir. Multiunitli ve multiunitsiz olmak üzere ana modelden 15' er adet ölçü alınmıştır.



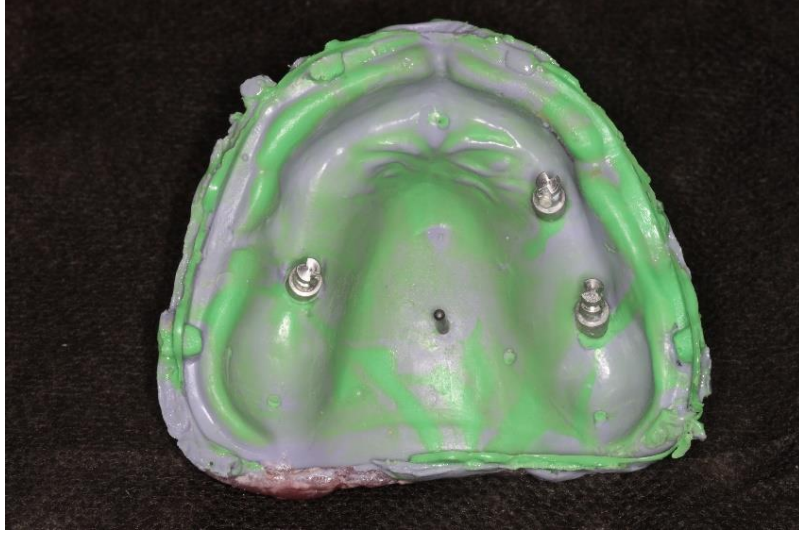
Şekil 3.6. Akrilik açık kaşığa adeziv uygulanması



Şekil 3.7. Ölçü materyalinin kaşığa ve ölçü postlarına yüklenmesi



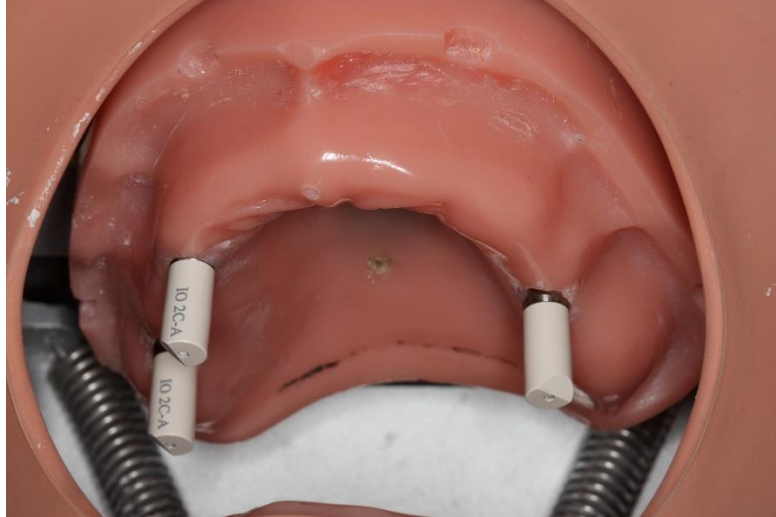
Şekil 3.8. Ölçü alınmış analogları yerleştirilmiş K1 grubu



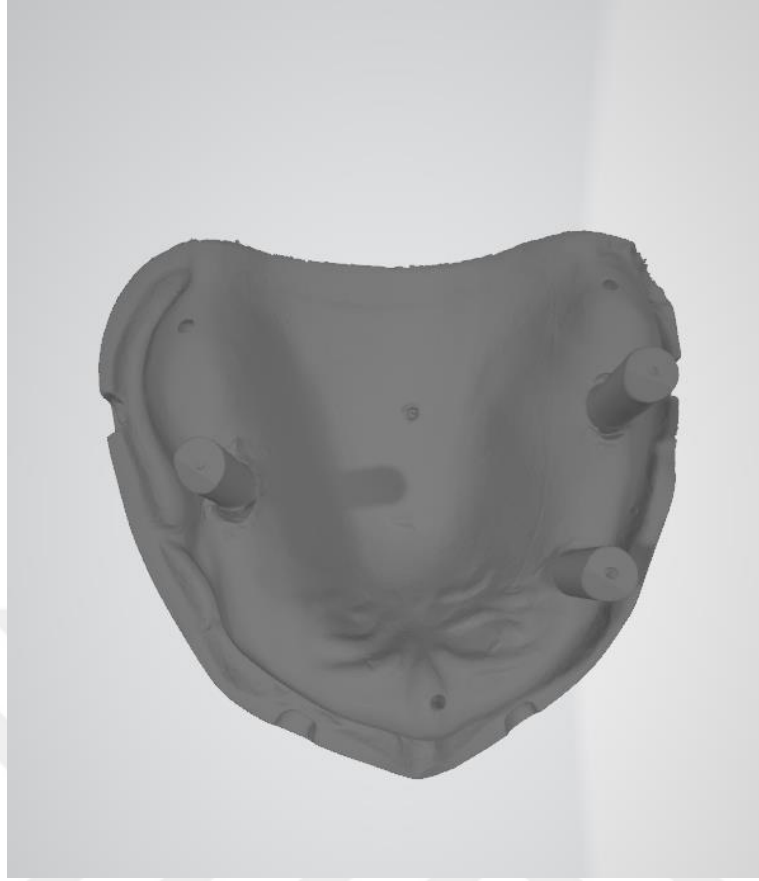
Şekil 3.9. Ölçü alınmış multiunit dayanak analogları yerleştirilmiş K2 grubu

-Dijital ölçü

Dijital ölçüleri elde etmek amacıyla, scan body (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç) kullanılmıştır. Dijital ölçüler alınırken multiunit dayanaklar implantlara yerleştirilmiş, scan bodyler dayanaklara vidalanarak tarama yapılmış ve 15'er adet dijital görüntü elde edilmiştir.



Şekil 3.10. Scan body yerleştirilmiş ana model



Şekil 3.11. Dijital olarak taranmış ana model

3.1.6. Test örneklerinin hazırlanması

Test örnek sayısı belirlenirken literatürde daha önce gerçekleştirilmiş çalışmaların sonuçları veya ilgili alanda genel kabul görmüş “etki büyüklükleri (effect size)” kullanılmıştır.

Çalışmada yeterli test örnek hacminin belirlenmesi aşamasında, GPOWER 3.1 paket programı kullanılmıştır.

Örnek hacmi hesaplanırken izlenen adımlar;

□ 1.tip hata payı (α) = 0.05

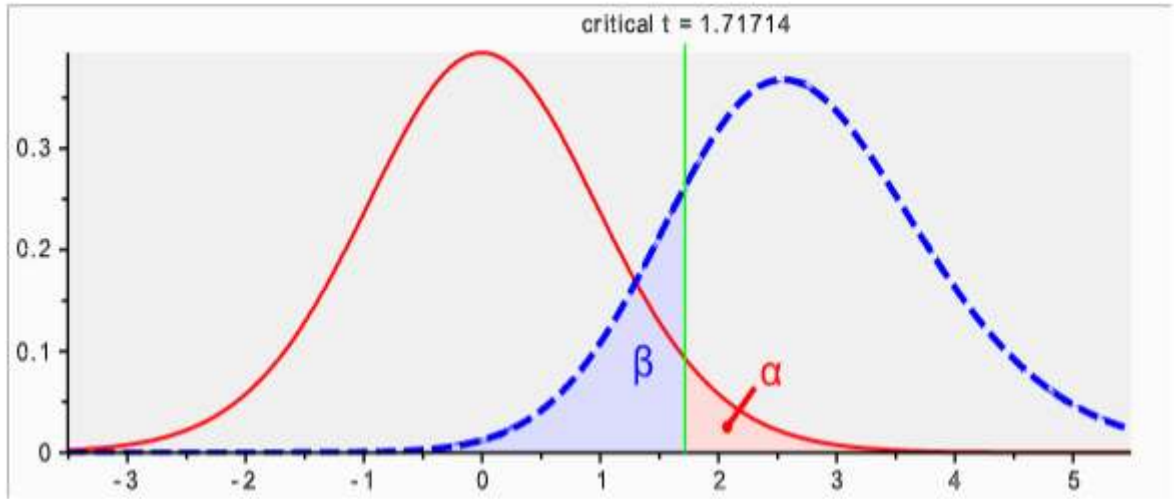
□ “G1 - control” grubunda yer alan katılımcıların “e (17-27)” değişkenine ilişkin ortalama (40.35) ve standart sapma (0.3) değerleri kullanılmıştır.

□ “G1 - conventional impression with a closed tray and a digital impression” grubunda yer alan katılımcıların “e (17-27)” değişkenine ilişkin ortalama (41.96) ve standart sapma (1.4) değerleri kullanılmıştır.

□ Testin gücü $(1-\beta) = 0.80$ alınmıştır.

□ Etki büyüklüğü (effect size) = 1.07333 hesaplanmıştır.

Hesaplamalar neticesinde testin gücü $(1-\beta) = 0.80$ 'i sağlayacak örnek hacmi her grupta en az 12 örnek olarak belirlenmiştir.

