



**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE FARKLI TARAMA
YÖNTEMLERİNİN VE YAZILIM PARAMETRELERİNİN
DİJİTAL ÖLÇÜ HASSASİYETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

Doktora Tezi

Parvin AHMADLI

Danışman
Prof. Dr. Çağrı URAL

II. Danışman
Doç. Dr. Necati KALELİ

SAMSUN
2023

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİ ANA BİLİM DALI



**İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE FARKLI TARAMA
YÖNTEMLERİNİN VE YAZILIM PARAMETRELERİNİN
DİJİTAL ÖLÇÜ HASSASİYETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

Doktora Tezi

Parvin AHMADLI

Danışman

Prof. Dr. Çağrı URAL

II. Danışman

Doç. Dr. Necati KALELİ

Bu çalışma Ondokuz Mayıs Üniversitesi tarafından PYO.DIS.1904.21.009 proje numarası ile desteklenmiştir.

SAMSUN
2023

TEZ KABUL VE ONAYI

Parvin AHMADLI tarafından, **Prof. Dr. Çağrı URAL** danışmanlığında hazırlanan “**İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE FARKLI TARAMA YÖNTEMLERİ VE YAZILIM PARAMETRELERİNİN DİJİTAL ÖLÇÜ HASSASİYETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 7.3.2023 tarihinde yapılan sınav sonucunda oy birliği ile başarılı bulunarak Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı Adı Soyadı Üniversitesi Ana Bilim/Ana Sanat Dalı	Sonuç
Başkan	Prof. Dr. Duygu SARAÇ Ondokuz Mayıs Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı	☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Prof. Dr. Çağrı URAL Ondokuz Mayıs Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı	☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR Necmettin Erbakan Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı	☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Prof. Dr. Murat KURT Bahçeşehir Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı	☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Dr. Öğr. Üyesi B. Serdar AKDENİZ Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Ortodonti Ana Bilim Dalı	☒ Kabul ☐ Ret

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

Prof. Dr. Ahmet TABAK
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım Yüksek Lisans tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.

Etik Kurul Gerekli mi ?

Evet ☐ (Gerekli ise ekler kısmına ekleyiniz)

Hayır ☒

07/ 03 / 2023
Parvin AHMADLI

TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

Tez Başlığı: İMPLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE FARKLI TARAMA YÖNTEMLERİ VE YAZILIM PARAMETRELERİNİN DİJİTAL ÖLÇÜ HASSASİYETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 05.01.2023 tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 9

Tek kaynak oranı : % 2 çıkmıştır.

05 /01 / 2023
Prof. Dr. Çağrı URAL

ÖZET

İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE FARKLI TARAMA YÖNTEMLERİNİN VE YAZILIM PARAMETRELERİNİN DİJİTAL ÖLÇÜ HASSASİYETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Parvin AHMADLI
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı
Doktora, Mart/2023
Danışman: Prof. Dr. Çağrı URAL

Amaç: Bu çalışmanın amacı tam ve segmental ark dijital ölçü taramalarının, yazılım üzerinde farklı tarama parametrelerinin (min-maks. odak derinliği), implant pozisyon ve sayısının dijital ölçü hassasiyeti üzerine etkilerinin incelenmesidir.

Materyal ve Metot: Üç farklı epoksi model üzerine açılı ve düz implantlar yerleştirilerek, 5 farklı hasta senaryosu oluşturulmuştur. Grup 1A (Segmental tarama: 11 numaralı diş bölgesine yerleştirilmiş açılı implant), Grup 1P (Segmental tarama: 16 numaralı diş bölgesine yerleştirilmiş düz implant), Grup 2P (Segmental tarama: 26 ve 27 numaralı dişler bölgesine yerleştirilmiş düz implantlar), Grup 4 (Tam ark dijital ölçü taraması: 32, 42, 34 ve 44 numaralı dişler bölgesine posterior açılı, anterior düz yerleştirilmiş implantlar), Grup 6 (Tam ark dijital ölçü taraması: 32, 34, 36, 42, 44 ve 46 numaralı dişler bölgesine düz yerleştirilmiş implantlar). Referans verilerin elde edilmesi için laboratuvar tarayıcısında her bir hasta senaryosunda dijital ölçü taramaları kaydedildi. Oluşturulan her bir grup, ağız içi tarayıcının yazılımı üzerinde minimum ve maksimum tarama odak derinliği parametreleri değiştirilerek her bir derinlik algısı için 10 ayrı dijital ölçü taraması gerçekleştirildi. Her bir dijital ölçü referans veri ile karşılaştırılarak doğruluk, kendi içerisinde 10 tane tekrarlayan ölçüm karşılaştırılarak tutarlılık ölçümleri yapıldı. Kaydedilen dijital ölçü verileri bir yazılım yardımıyla karşılaştırıldı ve sapmalar hesaplandı. Elde edilen test verilerinin gruplar arası karşılaştırılması tek yönlü ANOVA, grup içi karşılaştırmaları ikili karşılaştırma testi ile yapıldı.