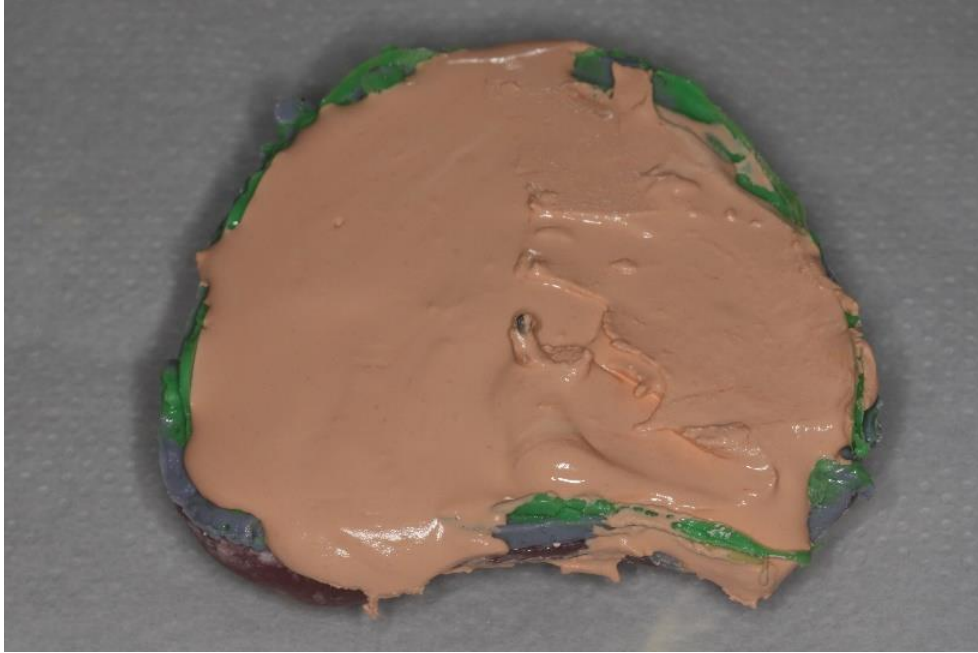


Şekil 3.12. Power analiz

Multiunit bulunmayan ana modelden elde edilen ölçülere, implant analogu (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç) yerleştirilmiştir. Referans noktasını test örneklerine aktarabilmek için, ölçüde oluşan negatifine aynı tip frez konumlandırılmıştır. Kişisel kaşığın üst parçasına üreticinin önerisi doğrultusunda hazırlanan tip 4 sert alçı (Octa-Rock Heraeus Kulzer, Almanya) dökülmüştür. Kişisel kaşığın alt parçasına da alçı dökülerek kaide hazırlanmış ve her 2 parça birleştirilerek test modelleri elde edilmiştir.



Şekil 3.13. Kişisel kaşığın alt parçasına alçı dökülmesi

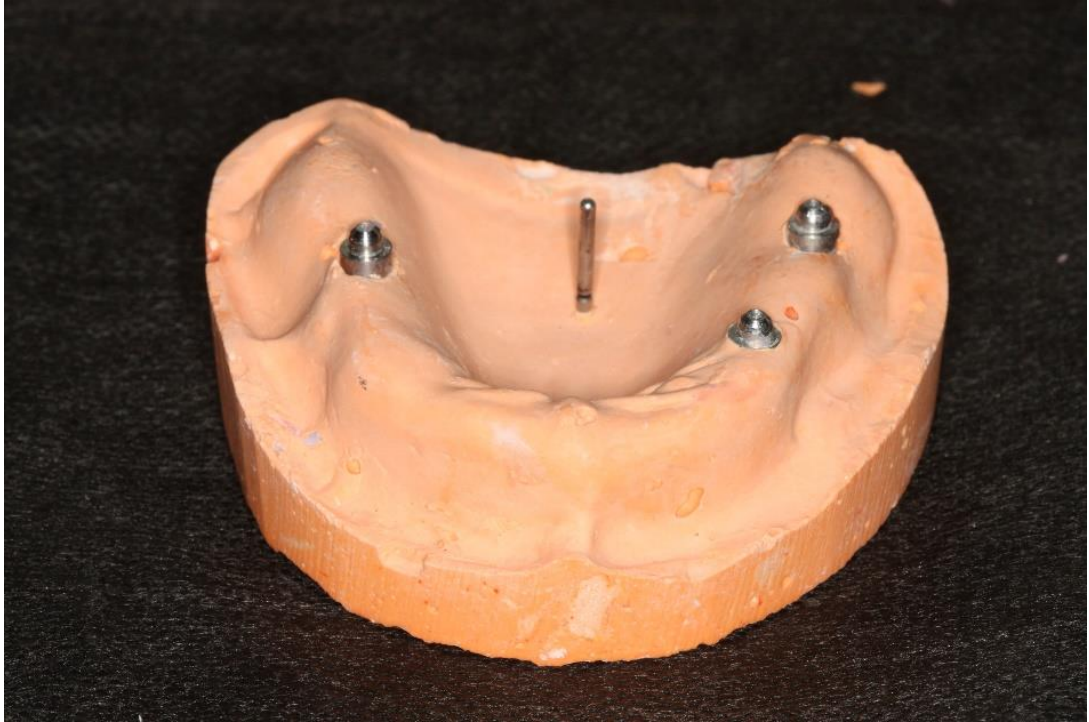


Şekil 3.14. Kişisel kaşığın üst parçasına alçı dökülmesi

Multiunit yerleştirilmiş ana modelden elde edilen ölçülerden de aynı yöntemle test modelleri oluşturulmuştur.



Şekil 3.15. K1 grubu için test modeli



Şekil 3.16. K2 grubu için test modeli

Test modelleri elde edildikten sonra incelenmiş ve herhangi bir şekilde üretim hatası görülen modeller, ilgili gruba ait teknik kullanılarak tekrar üretilmişlerdir.

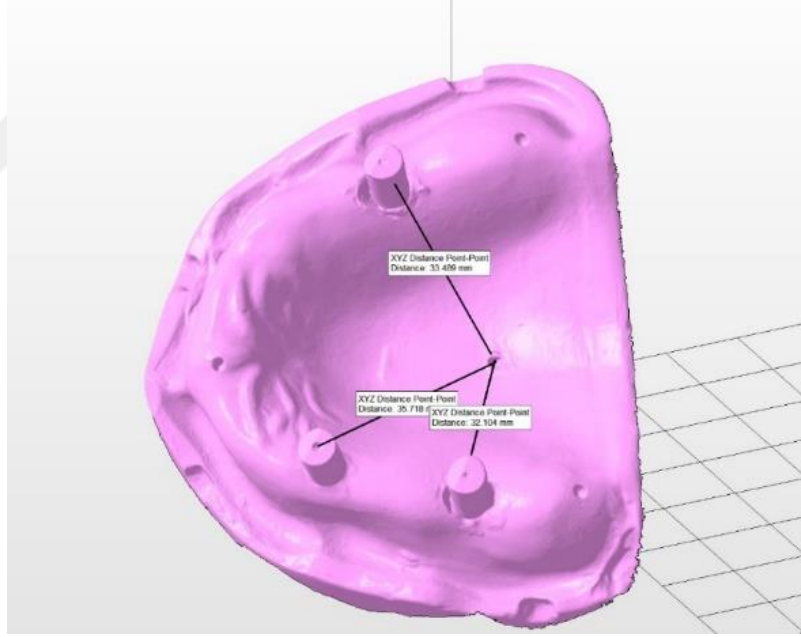
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

MATERYALİN TİPİ	MARKA	ÜRETİCİ FİRMA
Standart dişsiz termoset üst çene fantom modeli	Frasaco B-3 NHB	Frasaco GmbH, Seefeld, Almanya
İmplant	Nobel Replace Conical Connection RP 36708	NobelBiocare AB, Göteborg, İsveç
Açık kaşık ölçü postu	Nobel Biocare 36266	NobelBiocare AB, Göteborg, İsveç
Multiunit abutment	Nobel Biocare 38882 38889 38895	NobelBiocare AB, Göteborg, İsveç
Analog	Nobel Biocare 36698	NobelBiocare AB, Göteborg, İsveç
Multiunit Analog	Nobel Biocare 38918	NobelBiocare AB, Göteborg, İsveç
Multiunit Açık Kaşık Ölçü Postu	Nobel Biocare 29089	NobelBiocare AB, Göteborg, İsveç
İlave tip silikon ölçü materyali	Heraeus Kulzer Variotime Easy Putty	Heraeus Fuel Cells GmbH, Almanya
Kaşık adezivi	Zhermack Universal Tray Adhesive	Zhermack GmbH, İtalya
Tip 4 sert alçı	Octa-Rock	Heraeus Fuel Cells GmbH, Almanya
Işıkla polimerize akrilik basplak	Wp Dental Plaque Photo	Willmann & Pein GmbH, Almanya
Silikon karıştırma tabancası	Dentac Silikon 2.Ölçü Tabancası	Öncü Dental, Türkiye
Elmas frez büyük silindir başlı	Frank Dental	Frank Dental, Almanya

3.1.7. Model analizleri

Konvansiyonel ölçü yöntemiyle elde edilen modellerin ölçümleri, Bilkent Üniversitesi Ulusal Teknoloji araştırma merkezi'nde (UNAM), 2500 x büyütme ve 1 µm hassasiyete sahip dijital mikroskop (VHX- 1000, Keyence, Amerika) aracılığıyla yapılmıştır. K1 grubu test örneklerine multiunit dayanaklar sırasıyla yerleştirilerek, dijital görüntüleri elde edilmiştir. K2 grubuna yerleştirilen analoglar, multiunit dayanakları da temsil ettiği için, ilave bir işlem yapılmamıştır. Tüm modellerden elde edilen veriler dijital ortamda kaydedilmiştir. Kaydedilen görüntüler üzerinden referans noktasıyla multiunit dayanakların protetik vida deliğinin merkezi birleştirilerek mesafe ölçümleri yapılmıştır.

Dijital ölçü yöntemiyle elde edilen görüntüler üzerinde Autodesk Netfabb Premium 2022 programı aracılığıyla konvansiyonel grupta anlatılan noktalar kullanılarak mesafe ölçümleri yapılmıştır.



Şekil 3.17. Dijital ana model analizi

Multiunit dayanaklar yerleştirilmiş haldeyken referans noktasıyla protetik vida merkezi arasındaki mesafeler, mikroskop (Vhx -1000 dijital mikroskop Keyence, Amerika) ile ölçülerek referans değerler olarak kaydedilmiştir.



Şekil 3.18. Konvansiyonel grup ana model analizi

Tablo 3.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

CİHAZ	MARKA	ÜRETİCİ FİRMA
Vhx -1000 dijital mikroskop	Keyence	Keyence, Amerika
Trios 4	3Shape,	IOS, Kopenhag, Danimarka
Mikromotor	Perfecta 900	W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH, Avusturya
Vibratör cihazı	Kawo EWL, Typ 5403 Vibratör	Kavo Dental GmbH, Biberarch, Almanya



Şekil 3.19. Keyence VH-X 1000 Ölçüm Mikroskobu



Şekil 3.20. Trios4 3Shape

3.1.8. İstatistiksel analiz

Çalışmadaki verilerin dağılımı ShapiroWilk's test istatistiği, histogram, q-q grafiği ile değerlendirilmiştir. Her bir grupta R1, L1 ve L2 değişkenleri dijital ölçüm değerlerinin karşılaştırılmasında, gruplar arası (ikiden fazla grup) karşılaştırmalarda nicel değişkenler için 'tek yönlü varyans analizi' kullanılmıştır. Çoklu karşılaştırma testi (post-hoc test; Tukey) olarak 'tukey testi' kullanılmıştır. Nicel değişkenler arasındaki ilişkileri belirlemek için 'pearson korelasyon analizi' uygulanmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi, iki yönlü

olarak $p < 0.05$ değeri, istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Verilerin analizi TURCOSA (Turcosa Analytics Ltd Co, Türkiye, www.turcosa.com.tr) istatistik yazılımında analiz edilmiştir.



4. BULGULAR

Konvansiyonel yöntemlerle edilen modellerin mikroskop ve dijital ölçüyle elde edilen modellerin dijital ortamda yapılan referans noktasıyla implantlar arasındaki mesafelerin ölçüm sonuçları elde edilmiştir.

4.1. Ana Model Referans Ölçümleri

Tablo 4.1. Ana modelden ölçülen referans uzaklıkları

R1	L1	L2
26098,25 µm	21497,97µm	22868,38µm

4.2. Multiunit Dayanak Kullanılmadan Konvansiyonel Ölçü Yöntemi ile Elde Edilen Modellerdeki Ölçüm Değerleri

Tablo 4.2. Multiunit dayanak kullanılmadan konvansiyonel ölçü yöntemi sonucu elde edilen modellerdeki (K1 Grubu) ölçüm değerleri gösterilmiştir

K1	R1	L1	L2
M 1	25386,4µm	20937,76µm	22236,82µm
M 2	25830,6µm	21211,35µm	22493,34µm
M 3	26085,04µm	21293,48µm	22976,08µm
M 4	25811,08µm	21304,71µm	22832,93µm
M 5	26850,65µm	22124,3µm	23849,65µm
M 6	26198,75µm	21540,03µm	21865µm
M 7	25662,13µm	20931,77µm	22797,22µm
M 8	24128,46µm	21176,65µm	21485,89µm
M 9	26330,71µm	21626,19µm	23062,16µm
M 10	26618,64µm	21730,16µm	23302,11µm
M 11	26487,86µm	21667,57µm	23027,82µm
M 12	26752,83µm	22020,16µm	23424,68µm
M 13	26570,95µm	21820,1µm	23311,51µm
M 14	26043,13µm	21292,91µm	23004,08µm
M 15	26716,5µm	21792,45µm	23356,35µm

4.3. Multiunit Dayanak Kullanılarak Konvansiyonel Ölçü Yöntemi ile Elde Edilen Modellerdeki Ölçüm Değerleri

Tablo 4.3. Multiunit dayanak kullanılarak konvansiyonel ölçü yöntemi sonucu elde edilen modellerdeki (K2 Grubu) ölçüm değerleri gösterilmiştir

K2	R1	L1	L2
M1	25624,94µm	21117,22µm	22122,2µm
M2	25598,22µm	21048,86µm	22206,23µm
M3	25506,11µm	22314,07µm	22752,25µm
M4	26974,12µm	21469,13µm	22583,59µm
M5	25995,48µm	21470,28µm	22538,62µm
M6	24890,44µm	20628,05µm	22096,73µm
M7	24473,67µm	20185,78µm	22017,18µm
M8	26700,39µm	20462,94µm	22447,38µm
M9	24755,9µm	20520,13µm	22550,95µm
M10	24388,91µm	20226,44µm	22087,97µm
M11	25102,51µm	20734,5µm	22097,59µm
M12	24555,56µm	20498,77µm	22213,99µm
M13	24414,07µm	21061,39µm	21808,14µm
M14	24592,41µm	20262,84µm	21643,98µm
M15	24640,56µm	20127,53µm	21810,16µm

4.4. Multiunit Dayanak Kullanılarak Dijital Ölçü Yöntemi ile Elde Edilen Modellerdeki Ölçüm Değerleri

Tablo 4.4. Multiunit dayanak kullanılarak dijital ölçü yöntemi sonucu elde edilen modellerdeki (D grubu) ölçüm değerleri gösterilmiştir

D	R1	L1	L2
M1	25798 µm	19788µm	22156µm
M2	24489µm	19692µm	22432µm
M3	25187µm	20186µm	21205µm
M4	25587µm	19589µm	22659µm
M5	26108µm	19735µm	22923µm
M6	24871µm	20571µm	21758µm
M7	24812µm	19689µm	23285µm
M8	25138µm	20513µm	21309µm
M9	25854µm	20489µm	21585µm
M10	25612µm	21975µm	21174µm
M11	25549µm	22657µm	21873µm
M12	24713µm	22657µm	23174µm
M13	25038µm	21455µm	22102µm
M14	26159µm	22314µm	21708µm
M15	25788µm	21102µm	22846µm

4.5. İstatistiksel Değerlendirme

Yukarıda bahsedilen istatistiksel analizler sonucu elde edilen bulgular aşağıdaki tablolarda belirtilmiştir.

Tablo 4.5. İstatistiksel analizler sonucu elde edilen bulgular

Değişkenler	Gruplar			P*
	K1 n=15	K2 n=15	D n=15	
R1	26098.25±698.02 ^a	25214.22±830.85 ^b	25380.20±525.16 ^b	0.003
L1	21497.97±368.14 ^a	20808.53±608.44 ^b	20827.47±1126.75 ^b	0.028
L2	22868.38±624.03 ^a	22198.464±320.62 ^b	22145.93±709.99 ^b	0.002
P**	<0.001	<0.001	<0.001	

Veriler, aritmetik ortalama ve standart sapma olarak ifade edildi. P*; R1, L1 ve L2 değişkenlerinin gruplar arasındaki tek yönlü varyans analizinin p değeridir ve çoklu karşılaştırma testleri de (Post-hoc: Tukey) alfabetik üst simge olarak ifade edilmiştir. Bu alfabetik üst simgelerin farklı harflerden oluşması, istatistiksel anlamlılığı ifade eder. P**; Her bir grup içinde R1, L1 ve L2 değişkenlerinin ortalamaları arasındaki tek yönlü varyans analizinin p değeridir.

Test gruplara göre (K1, K2 ve D) R1, L1 ve L2 değişkenlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu sırasıyla (p=0.003, p=0.028 ve p=0.002). Çoklu karşılaştırma testine göre (post-hoc test; Tukey) K1 grubundaki R1 L1 ve L2 değişkenlerinin ortalama değerleri, K2 ve D grubundaki değerlerden anlamlı olarak yüksek bulundu (p<0.05 Tablo 4.5).

Her bir grup içinde (K1, K2 ve D) R1, L1 ve L2 değişkenlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu sırasıyla (p<0.001). Çoklu karşılaştırma testine göre (post-hoc test; Tukey) olası tüm ikili karşılaştırmalar R1 değişkenin ortalaması L1 ve L2 değerlerinden anlamlı olarak yüksek bulundu ve L2 ortalama değeri L1 değerinden anlamlı olarak yüksek bulundu) istatistiksel olarak anlamlı bulundu (p<0.001, Tablo 4.5).

Tek örneklem t testine göre, test değeri (25312.63) ile K1_R1 grubundaki değişkeninin ortalama değeri (26098.2487) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0.001$). K1_R1 grubundaki değişkeninin ortalama değeri, test değerinden anlamlı derecede büyüktür. Test değeri (20865.49) ile K1_L1 değişkeninin ortalama değeri (21497.9727) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0.001$). K1_L1 grubunda değişkeninin ortalama değeri, test değerinden anlamlı derecede büyüktür. Test değeri (22159.57) ile K1_L2 değişkeninin ortalama değeri (22868.376) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0.001$). K1_L2 değişkeninin ortalama değeri, test değerinden anlamlı derecede büyüktür (Tablo 4.5).

Tek örneklem t testine göre, test değeri (25312.63) ile K2_R1 grubunda değişkeninin ortalama değeri (25214.2193) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=0.653$). Test değeri (20865.49) ile K2_L1 grubunda değişkeninin ortalama değeri (20808.5287) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=0.722$). Test değeri (22198.46) ile K2_L2 grubunda değişkeninin ortalama değeri (22198.464) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=1.000$, Tablo4.5).