Bulgular: Minimum ve maksimum tarama derinliği için tarayıcının doğruluk ve tutarlılık değerleri karşılaştırıldığında bazı gruplar arasında (Grup 2P, Grup 4, Grup 6) istatistiksel farklılıklar tespit edilmiştir ($p < 0,05$). Tam ark dijital ölçü taramaları segmental taramalarla karşılaştırıldığında daha yüksek sapma değerleri göstermiştir ($p < 0,05$). Açının ve implantlar arasındaki mesafenin artmasının tarayıcı doğruluğu üzerinde etkili olduğu görülmüştür. Minimum tarama odak derinliği kullanılarak yapılan tüm taramalar tüm gruplarda daha düşük sapma değeri göstermiştir.

Sonuç: Yazılım parametreleri açısından tarama odağının düşük seviyede tutulması daha yüksek hassasiyette dijital ölçüler elde edilmesini sağlayabilir. Açılı implant varlığı, taranan bölgenin uzunluğu, tarama bölgesinde ark kurvatürünün olması, implantlar arasındaki mesafenin artması dijital ölçü hassasiyetini etkilemektedir.

Anahtar Sözcükler: . Açılı implant, Ağız içi tarayıcı, Tarama derinliği

ABSTRACT

EVALUATION THE EFFECTS OF DIFFERENT SCANNİNG METHODS AND SOFTWARE PARAMETERES ON THE ACCURACY OF DIGITAL IMPRESSIONS IN IMPLANT SUPPORTED PROSTHESIS

Parvin AHMADLI

Ondokuz Mayıs University

Institute of Graduate Studies

Department of Prosthodontics

Ph.D., March/2023

Supervisor: Prof. Dr. Çağrı URAL

Aim: The aim of this study is to analyze the effects of segmental and complete arch digital impression scanning on different scanning parameters (min- max. focal depth) in the software, implant position and count on the accuracy of digital impressions.

Material and Method: Placing angled and straight implants on 3 various epoxy models, 5 different case scenarios have been created. Group 1A (segmental scan: angled implant placed on tooth number 11), Group 1P (segmental scan: straight implant placed on tooth number 16), Group 2P (segmental scan: straight implants placed on teeth 26 and 27), Group 4 (complete-arch scan: posterior angled, anterior straight implants placed on teeth 32, 42, 34 and 44), Group 6 (complete-arch scan: straight implants placed on teeth 32, 34, 36, 42, 44 and 46). In every case scenario, digital impression scans have been recorded in the laboratory scanner for the reference data. Having changed minimum and maximum scanning depth parameters of the intraoral scanner via specific software, 10 different digital impression scans have been conducted for each depth perception in each created group. Recorded digital impressions have been compared with the help of software and deviations have been calculated. Between-groups comparison of acquired test data has been performed through one-way ANOVA, in-group comparisons have been made through Student's T-test.

Results: Comparing trueness and precision values of the scanner for minimum and maximum scanning depth, statistically significant results have been detected. Complete-arch scans, compared with segmental scans, have shown a higher deviation value ($p < 0.05$). It has been seen that the increase of the distance between the angle and implants is effective on the accuracy of the intraoral scanner. While comparing trueness and precision values of the scanner for minimum and maximum scanning depth, statistically significant differences among some groups (Group 2P, Group 4, Group 6) have been detected ($p < 0.05$).

Conclusion: Taking scan focus at a low level in software parameters can enable to obtain highly accurate digital impressions. Straight implant body, scanning field length, the existence of arch curvature in scan field, the increase of the distance between the implants effect the accuracy of digital impressions.