Tek örneklem t testine göre, test değeri (25312.63) ile D_R1 grubunda değişkeninin ortalama değeri (25380.2) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=0.626$). Test değeri (20865.49) ile D_L1 grubunda değişkeninin ortalama değeri (20827.4667) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=0.898$). Test değeri (22159.57) ile D_L2 grubunda değişkeninin ortalama değeri (22145.9333) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=0.942$, Tablo4.5).

Tablo 4.6. Multiunit dayanaklar kullanılmadan konvansiyonel ölçü sonucu elde edilen modellerdeki (K1 grubu) için değişkenler arasındaki pearson korelasyon analizi matrisi

Değişkenler	R1	L1	L2
R1	1	$r= 0.7764$	$r= 0.8447$
L 1		1	$r= 0.6855$
L2			1

Pearson korelasyon katsayıları rho (0.00-0.20 çok zayıf, 0.21-0.40 zayıf, 0.41-0.60 orta düzey, 0.61-0.80 iyi ve 0.81 ve üzeri mükemmel/güçlü) olarak ifade edilmiştir.

K1 grubunda R1 ve L1 değişkenleri arasında pozitif yönlü, güçlü ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon vardır ($r=0.7764$, $p<0.001$), R1 ve L2 değişkenleri arasında çok pozitif yönlü, güçlü ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon vardır ($r=0.8447$, $p<0.001$) ve L1 ve L2 değişkenleri arasında pozitif yönlü, güçlü ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon vardır ($r=0.6855$, $p=0.005$, Tablo= 4.6).

Tablo 4.7. Multiunit dayanaklar kullanılarak konvansiyonel ölçü sonucu elde edilen modellerdeki (K2 grubu) için değişkenler arasındaki pearson korelasyon analizi

Değişkenler	R1	L	L2
R1	1	$r= 0.5223$	$r= 0.6501$
L1		1	$r= 0.6482$
L2			1

Pearson korelasyon katsayıları rho (0.00-0.20 çok zayıf, 0.21-0.40 zayıf, 0.41-0.60 orta düzey, 0.61-0.80 iyi ve 0.81 ve üzeri mükemmel/güçlü) olarak ifade edilmiştir.

K2 grubunda R1 ve L1 değişkenleri arasında pozitif yönlü, orta dereceli ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon vardır ($r=0.5223$, $p=0.046$). Ayrıca, R1 ve L2 değişkenleri arasında pozitif yönlü, güçlü ve istatistiksel olarak anlamlı ($r=0.6501$, $p=0.009$) ve L1 ve L2 değişkenleri arasında pozitif yönlü, güçlü ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon vardır ($r=0.6482$, $p=0.009$, Tablo= 4.7).

Tablo 4.8. Multiunit dayanaklar kullanılarak dijital ölçü yöntemi sonucu elde edilen modellerdeki (D grubu) için değişkenler arasındaki pearson korelasyon analizi

Değişkenler	R1	L1	L2
R1	1	$r= 0.0909$	$r= -0.1739$
L1		1	$r= -0.1947$
L2			1

Pearson korelasyon katsayıları rho (0.00-0.20 çok zayıf, 0.21-0.40 zayıf, 0.41-0.60 orta düzey, 0.61-0.80 iyi ve 0.81 ve üzeri mükemmel/güçlü) olarak ifade edilmiştir.

D grubunda R1 ve L1 değişkenleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon yoktur ($r=0.0909$, $p=0.747$), R1 ve L2 değişkenleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon yoktur ($r=-0.1739$, $p=0.535$) ve L1 ve L2 değişkenleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon yoktur ($r=-0.1947$, $p=0.487$).



5. TARTISMA

Klinik olarak uyumlu bir implant protezi üretmek, ölçü tekniği ve model üretiminin doğruluğuna bağlıdır. Bu nedenle uyumlu protez üretmek için, doğru bir implant ölçüsü elde etmek zorunludur. İmplant ölçülerinin doğruluğu, klinik olarak uyumlu implant üstü protez yapım sürecinde başlangıç noktasıdır. Doğru bir modelin elde edilmesinde; kullanılan ölçü tekniği, splintleme, implant bağlantı tipi, implant açıları ve sayısı, materyal tipi, implant pozisyon derinliği, model alçısının boyutsal kararlılığı gibi birçok etken vardır. Ayrıca bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim teknolojisindeki ilerleme, implant prosedürlerinin doğruluğunu geliştirerek implant üstü protezlerinin uyum hassasiyetlerini arttırmıştır (65).

İmplant üstü protezlerinin klinik uyum eşikleri hala tartışmalıdır. Branemark, Ma ve Jemt, sırasıyla 0,010 mm, 0,100 mm ve 0,150 mm dahil olmak üzere rapor edilen değerlerle protez uyumluluğunu kabul edilebilir seviye olarak belirtmişlerdir (3,79,80). Papaspyridakos ve ark., 0,059 ila 0,072 mm arasındaki uyumsuzluğu, tek üye implant destekli protezlerde kabul edilebilir klinik uyum olarak değerlendirmişlerdir (11). Assuncao ve ark., iyi alınan bir ölçüde 0.050 mm'lik bir tutarsızlık bulunabileceğini ve 0.030 mm'den küçük uyumsuzlukların farkedilemeyeceğini bildirmişlerdir (5).

Diş hekimliğinde birçok ölçü materyali kullanılmaktadır. Assuncao ve ark.'nın 2004 yılında yaptığı bir çalışmada, implant ölçü prosedürleri için en uygun materyalleri, polieter ve polivinil siloksan olarak belirtmişlerdir (5–8). Literatüre bakıldığında, ölçü materyal tipinin çoklu implant ölçülerinin doğruluğu üzerindeki etkisinin araştırıldığı birçok çalışma görülmektedir. Holst ve ark. 2007 yılında, bir kontrol modeli üzerine yerleştirilen 4 implant, medium body vizkozitesindeki polieter ve 3 farklı tip polivinil siloksan içeren 4 deney grubu ile hazırlanan modellerin nihai doğruluğunda ölçü materyallerinin etkisini araştırmış, çoklu implant vakalarında implant ölçüleri için polieter materyallerin altın standart olarak kabul edilmesine rağmen, polivinil siloksan materyallerin polieter materyali ile benzer hassasiyete sahip olduğunu rapor etmişlerdir (9). Aguilar ve ark. 2010 yılında yaptığı çalışmada, 5 implantlı bir model hazırlayarak 2 farklı grupta polieter ve polivinil siloksan materyalini, kontrol modeli üzerinde denemiş ve her iki grubun üretilen modellerinin karşılaştırılmasında anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir (64). Moreira ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, kullanılan teknik ne olursa olsun, ölçü

materyali olarak polietir veya polivinil siloksanın kullanılmasıyla, diğer elastomerik ölçü malzemelerine göre daha doğru sonuçlara ulaşılabileceğini bildirilmiştir (65). Bu sebeplerden dolayı bu çalışmada, polivinil siloksan ölçü materyalinin kullanımı tercih edilmiştir.

İmplant destekli protezlerin ölçü aşamasında prefabrik kapalı kaşık kullanmak daha hızlı ve kolay olmasına rağmen, özellikle çok sayıda implant varlığında implant analoğu ile bağlanan ölçü kopinglerinin yerleştirilmesi sırasında ortaya çıkan hataların konum değişikliklerine neden olduğu belirtilmektedir (6). Ayrıca açılı implant varlığında bu farklılıklar katlanarak artmaktadır (69). Açık kaşık tekniğinde, ölçü kopinglerinin ölçünün içinde kalmaları nedeniyle implant açılanmaları ve tekrar yerleştirmenin oluşturacağı hata riski azalmaktadır (32,61). Çalışmamızda açılı implant varlığı ve hata riskini en aza indirmek için, açık kaşık ölçü tekniği kullanılmıştır. Bu tekniği kullanmamızın nedenlerinden biri de, Rutkunas ve ark. tarafından 2012 yılında yapılan bir çalışmada, 5°'den büyük paralel olmayan implantlarda direkt açık kaşık tekniğinin daha doğru bulunduğunun bildirilmesidir (76). Bunun yanında, Osman ve ark. tarafından 2019 yılında 0° ve 15° implantlarla yapılan bir çalışmada, polivinil siloksan ölçü materyali kullanılmış ve açık kaşık splintsiz ve kapalı kaşık ölçü teknikleri karşılaştırılmıştır. Paralel implantlar olduğunda, teknikler arasında fark bulunmamış, ancak, açılı gruplarında açık kaşık tekniğinin daha başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (81).

Dental implantların kullanımı, kaybedilen dişlerin yerine konmasında kullanılan en başarılı tedavi yöntemlerinden biridir. Diş çekimi sonrasında alveolar krette zamanla atrofi meydana gelebilir. Atrofi meydana gelen hastalarda total protez kullanmak, hasta memnuniyeti açısından düşüktür ve hastalar, implantlar sayesinde başarılı bir şekilde tedavi edilebilmektedir. Yapılan çalışmalarda, implant destekli protez kullanan hastaların total protez kullanan hastalardan daha memnun olduğu belirtilmiştir (15,16). Güncel tedavi yöntemlerinden biri olan 4 implant üstü sabit protetik restorasyon, ilk olarak Nobel biocare firması tarafından Portekizli diş hekimi Paulo Malo tarafından geliştirilmiştir (82). Tedavi yönteminin ana amacı, az sayıda implant kullanarak hastanın fonksiyon ve estetiğini sağlamaktır. Anterior bölgeye 2 adet vertikal ve posterior bölgeye anatomik oluşumlardan kaçacak şekilde 30° açılı 2 adet implant yerleştirilir. İmplantlar birbirine splintlenerek sabit tam ark restorasyon, immediat olarak yapılır (83). Posteriore yerleştirilen açılı 2 implantın, anatomik oluşumlara zarar verme riskini ve kantilever uzunluğunu azaltması,

biyomekanik açıdan avantajlı olması, az sayıda implant kullanıldığı greft gerektirmediği için maliyetinin daha az olması ve anında fonksiyon ve estetik sağlanabilmesi gibi avantajları vardır (17,18). Bu protoklün başarısı ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Dört implant üzeri sabit protetik restorasyon tedavi konseptinde, araştırmacılar, farklı sürelerde farklı başarı oranlarına ulaşmışlardır. Lopes ve ark., hastaların all on 4 konseptiyle yerleştirilen implantların 5 yıllık takibinde, implant sağkalım oranının % 96,6 olduğunu belirtmişlerdir (84). Malo ve ark., hastaların 10 yıllık takibinde, mandibulada implant sağkalım oranının %94,8; protez sağkalım oranının ise %99,2 olduğunu belirtmişlerdir (82). Niedermaier ve ark., 7 yıllık hasta takiplerinde, implant bazında sağkalım oranlarının maksillada %96 ve mandibulada %98.2 olduğunu bildirmişlerdir (85). Tallarico ve ark., 7 yıllık retrospektif çalışmalarında, implant düzeyinde %98.2 ve protez düzeyinde %82.1 başarı oranlarına ulaşmışlardır (86). Ayna ve ark., tedavi ettikleri hastaların 7 yıllık takibinde, mandibulada, hem implant hem de protez bazında %100 sağkalım oranı bildirmişlerdir (87).

Literatürde ölçü kopinglerinin splintlenmesi ve splintlenmemesinin, ölçünün doğruluğuna etkisini inceleyen birçok araştırma vardır (5,88–92). Assuncao ve ark. 2004 yılında yaptığı çalışmada, 4 adet implantı 0° 10° 15° 25° ile yerleştirilmiştir. Açık kaşık splintli teknik ile en başarılı sonuçlar alınmış, en düşük ölçü doğruluğu 25° ile açılanmış grupta görülmüştür (5). Naconecy ve ark. 2004 yılında paralel implantlarla yaptığı çalışmada, kapalı kaşık, açık kaşık- splintli, açık kaşık-splintsiz teknikleri karşılaştırmıştır. Açık kaşık splintli teknik ile daha doğru bir ölçü elde edilmiştir (93). Ozan ve Hamiş'in 2018 yılında yaptığı çalışmada, 4 adet implantın 0° 10° 20° 30° açı ile yerleştirildiği ve kapalı kaşık, açık kaşık- splintli teknikler karşılaştırılığında, paralel implantlar varlığında teknikler arasında fark bulunmadığı ve açı farkı arttıkça ölçünün doğruluğunun azaldığı rapor edilmiştir. Açık kaşık-splintli tekniklere göre daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Splintin kesilip tekrar bağlandığı yöntem ile 30° açılı grupta en doğru ölçü elde edilmiştir (90). Öngül ve ark.'ın 2012 yılında yaptığı çalışmada, açık kaşık- splintli, açık kaşık-splintsiz teknikle alınan ölçülerde, açık kaşık akrilik rezinle splintli teknikte en doğru sonuçlar elde edilmiştir (91). Hariharan ve ark. 2010 yılında yaptığı çalışmada, 4 implant paralel yerleştirilmiş polieter ile ölçü alınmış splintleme materyelleri karşılaştırmışlardır. Ölçülerin doğruluk sıralaması en doğrudan en düşük doğruluğa doğru; polieter oklüzal kayıt materyali ile splintlenen, akrilik rezin ile splintlenen grup, splintlenmeyen grup ve polivinil siloksan oklüzal kayıt materyali grup olarak tespit edilmiştir (89). Çalışmamızda

hazırlanan ana modelde implantlar arasındaki mesafelerin birbirinden farklı olması ve tüm arkı dönen bir bar yapılması gerekliliği ve açının doğruluk üzerindeki etkisini belirlemede engel olabilme ihtimali gibi sebeplerden dolayı, implantlar splintlenmeden ölçü alınmıştır.

İmplant ölçülerinde doğruluğu etkileyen en önemli etmenlerden biri de, açılı implant varlığı ve açılı implant sayısıdır. Açılı implant sayısı arttıkça ölçüde oluşan stres miktarının arttığı ve sonucunda ölçü doğruluğunun azaldığını gösteren birçok çalışma vardır (5). Kurtulmus - Yılmaz ve ark.'ın 2014 yılında yaptığı çalışmada, araştırmacılar, açı farkı arttıkça ölçü doğruluğunun azaldığını belirtmişler ve en doğru sonuçları paralel implantların olduğu modelde almışlardır (94). Asuncao ve ark. 2004 yılında, 0° 10° 15° 25° açılı 4 implantla yaptığı çalışmada, implant açısının arttıkça ölçü doğruluğunun azaldığını, splintli direkt ölçü tekniğinin en iyi teknik, polivinil siloksan ve polieterin en iyi ölçü materyali olduğunu belirtmişlerdir (5). Sorrentino ve ark. 2010 yılında çalışmada, implant açısı ve ölçü materyalinin ölçü doğruluğuna etkilerini incelemiştir. 2 adet dişsiz modelin bir tanesine paralel olacak şekilde 4 implant, diğer modele mesial yönde 5° açılı 2 ve distal yönde 5° açılı 2 adet implant yerleştirmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, paralel yerleştirilen modelde daha doğru sonuçlar elde edilmiştir (73). Schmidt ve ark. 2018 yılında yaptığı 0° 15° 25° açılı 6 adet implantla yaptığı çalışmada, implantlar arası açı farkı arttıkça ölçünün doğruluğunun azaldığı ve paralel olmayan implantlarda en doğru sonuçların polivinil siloksan ölçü materyali ile elde edildiği belirtilmiştir (75). Çalışmamızda dişsiz modele 0° 17° 30° açılı 3 adet implant yerleştirilmiştir. K1 grubundaki sonuçlara göre implantların açıları ve elde edilen konumlar arasında anlamlı fark bulunmuştur. 30° açılı yerleştirilmiş implantlarda değişkenin ortalaması, 0° ve 17° açı ile yerleştirilmiş implantların değerlerinden anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. 17° açı ile yerleştirilmiş implantların ortalama değeri, dik yerleştirilmiş implantların ortalama değerlerinden anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. Mevcut çalışmalar değerlendirildiğinde, çalışmamızda elde edilen sonuçlar literatür ile örtüşmektedir ve açı miktarı arttıkça ölçü doğruluğunun azaldığı tespit edilmiştir. K2 grubundaki multiunit dayanak kullanılarak açı farkları giderilmiş olarak alınan ölçülerde, değişkenlerin ortalama ve referans değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Bu bulguların ışığında, açılı implantlar yerleştirildiğinde multiunitler konumlandırıldıktan sonra ölçü alınması önerilebilir.

Dijital ve konvansiyonel ölçü yöntemleri karşılaştırıldığında, birbirlerine göre üstünlüklerini belirten birçok çalışma olmasına karşılık, tutarlı bir sonuç ortaya çıkmamaktadır. Lee ve Gallucci'nin 2013 yılında yaptığı çalışmada, diş hekimliği öğrencileri tarafından hem konvansiyonel hem dijital ölçü alındığı ve konvansiyonel ölçü yönteminde kapalı kaşık ölçü tekniği; dijital ölçü tekniğinde ise i-Tero (Cadent i-Tero, Carstadt, Amerika) dijital ölçü sisteminin kullanıldığı belirtilmiştir. Bu çalışmada, dijital ölçülerde taranabilir ölçü kopinginin (scan body Straumann, Amerika) kullanıldığı, ortalama 17 farklı dijital tarama yapıldığı ve 2 farklı teknik ile oluşturulan modeller değerlendirildiğinde, dijital olarak taranan modellerin daha doğru ve hızlı olduğu rapor edilmiştir. Ayrıca konvansiyonel ölçü almak için belirli bir tecrübe gerektiğinden, dijital taramanın daha kolay ve hızlı öğrenilebilir olduğu belirtilmiştir (95). Dijital tarama (Encode Robocast) ve konvansiyonel ölçünün kıyaslandığı başka bir çalışmada, dişsiz akrilik modele yarım arka 3'er tane olacak şekilde 6 tane implant konumlandırılmıştır. Bir taraftan konvansiyonel ölçü alınmış diğer tarafa dijital olarak taranabilen ölçü kopingleri yerleştirilmiştir. Sonuç olarak her iki yöntem de oldukça hassas ve doğru bulunmuş ama konvansiyonel ölçü tekniği daha doğru sonuçlar vermiştir. Araştırmacılar, tek ve az üye implant ölçülerinde her iki tekniğin de kullanılabileceğini önermişlerdir (96). Alsharbaty ve ark. 2019 yılında yaptıkları çalışmada, konvansiyonel ve dijital ölçü yöntemleri ile açık kaşık kapalı kaşık ve dijital ölçü teknikleri (Trios 3Shape, IOS, Kopenhag, Danimarka) kullanılarak karşılaştırılmış ve en doğru sonuçları açık kaşık ölçü tekniğiyle konvansiyonel olarak alınan ölçülerde bulmuşlardır. Ayrıca en çok hatayı dijital ölçülerde kaydetmişlerdir (97). Marzieh Alikhasi ve ark.'nın 2017 yılında yayınladıkları derlemedeki 5 makalenin, implant alanında intraoral tarayıcı kullanılmasını önerdiği ve 2 makalenin, dijital taramayı güvenilir bulmadığı ve klinik uygulamada kullanılmaması gerektiği bildirilmiştir. Literatürde farklı sonuçları bildiren makaleler olsa da, dijital ölçü tekniği gelişmekte olan bir tekniktir (98). Çalışmamızdaki verilere göre, dijital ölçü tekniği ile multiunitlerle alınan konvansiyonel ölçü tekniğinde benzer sonuçlar elde edilmiş ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Üç boyutlu ölçüm cihazlarının doğruluğunun 2 boyutlu olarak değerlendirilmesi, günümüzde bilimsel amaçlarla kabul edilememektedir. Tarama veri kümelerinin üst üste bindirilmesi için optik tarama ve özel yazılım, şu anda farklı gruplar arasındaki 3 boyutlu farklılıkları mikroskobik düzeyde ölçmek ve karşılaştırmak için etkili ve kesin bir tekniktir ve bu nedenle gelecekteki araştırmalar için önerilen teknik gibi görünmektedir (39,99).