Keywords: Angulated implant, Intraoral scanner, Scanning depth

ÖN SÖZ VE TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her türlü bilgi ve deneyimini benimli paylaşan, her anlamda gelişimimde büyük katkısı olan, öğrencisi olduğum için kendimi çok şanslı hissettiğim değerli hocam Prof. Dr. Çağrı URAL'a,

Eğitim sürecimde tecrübesini, sabrını, iyi niyetini esirgemeyen, ne zaman yanına gitsem geri çevirmeyip bana zamanını ayıran değerli hocalarım Prof. Dr. Duygu SARAÇ'a ve Prof. Dr. Tolga KÜLÜNK'e,

Her türlü sorularımı bıkmadan cevaplayan, klinik deneyimlerini benimle paylaşan, aynı zamanda ikinci tez danışmanım olan ve tez yazım sürecimle yakından ilgilenen değerli hocam Doç. Dr. Necati KALELİ'e,

Eğitim sürecim boyunca katkılarından dolayı tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalı öğretim üyelerine,

Tecrübelerini her zaman benimle paylaşan çok sevdiğim Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı teknisyeni sayın Osman GÜRSOY'a,

Tez sürecimde çok büyük katkıları olan başta Şevki GÜLER ve Gonca GÜLŞEN olmak üzere tüm Güler Dent ailesine,

Doktora eğitimim boyunca yanımda olan çok sevdiğim arkadaşlarım Baran ESMAİLE, Berfim GÜNER ve Nurşen ŞAHİN'e,

Her zaman yanımda olduğunu hissettiğim ve bana bu süreçte çok fazla desteği olan, motive eden, yanımda olduğu için çok şanslı hissettiğim Kadir MUTLU'ya,

Bugüne gelmemde büyük emekleri olan, her zaman her koşulda destekleyen, tüm zorluklarda yanımda olan, maddi ve manevi desteklerini hiç bir zaman esirgemeyen annem Pervane AHMEDOVA, babam Abulfat AHMEDOV ve ablam Hoşbaht AHMEDLİ'e

içtenlikle teşekkür ederim...

Parvin AHMADLI

İÇİNDEKİLER

TEZ KABUL VE ONAYI	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI	ii
TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
TABLolar DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Diş Hekimliğinde İmplant	4
2.1.1. İmplant Üstü Protezlerde Tedavi Yöntemleri	5
2.2. Diş Hekimliğinde Konvansiyonel Ölçü	7
2.2.1. Ölçü Materyalleri	7
2.2.1.1. Polisülfid	8
2.2.1.2. Polieter	8
2.2.1.3. Silansiloksan (Kondanzasyon Silikonu)	10
2.2.1.4. İlave Silikon (Polivinil Siloksan)	11
2.2.1.5. Vinil Siloksan Eter (Vinil Polieter Siloksan)	13
2.2.2. İmplantüstü Protezlerde Ölçü	13
2.2.2.1. Snap-fit Ölçü Tekniği/Press-fit	16
2.2.2.2. Ölçü Doğruluğunu Etkileyen Faktörler	18
2.3. Diş Hekimliğinde Dijital Ölçü	22
2.3.1. Ağız İçi Tarayıcıların Doğruluğu	32
2.3.2. İmplant Destekli Protezlerde Dijital Ölçü	34
3. MATERYAL VE METOT	38
3.1. Çalışma Modellerinin Hazırlanması	38
3.2. Test Gruplarının Oluşturulması	40
3.3. Modeller Üzerinden Taramaların Gerçekleştirilmesi	41
4. BULGULAR	46
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	64
KAYNAKÇA	66
EKLER	78
ÖZ GEÇMİŞ	148

SİMGELER VE KISALTMALAR

3B	: Üç Boyutlu
ADA	: American Dental Association
CAD-CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım- Bilgisayar Destekli Üretim
ISO	: International Organization for Standardization
Ni-Cr	: Nikel-Krom
PEEK	: Polieter Eter Keton
POİ	: Point of Interest
PVS	: Polivinil Siloksan
STL	: Stereolitografi
VPES	: Vinil Polieter Siloksan
VPS	: Vinil Polisiloksan

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Açık kaşık ölçü yönteminde ölçü parçalarının splintlenmesi.....	15
Şekil 2.2. Kapalı kaşık ölçü yöntemi.....	16
Şekil 2.3. Snap-fit ölçü yöntemi.....	17
Şekil 2.4. İmplantların farklı splint materyali/yöntemi kullanılarak splintlenmesi.....	20
Şekil 2.5. Farklı implant sistemlerine ait ölçü parçaları.....	21
Şekil 2.6. Dijital verilerin elde edilmesi.....	24
Şekil 2.7. Restorasyon tasarımı için kullanılan yazılım programı.....	25
Şekil 2.8. Kazıma ünitesi.....	26
Şekil 2.9. Optik tarayıcı.....	27
Şekil 2.10. Mekanik (Kontakt) tarayıcı.....	28
Şekil 2.11. Ağız içi bir tarayıcı ile STL veri dosyasının oluşturulması.....	29
Şekil 2.12. Konfokal lazer tarama yöntemi.....	30
Şekil 2.13. Aktif wavefront tarama yöntemi.....	31
Şekil 2.14. Farklı tipte tarama parçaları.....	35
Şekil 2.15. a) PEEK tarama parçası; b) Metal tarama parçası.....	37
Şekil 3.1. Dişli kauçuk kalıp.....	39
Şekil 3.2. İmplantlar yerleştirilmiş epoksi modeller.....	40
Şekil 3.3. Çalışma sırasında kullanılan tarama parçası.....	42
Şekil 3.4. Tarama spreyi uygulanmış çalışma modelleri.....	42
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan laboratuvar ve ağız içi tarayıcı.....	43
Şekil 3.6. Ağız içi tarayıcı kullanılarak 3B'lu görüntülerin elde edilmesi.....	44
Şekil 3.7. Belirlenen referans noktalarından ölçümlerin yapılması.....	45

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Oluşturulan test grupları.....	41
Tablo 4.1. Minimum tarama odak derinliği tutarlılık değerleri ANOVA test sonuçları.....	47
Tablo 4.2. Maksimum tarama odak derinliği tutarlılık değerleri ANOVA test sonuçları.....	48
Tablo 4.3. Minimum tarama odak derinliği doğruluk değerleri ANOVA test sonuçları.....	48
Tablo 4.4. Maksimum tarama odak derinliği doğruluk değerleri ANOVA test sonuçları.....	48
Tablo 4.5. Minimum tarama odak derinliği tutarlılık değerleri tanımlayıcı istatistikler.....	49
Tablo 4.6. Maksimum tarama odak derinliği tutarlılık değerleri tanımlayıcı istatistikler.....	49
Tablo 4.7. Minimum tarama odak derinliği doğruluk değerleri tanımlayıcı istatistikler.....	50
Tablo 4.8. Maksimum tarama odak derinliği doğruluk değerleri tanımlayıcı istatistikler.....	50
Tablo 4.9. Doğruluk test sonuçları için grup içi ikili karşılaştırma tablosu.....	51
Tablo 4.10. Tutarlılık test sonuçları için grup içi ikili karşılaştırma tablosu.....	51

1. GİRİŞ

Başarılı bir protetik restorasyonun yapımındaki en önemli aşamalardan birisi ölçü alma işlemidir. Bu aşamada oluşabilecek hatalar diş destekli sabit protezlerde dişlerin etrafındaki periodontal ligament varlığı ile tolere edilebiliyorken implant destekli protezlerde implantların etrafında periodontal ligamentin olmaması ve kemik yüzeyi ile ankiloze bağlantı oluşması sebebiyle ölçüye bağlı oluşabilecek en küçük hatalar bile ileri dönemde mekanik ve biyolojik komplikasyonlara yol açabilmektedir.