Bugüne kadar sadece birkaç çalışma implantolojide farklı ağız içi tarayıcıların doğruluğunu karşılaştırmıştır (100–102). Van der Meer ve meslektaşları, 3 implantlı kısmen dişsiz bir modelde üç farklı ağız içi tarayıcıyı (CEREC AC Bluecam[®], iTero[®] ve Lava COS[®]) karşılaştırmıştır (102). İmplantlara PEEK tarama gövdeleri sabitlendiği, her ağız içi tarayıcı için 10 tarama alındığı ve bunların hepsinin, mesafelerin ve açılarının hesaplandığı tersine mühendislik yazılımına yüklendiği belirtilmiştir (102). Referans değerlerle karşılaştırıldığında en az sapmanın Lava COS[®]’da, en fazla sapmanın CEREC AC Bluecam[®]’da gözlendiği ve genel sapmaların minimum düzeyde olduğu belirtilmiştir (102). Başka bir in vitro çalışmada, sırasıyla üç ve altı PEEK tarama gövdesi ile iki temsili model hazırlanmış ve bu modeller için dört farklı ağız içi tarayıcı (Trios2[®], CS 3500[®], Zfx Intrascan[®] ve Planscan[®]) kullanılmıştır. Her ağız içi tarayıcı için 5 tarama alınmış ve daha sonra modeller, tersine mühendislik yazılımı aracılığıyla üst üste bindirilmiştir. Ek olarak, simüle edilmiş implantlar arasındaki mesafe ve açılar, yerel gerçekliği değerlendirmek için her grupta ölçülmüş ve referans değerlerle karşılaştırılmıştır. Son olarak, her grup içinde farklı ağız içi tarayıcılarla yakalanan taramaların üst üste bindirilmesiyle kesinlik hesaplanmış ve farklı ağız içi tarayıcılar arasındaki istatistiksel olarak önemli farklılıklar olduğu tespit edilmiştir. Çalışmanın sonucunda, en iyi genel doğruluğa ve kesinliğe CS 3500[®]’in sahip olduğunu ve ardından Trios2’ nin geldiği belirtilmiştir (101). Daha yakın zamanlarda, Imburgia ve meslektaşları, dört farklı ve modern ağız içi tarayıcıyı (CS 3600[®], Trios3[®], Omnicam[®] ve TrueDefinition[®]) karşılaştıran benzer bir yapı ve ortam ile başka bir in vitro çalışma yayınlamışlardır. Yazarlar sırasıyla üç kısmen dişsiz model ve altı implant analogu ile PEEK tarama gövdelerinin vidalandığı modeller hazırlamışlar ve modellerin, farklı tarayıcılar ile taranarak elde edildiğini belirtmişlerdir. Doğruluğu değerlendirmek için farklı ağız içi tarayıcılarla yakalanan intraoral taramaların üzerine STL referans dosyaları bindirilmiş ve çalışmanın sonunda, CS3600[®]’in en iyi gerçekliğe ve doğruluğa sahip olduğu, bunu Trios3[®], Omnicam[®] ve TrueDefinition[®]’in izlediği rapor edilmiştir (100). Çalışmamızda, tarama verilerini üst üste bindirerek ölçüm yapan güncel optik tarama cihazlarından biri olan ‘Trios4’ kullanılmıştır.

Litaratürler arasında tutarlılık olmaması, çalışmalarda farklı yöntemler ve ölçüm hassasiyetini değerlendirmek için farklı cihazların kullanılmış olması gibi nedenlere bağlı olabilmektedir. Ölçüm hassasiyeti, genellikle ana modeldeki implantlar arası mesafe ve dublike modeldeki implant analogları arası mesafe ölçülüp değişkenler hesaplanarak elde edilir. İmplant modelleri arasındaki x y ve z eksenindeki 3 boyutlu yer değiştirmeyi ölçmek

için farklı yöntemler kullanılmıştır Bu amaçla çalışmalarda, koordinat ölçüm cihazı (103–105); ölçüm mikroskobu (10); profil projektörü (33,73) veya standardize edilmiş fotoğraflar (106) kullanılmıştır. Bu tez çalışmasında ise, konvansiyonel ölçü yöntemleriyle elde edilen modellerin değerlendirilmesinde 1 um ölçüm hassasiyetine sahip ‘Keyence Vhx ölçüm mikroskobu’ kullanılmıştır. Dijital ölçü yöntemiyle elde edilen modeller ise, Autodesk Netfabb Premium 2022 mühendislik yazılımında, 3D olarak ölçülmüştür

Dublike modellerin elde edildiği alçının boyutsal stabilitesi, ölçünün doğruluğu etkileyen önemli faktörlerden biridir (107). Alçı materyalleri arasında en yüksek boyutsal stabiliteye sahip en az sertleşme genleşmesi gösteren alçı, tip 4 sert alçıdır (108). Bu yüzden tez çalışmamızda dublike modeller, tip 4 sert alçı (Octa-Rock, Heraeus Kulzer, Almanya) ile dökülmüştür. Çalışma sırasında tüm değişkenleri standardize etmek için, tüm ölçü prosedürleri tek bir klinisyen tarafından, üretici firma talimatları doğrultusunda yapılmıştır.

Çalışmanın in vitro bir çalışma olması, çalışmanın limitasyonlarından biridir. Ağız hacmini taklit etmek için dijital ölçüler fantom modellerde alınsa da yumuşak doku veya ağız sıvıları olmadan, ideal ortamda gerçekleştirilmesi ile klinik koşullar tam olarak yansıtılamamıştır. Ağız ortamında alınan ölçülerde, daha yüksek koronal veya açısal sapma değerleri elde edilebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Sonuç olarak, bu çalışmanın limitasyonları dahilinde; implant açısı ve ölçü kopingi tipinin ölçülerin doğruluğu üzerinde etkisi bulunduğu tespit edilmiştir. Multiunit dayanak kullanılmayan dijital ölçü grubunda diğer grupların karşılaştırılmasında referans olarak kullanılan protetik vidanın konumu özellikle açılı implantlarda yer değiştirdiği için çalışmaya dahil edilememiş ve açılı implantların dijital ölçüsü ile ilgili bir sonuç elde edilememiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tam dişsiz üst çeneye 0° 17° 30° açı ile yerleştirilmiş 3 adet implant uygulamasında, farklı ölçü teknikleri ve materyallerinin kullanıldığı çalışmanın sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçlar:

- 1) Multiunit dayanaklar yerleştirilmeden, konvansiyonel açık kaşık tekniğiyle elde edilen modellerde, referans değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde edilmiştir
- 2) Multiunit dayanaklar yerleştirilerek konvansiyonel açık kaşık tekniğiyle elde edilen modellerde, referans değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmemiştir
- 3) Multiunit dayanaklar yerleştirilerek dijital ölçü tekniğiyle elde edilen modellerde referans değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmemiştir
- 4) Multiunit dayanaklar yerleştirmeden konvansiyonel açık kaşık tekniğiyle elde edilen modellerde, implant açıları, istatistiksel olarak anlamlı farklılıklara sebep olmuştur. Açı değeri arttıkça, referans değerden sapma artmaktadır.
- 5) Multiunit dayanaklar yerleştirilerek konvansiyonel açık kaşık tekniğiyle elde edilen modellerde ve multiunit dayanaklar yerleştirilerek dijital ölçü tekniğiyle elde edilen modellerde, grupları arasında referans değerlere göre anlamlı fark gözlenmemiştir.

Sonuç olarak, bu çalışmanın limitasyonları dahilinde; implant açısı, ölçü tekniği ve multiunit dayanak kullanımının ölçülerin doğruluğu üzerinde etkisi bulunduğu tespit edilmiştir. İmplantların açılı yerleştirildiği durumlarda, ölçü alınmadan önce multiunit dayanakların konumlandırılması önerilmektedir. İleri araştırmalarda, ölçü tekniklerinin doğruluğunun değerlendirilmesi için farklı prosedürler kullanılarak elde edilen modellerde klinik olarak daha iyi yorumlanabilecek bulgular tespit edilebilir. Ayrıca, dijital teknolojinin yoğun olarak kullanıldığı ve geliştiği günümüzde, konvansiyonel yöntemler daha farklı intraoral tarayıcılarında çalışmaya dahil edilmesi önerilebilir.