1980' lerde dijital teknolojinin diş hekimliğinde uygulanması ile ölçü alma yöntemleri iki kategoriye ayrıldı: Silikon, polisülfid, polieter gibi ölçü materyalleri kullanılarak alınan geleneksel ölçü yöntemi, ağız içi ve ağız dışı laboratuvar tarayıcısı kullanılarak elde edilen dijital ölçü yöntemleri. Geleneksel ölçü yöntemleri ölçü materyallerindeki gelişmeler sayesinde uzun yıllar yaygın olarak kullanılmasına rağmen; dijital yöntemlerin diş hekimliğinde yükselişi ile birlikte dijital ölçü teknolojisi de yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır (Chen vd., 2022). Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) terimi elde edilen verilerin 3 boyutlu bilgisayar ekranında tasarımının yapılmasının ardından yine bilgisayar kontrolü altında otomatik üretimini ifade eder. CAD-CAM diş hekimliği alanında 1970 yılında Francois Duret tarafından tanıtılmış ve uzun yıllar endüstri alanında kullanılan bu teknolojinin diş hekimliği alanına kolayca aktarılabilceği fikri ile geliştirilmiştir (Jacob vd., 2016). Günümüzde dijital ölçü elde edilmesi için yaygın olarak kullanılan iki yöntem vardır. Bunlardan ilki laboratuvar tarayıcısı ile model ve ölçü üzerinden taramalar gerçekleştirerek dijital veri elde etme yöntemi, diğer yöntem ise ağız içi tarayıcı kullanılarak direkt hasta ağızından dijital veri elde etme yöntemidir. Laboratuvar tarayıcılarında model dökümleri ve ölçü elde etmek için geleneksel ölçü tekniğinin kullanılması gerekirken; ağız içi tarayıcılarda daha iyi hasta konforu, daha az zaman gerekliliği, geleneksel ölçü materyallerinin kullanılmaması, basitleştirilmiş işletim prosedürleri gibi birçok belirgin avantaj vardır. Bu nedenle ağız içi tarayıcı kullanılarak elde edilen dijital ölçü yöntemlerinin gelecek dönem diş hekimliğinde yaygın kullanım alanı bulacağı düşünülmektedir (Chen vd., 2022).

CAD-CAM teknolojisi temel olarak üç hedefi gerçekleştirmek için tasarlanmıştır. Hedeflerden ilki yeterli dayanıklılıkta özellikle posterior bölgede

restorasyon yapımı iken, ikinci hedef doğal görünüme daha yakın restorasyon üretimi ve üçüncü hedef ise daha kolay, hızlı ve daha az hatalı bir restorasyon üretimidir.

Yapılan bir çalışmada ağız içi tarayıcı kullanılarak üretilen restorasyonlar ile konvansiyonel endirekt yöntem kullanılarak yapılan restorasyonlar arasında hassasiyet açısından önemli bir fark görülmediği gösterilmiştir. Restorasyonun marjin bölgesinde 60-70 µm; aksiyel duvarlarda merkezi bölgede 80-90 µm; oklüzal yüzeylerde ise 150-170 µm fark olduğu rapor edilmiştir (Tsirogiannis vd., 2016). Bununla birlikte konvansiyonel ölçü yöntemleri ile dijital ölçü yöntemlerinin karşılaştırıldığı birçok araştırmada da dijital ölçünün konvansiyonel ölçü ile benzer veya daha üstün hassasiyet değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Suese vd., 2020; Ahlholm vd., 2018; Chochlidakis vd., 2016; Hasanzade vd., 2021; Lo Russo vd., 2019).

Güncel CAD-CAM sistemleri ile segmental ark dijital ölçü taramaları 40 saniyede, tam ark dijital ölçü taramaları ise 2 dakika içinde tamamlamak mümkündür. Tam konturlu bir kuron restorasyonunun üretiminin geleneksel yöntemler ile deneyimli teknisyenler tarafından bile birkaç günde üretilmesine karşılık; CAD-CAM sistemleri ile üretimin birkaç dakika içerisinde tamamlanması mümkün olmaktadır (Zarina vd., 2017).

Hassasiyet elde edilen dijital ölçünün değerlendirmesi için en önemli göstergedir. ISO 5725-1 standardına göre hassasiyet doğruluk ve tutarlılık olmak üzere iki kısımda tanımlanır. Tarayıcılar için doğruluk değeri referans model ve gerçek dijital ölçüsü alınan obje arasındaki benzerlik iken; tutarlılık değeri aynı objenin birkaç kez taranması ile elde edilen dijital veriler arasındaki benzerlik derecesidir (Chen vd., 2022). Ağız içi tarayıcının hassasiyetini etkileyen birçok faktör vardır. Ağız içi tarayıcının çalışma teknolojisi, kalibrasyonu, kullanıcının deneyim ve bilgisi, ölçüsü alınan yüzeyin özellikleri, tarama yapılacak bölgenin uzunluğu ve tarama protokolü bunlara örnek gösterilebilir (Revilla-León vd., 2021). Ayrıca implant üstü protezlerin ölçüsünün alınması sırasında kullanılan ağız içi tarama parçaları da dijital ölçünün hassasiyeti üzerinde etkiye sahiptir (Marques vd., 2021).

Bu in vitro çalışmanın amacı tam ve segmental dişsiz yapay çene modellerine yerleştirilen açılı ve düz implantlar ile hasta senaryoları oluşturularak farklı tarama parametrelerinin tarama hassasiyeti üzerine etkisinin değerlendirilmesidir. Bu

doğrultuda, tüm hasta senaryolarında tarayıcının derinlik hassasiyeti en düşük (12mm) ve en yüksek (21mm) olarak ayarlanarak tarama derinliğinin tarayıcı hassasiyeti üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir.

Çalışmanın hipotezi, düz ve açılı yerleştirilmiş tek ve çoklu implantların dijital ölçülerinde, tam ark ve segmental ark dijital ölçü taramalarında ağız içi tarayıcının hassasiyeti açısından fark görülmeyeceği, tarayıcının yazılım parametrelerinde odak uzaklığı parametresinin değiştirilmesinin de hassasiyet üzerinde etkili olmayacağı şeklindedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde İmplant

Protez terimleri sözlüğüne göre ağız içi dental implantlar, “sabit veya hareketli protezler için mukoza veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan alloplastik materyal/materyaller” şeklinde tanımlanır (Glossary vd., 2007). Dental implantların kaybedilen dişlerin yerine başarılı bir tedavi yöntemi olduğu gösterilmiş ve dişsiz hastaların hayat kalitelerini artırdığı görülmüştür.

Diğer alanlarda olduğu gibi implantoloji alanı da uzun bir tarihi süreçten geçmiştir. Gerçek anlamda diş hekimliğinde ilk implant 18. yüzyılda, kök biçimli altından üretilmiş vidalar olmuştur (Brånemark vd., 1969; Ring, 1995). 1886 yılında Edmonds, demirden kemik içi implant yapmayı denemiştir (Chattman vd., 1970). Günümüz implantolojinin gelişimi için en önemli etkenlerden biri Formingini'nin stabiliteyi geliştirebilmek için kemiğin implant kıvrımları arasına girmesini sağlayan içi boş vida şekilli implant geliştirmesi ile olmuştur. 1953 yılında Sollier ve Chercheve implantın vertikal yönde kemiği geçerek vidalarla sabitleştirildiği transosseöz implantları geliştirmiştir (Scacchi vd., 2000). Buna takiben 1960 yılında Brånemark kemik dokusu ile titanyumun tamamen entegre olduğunu görmüş ve tam dişsizlik tedavisinde kullanılabileceğini ortaya koymuştur. İlk yıllarda yapılan ağız içi implantlarda yabancı cisim reaksiyonu ve enfeksiyon riskleri görülsede 1970'li yıllarda implant tasarımı, operasyon ve yerleştirme şekillerinde değişiklikler yapılmıştır. 1977 yılında ilk kez Brånemark osseointegrasyon terimini “canlı kemik ile yük uygulanmış kemik içi implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde görülebilen direkt bağlantı” olarak tanımlamıştır (Albrektsson vd., 1989). Osseointegrasyon terimi günümüze kadar araştırılmış ve uzun dönemdeki implant başarısında en önemli faktör olduğu belirtilmiştir (Albrektsson vd., 1989; Beddis vd., 2012). Dental implantlar kemik ve çevre dokuyla olan ilişkilerine göre endosseöz/endosteal (kemik içi) implantlar, subperiosteal (kemik üzeri) implantlar, intramukozal implantlar, transmandibular implantlar ve endodontik implantlar olarak beş grupta incelenebilirler. Bu implant tiplerinden endosteal (kemik içi) implantlar daha yüksek başarı oranı ve uygulama kolaylığı göstermesi nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir (Hahnel vd., 2015).