KAYNAKLAR

1. Zitzmann NU, Marinello CP. Treatment outcomes of fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part I: patients' assessments. J Prosthet Dent [Internet]. 2000 [cited 2021 Dec 24];83(4):424–33. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10756292/>
2. Assunção WG, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, Dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1--Influence of transfer copings surface abrasion. J Prosthodont [Internet]. 2008 Dec [cited 2021 Dec 26];17(8):641–7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19090889/>
3. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. Clin Oral Implants Res [Internet]. 1995 [cited 2021 Dec 26];6(3):172–80. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7578793/>
4. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent [Internet]. 2001 [cited 2022 May 23];10(2):85–92. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11450418/>
5. Assuncao WG, Gennari Filho H, Zaniqueili O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. Implant Dent [Internet]. 2004 Dec [cited 2022 Apr 27];13(4):358–66. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15591998/>
6. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. J Prosthet Dent [Internet]. 2008 Oct [cited 2021 Dec 26];100(4):285–91. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18922257/>
7. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. J Prosthet Dent [Internet]. 2000 [cited 2021 Dec 26];83(3):323–31. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10709042/>
8. Baig M. Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Implants [Internet]. 2014 Jul [cited 2021 Dec 26];29(4):869–80. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25032767/>
9. Holst S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, Wichmann M. Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions - PubMed. Quintessence Int (Berl) [Internet]. 2007 Jan [cited 2021 Dec 26];38(1):67–73. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17216911/>
10. Jo SH, Kim K Il, Seo JM, Song KY, Park JM, Ahn SG. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. J Adv Prosthodont [Internet]. 2010 [cited 2021 Dec 26];2(4):128–33. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21264191/>

11. Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2012 Jun [cited 2021 Dec 26];23(6):676–81. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21631595/>
12. Papaspyridakos P, Chen C-J, Gallucci G, Doukoudakis A, Weber H-P, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2014 Jul [cited 2021 Dec 26];29(4):836–45. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25032763/>
13. Akalin ZF, Ozkan YK, Ekerim A. Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2013 [cited 2021 Dec 24];28(1):149–57. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23377060/>
14. Greenberg AM. Dental implants and evolving discipline. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* [Internet]. 2015 May 1 [cited 2021 Dec 24];27(2):ix–x. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25951963/>
15. Misch CE. Dental implant prosthetics. 2nd ed. Elsevier Inc.; 2014. 1–25 p.
16. Crocombe LA, Mejia GC, Koster CR, Slade GD. Comparison of adult oral health in Australia, the USA, Germany and the UK. *Aust Dent J* [Internet]. 2009 Jun [cited 2021 Dec 26];54(2):147–53. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19473157/>
17. Güçüz Doğan B, Gökalp S. Tooth loss and edentulism in the Turkish elderly. *Arch Gerontol Geriatr* [Internet]. 2012 Mar [cited 2021 Dec 26];54(2). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22293677/>
18. Ferro KJ, Morgano SM, Editor Carl Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, et al. THE GLOSSARY OF PROSTHODONTIC TERMS Ninth Edition Editorial Staff. In 2017.
19. Francetti L, Rodolfi A, Barbaro B, Taschieri S, Cavalli N, Corbella S. Implant success rates in full-arch rehabilitations supported by upright and tilted implants: a retrospective investigation with up to five years of follow-up. *J Periodontal Implant Sci* [Internet]. 2015 [cited 2021 Dec 26];45(6):210. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26469894/>
20. Papaspyridakos P, Lal K, White GS, Weber H-P, Galucci GO. Effect of splinted and nonsplinted impression techniques on the accuracy of fit of fixed implant prostheses in edentulous patients: a comparative study - PubMed. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2011 [cited 2021 Dec 26];26(6):1267–72. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22167432/>
21. Kim JH, Kim KR, Kim S. Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2015 Aug 1 [cited 2021 Dec 26];114(2):185–192.e1. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25935089/>

22. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success - PubMed. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 1986 [cited 2021 Dec 26];1(11):11–25. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3527955/>
23. Schnitman PA, Shulman LB. Recommendations of the consensus development conference on dental implants. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 1979 [cited 2021 Dec 26];98(3):373–7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/283157/>
24. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1989 [cited 2021 Dec 26];62(5):567–72. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2691661/>
25. Zohrabian VM, Sonick M, Hwang D, Abrahams JJ. Dental Implants. *Semin Ultrasound CT MR* [Internet]. 2015 Oct 1 [cited 2021 Dec 26];36(5):415–26. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26589695/>
26. Nisand D, Renouard F. Short implant in limited bone volume. *Periodontol 2000* [Internet]. 2014 [cited 2021 Dec 26];66(1):72–96. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25123762/>
27. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions - PubMed. *Int J Oral Maxillofacial Implant* [Internet]. 2010 [cited 2021 Dec 26];25(1):63–74. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20209188/>
28. Gursoytrak B, Ataoglu H. Use of resonance frequency analysis to evaluate the effects of surface properties on the stability of different implants. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2020 Mar 1 [cited 2021 Dec 26];31(3):239–45. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31758589/>
29. Parameshwari G, Chittaranjan B, Sudhir Chary N, Anulekha Avinash CK, Taruna M, Ramureddy M. Evaluation of accuracy of various impression techniques and impression materials in recording multiple implants placed unilaterally in a partially edentulous mandible- An in vitro study. *J Clin Exp Dent*. 2018 Apr 1;10(4):e388–95.
30. Keskin Özyer E, Kahramanoğlu E, Aslan YU, Kulak Özkan Y. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Ölçü Yöntemleri ve Materyalleri: Derleme Impression Techniques and Materials Used in Implant Supported Prosthetic Restorations: A Review REVIEW / DERLEME. *Eur J Res Dent*. 2019;3:124–32.
31. Del Acqua MA, Chávez AM, Compagnoni MA, Molo F de A. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis - PubMed. *Int J Oral Maxillofac Implant* [Internet]. 2010 [cited 2021 Dec 26];25(4):715–21. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20657866/>
32. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model - PubMed. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 1991 [cited 2021 Dec 26];6(4):448–55. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1820314/>

33. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2004 Nov [cited 2021 Dec 26];92(5):470–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15523336/>
34. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2003 [cited 2021 Dec 26];89(2):186–92. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12616240/>
35. Martínez-Rus F, García C, Santamaría A, Özcan M, Pradies G. Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels. *Implant Dent* [Internet]. 2013 Jun [cited 2021 Dec 26];22(3):268–76. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23615660/>
36. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1993 [cited 2021 Dec 26];69(6):588–93. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8320644/>
37. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1990 [cited 2021 Dec 26];64(6):684–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2079675/>
38. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions - PubMed. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 1990 [cited 2021 Dec 26];5(4):331–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2094651/>
39. Stimmelmayer M, Erdelt K, Güth JF, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2012 [cited 2022 Apr 27];16(4):1137–42. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22009182/>
40. Chee W, Jivraj S. Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J* [Internet]. 2006 Oct 7 [cited 2021 Dec 26];201(7):429–32. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17031344/>
41. Alexander Hazboun GB, Masri R, Romberg E, Kempler J, Driscoll CF. Effect of implant angulation and impression technique on impressions of NobelActive implants. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2015 May 1 [cited 2021 Dec 26];113(5):425–31. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25749089/>
42. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1997 Jan [cited 2021 Dec 26];77(1):68–75. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9029468/>
43. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2008 Oct;100(4):285–91.

44. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* [Internet]. 2008 Oct 1 [cited 2022 Apr 27];29(8):482, 484, 486-8 passim. Available from: <https://europepmc.org/article/med/18935787>
45. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* [Internet]. 2009 [cited 2022 Apr 27];28(1):44–56. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19280967/>
46. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1977 [cited 2022 Jan 27];38(2):216–25. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/268431/>
47. Karaalioğlu OF, Duymuş ZY. DİŞ HEKİMLİĞİNDE UYGULANAN CAD/CAM SİSTEMLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg* [Internet]. 2008 Jan 1 [cited 2022 Jan 27];2008(1):25–32. Available from: <https://dergipark.org.tr/tr/pub/ataunidfd/issue/2488/31823>
48. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 2010 Jun 1 [cited 2022 Jan 27];141 Suppl 2:10S-14S. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20516109/>
49. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2007 Jun [cited 2022 Jan 27];97(6):389–94. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17618922/>
50. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 2006 [cited 2022 Jan 27];137(9):1289–96. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16946436/>
51. Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2004 [cited 2022 Jan 27];91(1):85–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14739899/>
52. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng JJ, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016 Aug 1 [cited 2022 Jan 27];116(2):184-190.e12. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26946916/>
53. Gallardo YR, Bohner L, Tortamano P, Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N. Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018 Feb 1 [cited 2022 Jan 27];119(2):214–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28967407/>

54. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater* [Internet]. 2017 Jan 1 [cited 2022 Jan 27];33(1):84–98. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27890354/>
55. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am* [Internet]. 2011 Jul [cited 2022 Jan 27];55(3):559–70. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21726690/>
56. Mehl A, Ender A, Mörmann W, Attin T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent* [Internet]. 2009 [cited 2022 Jan 27];12(1):11–28. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19213357>
57. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental Impression Materials and Techniques. *Dent Clin North Am* [Internet]. 2017 Oct 1 [cited 2021 Dec 26];61(4):779–96. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28886768/>
58. Panichuttra R, Marietones R, Goodacre C, Munoz CA, Keith Moore B. Hydrophilic poly(Vinyl Siloxane) Impression Materials: Dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *Int J Prosthodont* [Internet]. 1991 [cited 2021 Dec 26];4(3):240–8. Available from: https://neuro.unboundmedicine.com/medline/citation/1810315/Hydrophilic_poly_vinyl_siloxane__impression_materials:_dimensional_accuracy_wettability_and_effect_on_gypsum_hardness_
59. Donovan TE, Chee WWL. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am* [Internet]. 2004 Apr [cited 2021 Dec 26];48(2):445–70. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15172610/>
60. Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont* [Internet]. 1993 [cited 2021 Dec 26];2(2):75–82. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8242170/>
61. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2007 Jun [cited 2021 Dec 26];97(6):349–56. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17618917/>
62. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. In Mosby Elsevier; 2006 [cited 2021 Dec 26]. p. 774–774. Available from: https://books.google.com/books/about/Contemporary_Fixed_Prosthodontics.html?hl=tr&id=mo5lmVtREIAC
63. Sivers JE, Johnson GK. Adverse soft tissue response to impression procedures: report of case. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 1988 [cited 2021 Dec 26];116(1):58–60. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3422666/>
64. Aguilar ML, Elias A, Vizcarrondo CET, Psoter WJ. Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2010 Apr [cited 2021 Dec 26];103(4):202–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20362763/>