2.1.1. İmplant Üstü Protezlerde Tedavi Yöntemleri

1989 yılında implant diş hekimliği için Misch beş protetik tedavi seçeneği öne sürmüştür (Helkimo vd., 1997; Niide vd., 1986; Ingervall vd., 1978). İlk üç tedavi seçeneği sabit protezlerdir, hasta tarafından çıkarılamaz. Parsiyel (bir ya da daha fazla diş eksikliği) ya da total dişsizlik tedavisinde kullanılabilir ve siman veya vida tutuculu olabilirler. Bu tedavi seçenekleri, yerine konulacak sert ve yumuşak doku miktarına, estetik bölgedeki protezin özelliklerine bağlıdır. Protetik sınıflandırma şu şekildedir:

- SP-1 Sabit protez; sadece kuron yerine konur, doğal diş gibi görünür.
- SP-2 Sabit protez; kuronun ve kökün bölümlerinin yerine konur, kuronun konturu oklüzal yarıda normal ancak gingival yarıda aşırı konturlenmiştir.
- SP-3 Sabit protez; dişsiz bölgede eksik kuron ve gingival dişeti ve kökün bölümleri yerine konur, protezlerde sıklıkla yapay diş ve dişeti kullanılır ancak metal destekli porselen de olabilir.
- HP-4 Hareketli protez; implant tarafından tamamen desteklenen overdenture.
- HP-5 Hareketli protez; yumuşak doku ve implant tarafından desteklenen overdenture.

Anterior bölge tek diş eksikliğinde hastaların fonksiyonel, psikolojik sorunlarının yanında estetik kaygıları da önemli bir yer tutmaktadır (Kempainen vd., 1997). Hem anterior hem de posterior bölgede iyi bir restorasyon ve net bir çıkış profili sağlayabilmek açısından yeterli hacimde ve yükseklikte alveol kemiğe ihtiyaç vardır. Bu tedaviler birçok hastada başarılı sonuçlar verse de bazı durumlarda kullanılması kontraendikedir. Bunlar bazı kontrol altına alınamayan periodontal ve sistemik hastalıklar, yetersiz ağız hijyeni, sigara kullanımı, bazı otoimmün ve bağ doku hastalıkları gibi durumlardır. İmplant yerleştirilecek bölgede anatomik yapıların veya çevre sert ve yumuşak doku engelinin olduğu durumlarda işlem öncesinde ortodontik ve cerrahi tedavilerle düzeltmeler yapılabilir. İlgili bölge dışında yüz ve diğer dişlerdeki simetri, insizal çizgi ve okluzal düzlem uyumu, dudak pozisyonu, diş eti çekilmeleri, çeneler arası ilişki dikkatli bir şekilde değerlendirilerek gerekli tedaviler yapılabilir (Sclar vd., 2004). Yapılacak üst yapı restorasyonları vidalı veya simante olmak üzere iki şekilde planlanabilir. Simante üst yapı kullanımı aynı paralellikte olmayan implantlarda açı sorununu kompanse ederek doğal dişe benzer görüntü oluşturulmasına olanak sağlar (Holst vd., 2005). Vidalı restorasyon

kullanımı ise hekimin istediği zaman restorasyonu kolayca çıkarabilmesine ve yeniden aynı şekilde yerleştirebilmesine izin verir. Her iki sistemin de kendisine ait avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır.

Parsiyel dişsizlik durumu estetik ve mekanik açıdan total dişsizlik durumundan farklılık göstermektedir. Bu sebeple vaka planlamaları sırasında dikkat edilmesi gereken birçok nokta vardır. Dişsiz bölgenin uzunluğu ve bölgeye gelecek yük miktarına bağlı olarak planlanan implant sayısı ve çapı değişmektedir. Var olan dişlerin periodontal durumu, arklar arası mesafe implant lokalizasyonunu değiştirebilmektedir (Sclar A. 2004). Cerrahiden önce elde edilen kayıtlar üzerinden cerrahi rehber hazırlanarak implantlar istenilen lokalizasyonda yerleştirilebilir. Dişsiz boşluklarda implantların istenilen pozisyonda yerleştirilemediği durumlarda bazı yazarlar implantla doğal diş veya dişlerin destek alınarak bağlanmasını önermiştir. Doğal dişler çevresindeki periodontal ligament sayesinde gelen kuvvetleri karşılar ve bir miktar hareket edebilir. İmplantların çevresinde böyle bir doku bulunmadığı için ve kemik ile ankiloze bir bağlantı kurulduğundan gelen yük karşısında hareketlilik göstermezler. Bu da implant ve doğal dişin bağlanması sırasında sorunlar oluşmasına neden olabilmektedir. Yapılan çalışmalar sonucunda iki restorasyon arasında ciddi istatistiksel bir farklılık bulunmasa da diş ve implant bağlantısının ileri dönemde komplikasyon oluşturma riskinin yüksek olması nedeniyle mümkün olduğunca implant üstü tedavi planlamaları yapılırken doğal dişlerden bağımsız yapılması önerilmektedir (Hoffmann vd., 2012; Hita-Carrillo vd., 2010; Melilli vd., 2017).