65. Moreira AHJ, Rodrigues NF, Pinho ACM, Fonseca JC, Vilaça JL. Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2015 Oct 1 [cited 2021 Dec 26];17 Suppl 2:e751–64. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25828851/>
66. Enkling N, Bayer S, Jöhren P, Mericske-Stern R. Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2012 Mar [cited 2021 Dec 26];14(1):144–51. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19793332/>
67. Walker MP, Alderman N, Petrie CS, Melander J, McGuire J. Correlation of impression removal force with elastomeric impression material rigidity and hardness. *J Prosthodont* [Internet]. 2013 Jul [cited 2021 Dec 26];22(5):362–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23387301/>
68. Schulein TM. Significant events in the history of operative dentistry - PubMed. *J Hist Dent* [Internet]. 2005 Jul [cited 2021 Dec 26];53(2):63–72. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16092609/>
69. Choi J-H, Lim Y-J, Yim S-H, Kim C-W. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models - PubMed. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2007 [cited 2022 Jan 27];22(5):761–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17974110/>
70. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *J Clin Diagn Res* [Internet]. 2014 [cited 2022 May 23];8(10). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25478475/>
71. Begg T, Greerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration - PubMed. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2009 [cited 2022 May 23];24(4):663–71. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19885406/>
72. Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study . *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2007 [cited 2022 May 23];22(4):639–44. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17929526/>
73. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2010 May [cited 2022 Jan 27];12 Suppl 1(SUPPL. 1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19438937/>

74. Gallucci GO, Papaspyridakos P, Ashy LM, Kim GE, Brady NJ, Weber H-P. Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients - PubMed. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2011 [cited 2022 Jan 27];24(5):469–72. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21909490/>
75. Schmidt A, Häussling T, Rehmann P, Schaaf H, Wöstmann B. Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2018 Apr 1 [cited 2022 Jan 27];62(2):245–51. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29191609/>
76. Rutkunas V, Sveikata K, Savickas R. Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study - PubMed. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2012 [cited 2022 Jan 27];25(5):512–5. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22930776/>
77. Buzayan M, Rustum Baig M, Yunus N. Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2013 [cited 2021 Dec 26];28(6):1512–20. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24278919/>
78. Katsoulis J, Müller P, Mericske-Stern R, Blatz MB. CAD/CAM fabrication accuracy of long- vs. short-span implant-supported FDPs. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2015 Mar 1 [cited 2021 Dec 26];26(3):245–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25363301/>
79. Ma T, Nicholls J, Rubenstein J. Tolerance measurements of various implant components - PubMed. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 1997 May [cited 2022 Apr 27];12(3):371–5. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9197102/>
80. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1983 [cited 2022 Apr 27];50(3):399–410. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6352924/>
81. Osman MS, Ziada HM, Abubakr NH, Suliman AM. Implant impression accuracy of parallel and non-parallel implants: a comparative in-vitro analysis of open and closed tray techniques. *Int J Implant Dent*. 2019 Dec;5(1).
82. Malo P, De Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 2011 [cited 2022 Apr 27];142(3):310–20. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21357865/>
83. Malo P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2003 [cited 2022 Apr 27];5 Suppl 1(SUPPL. 1):2–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12691645/>

84. Lopes A, Maló P, de Araújo Nobre M, Sanchez-Fernández E. The NobelGuide® All-on-4® Treatment Concept for Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Prospective Report on Medium- and Long-Term Outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2015 [cited 2022 Apr 27];17 Suppl 2:e406–16. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25195544/>
85. Niedermaier R, Stelzle F, Riemann M, Bolz W, Schuh P, Wachtel H. Implant-Supported Immediately Loaded Fixed Full-Arch Dentures: Evaluation of Implant Survival Rates in a Case Cohort of up to 7 Years. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2017 Feb 1 [cited 2022 Apr 27];19(1):4–19. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27196731/>
86. Tallarico M, Canullo L, Pisano M, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M, Meloni SM. An up to 7-Year Retrospective Analysis of Biologic and Technical Complication With the All-on-4 Concept. *J Oral Implantol* [Internet]. 2016 Jun 1 [cited 2022 Apr 27];42(3):265–71. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26652901/>
87. Ayna M, Gülses A, Acil Y. A comparative study on 7-year results of “All-on-Four™” immediate-function concept for completely edentulous mandibles: metal-ceramic vs. bar-retained superstructures. *Odontology*. 2018 Jan 1;106(1):73–82.
88. Filho HG, Mazaro JVQ, Vedovatto E, Assunção WG, Santos PH Dos. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques. *J Prosthodont* [Internet]. 2009 Feb [cited 2022 Apr 27];18(2):172–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19178624/>
89. Hariharan R, Shankar C, Rajan M, Baig MR, Azhagarasan N. Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials - PubMed. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2010 Jun [cited 2022 Apr 27];25(1):38–44. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20209185/>
90. Ozan O, Hamis O. Accuracy of different definitive impression techniques with the all-on-4 protocol. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2019 Jun 1 [cited 2022 Apr 27];121(6):941–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30661881/>
91. Öngül D, Gökçen-Röhlig B, Şermet B, Keskin H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Aust Dent J* [Internet]. 2012 Jun [cited 2022 Apr 27];57(2):184–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22624759/>
92. Vigolo P, Mutinelli S, Fonzi F, Stellini E. An in vitro evaluation of impression techniques for multiple internal- and external-connection implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2014 Jul [cited 2022 Apr 27];29(4):807–18. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25032760/>
93. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LCF, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments - PubMed. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2004 [cited 2022 Apr 27];19(2):192–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15101589/>

94. Kurtulmus-Yilmaz S, Ozan O, Ozcelik TB, Yagiz A. Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *J Dent* [Internet]. 2014 Dec 1 [cited 2022 Apr 27];42(12):1551–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25446736/>
95. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2013 Jan [cited 2022 Apr 27];24(1):111–5. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22353208/>
96. Eliasson A, Örtorp A. The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2012 May [cited 2022 Apr 27];14 Suppl 1(SUPPL. 1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21453396/>
97. Alsharbaty MHM, Alikhasi M, Zarrati S, Shamshiri AR. A Clinical Comparative Study of 3-Dimensional Accuracy between Digital and Conventional Implant Impression Techniques. *J Prosthodont* [Internet]. 2019 Apr 1 [cited 2022 Apr 27];28(4):e902–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29423969/>
98. Alikhasi M, Alsharbaty MHM, Moharrami M. Digital Implant Impression Technique Accuracy: A Systematic Review. *Implant Dent* [Internet]. 2017 Dec 1 [cited 2022 May 23];26(6):929–35. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29095786/>
99. Kim JH, Kim KR, Kim S. Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2015 Aug 1 [cited 2022 Apr 27];114(2):185–192.e1. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25935089/>
100. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health* [Internet]. 2017 Jun 2 [cited 2022 Apr 27];17(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28577366/>
101. Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsk E, Mangano C. Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study. *PLoS One* [Internet]. 2016 Sep 1 [cited 2022 Apr 27];11(9). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27684723/>
102. van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One* [Internet]. 2012 Aug 22 [cited 2022 Apr 27];7(8). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22937030/>
103. Alikhasi M, Siadat H, Rahimian S. The Effect of Implant Angulation on the Transfer Accuracy of External-Connection Implants. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2015 Aug 1 [cited 2021 Dec 26];17(4):822–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24299654/>
104. Tsagkalidis G, Tortopidis D, Mpikos P, Kaisarlis G, Koidis P. Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2015 Oct 1 [cited 2022 Apr 27];114(4):517–23. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26213265/>

105. Geramipannah F, Sahebi M, Davari M, Hajimahmoudi M, Rakhshan V. Effects of impression levels and trays on the accuracy of impressions taken from angulated implants. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2015 Sep 1 [cited 2022 Apr 27];26(9):1098–105. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24934081/>
106. Alexander Hazboun GB, Masri R, Romberg E, Kempner J, Driscoll CF. Effect of implant angulation and impression technique on impressions of NobelActive implants. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2015 May 1 [cited 2022 Apr 27];113(5):425–31. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25749089/>
107. Silva SCR, Messias AM, Abi-Rached FDO, De Souza RF, Reis JMDSN. Accuracy of Gypsum Casts after Different Impression Techniques and Double Pouring. *PLoS One* [Internet]. 2016 Oct 1 [cited 2022 Apr 27];11(10). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27736967/>
108. Anusavice K, Shen C, Rawls R. *Science of Dental Materials* [Internet]. 12th ed. Saunders; 2012 [cited 2022 May 23]. 164 p. Available from: <https://evolve.elsevier.com/cs/product/9781455748136?role=student>