Tam dişsiz hastaların tedavisinde kullanılan total protezler her iki çenede kemik kaybına sebep olarak ileri dönemde protezin fonksiyonunu negatif yönde etkiler. Bu gibi sorunları engellemek için günümüzde tam dişsiz hastalarda sıklıkla implant destekli protezler yapılmaktadır. Total dişsiz hastalarda yapılacak olan implant üstü protez planlamaları sadece implant destekli (sabit veya hareketli) veya implant-doku destekli (hareketli) olabilir. Yapılacak tedavi öncesinde planlamalar, çevre dokular ve kemik durumu dikkatlice incelenerek yapılmalıdır. İmplant-doku destekli hareketli bir protez için genellikle 2 veya 4 implant üzerine planlama yapılmaktadır. Bu durumda implant sayısı özellikle kret şekli dikkate alınarak değerlendirilir. U şekilli kretlerde 2 implant yeterli destek sağlayabilir buna karşılık V şekilli kret varlığında implantların birbirine barla birleştirilmesi gerektiği durumlarda dil alanı daralır ve hastada rahatsızlık hissi uyandırabilir (Brånemark vd., 1977). Bu gibi durumlarda implantların sayısı ve lokalizasyonları

değiştirilebilmektedir. Dişlerini yeni kaybetmiş ve kemik kaybının minimum olduğu durumlarda implant üstü sabit protez yapımı düşünülebilir. Sabit protezlerin daha yüksek maliyet ve oral hijyen sağlamanın zor olması gibi dezavantajlarının yanında, hastada doğal dişiymiş gibi izlenim uyandırması, protez için implant dışında ek doku desteği ihtiyacı olmaması, yumuşak doku irritasyonu oluşumunu engellemesi gibi avantajlara sahiptir (Fredrickson vd., 1994). Restorasyonun yapımı için gereken okluzal mesafe posterior bölgede 9-10 mm, üst anterior bölgede 10-12 mm'dir (Stevens vd., 2000).

2.2. Diş Hekimliğinde Konvansiyonel Ölçü

2.2.1. Ölçü Materyalleri

Diş hekimliğinde ölçü alımı ağız içi dokuların tam bir negatif kaydının elde edilmesini sağlar. Doğru teşhisin ardından başarılı bir tedavi uygulayabilmek için diş ve çevre dokularını ve bunların birbiri ile olan ilişkileri doğru kaydedilip artikülatöre aktarılmalıdır. Yapılacak protetik restorasyonun uyumu kullanılan ölçü materyalinden ve uygulama tekniğinden büyük oranda etkilenmektedir.

On yedinci yüzyılın ortalarında, ölçü alımına yönelik ilk referanslar, Alman askeri-cerrah Gottfried Purman tarafından çenelerin ve dişlerin yeniden üretilmesi için elde edilmiştir. 1756'da Philip Pfaff, dişsiz bir kretten iki parça mum kullanarak ölçü alan ve paris alçısı kullanarak model elde eden ilk kişiydi. Kullanılan diğer ölçü malzemeleri çinko oksit öjenol ve birleşimleri idi. Ancak bu ölçü materyali andırkatlı bölgelerde bozulma ve kırılmalara yeterli direnç gösteremediği için kullanımı sınırlı kalmıştır. Bu dezavantajlarından dolayı elastik ölçü materyalleri kullanıma sunulmuştur. 1925 yılında reversible hidrokolloidler tanıtıldı ve buna takiben 1941 yılında irreversible hidrokolloidler piyasada mevcut hale geldi. Hidrokolloidlerin su kaybı sonucu boyutsal stabilitelerinin değişmesi ölçü doğruluğunu negatif yönde etkileyen bir dezavantajdı. Bu sebepten 1953 yılında polisülfid ve kondanse silikon kullanılmış ancak onlar da ölçü alımını takip eden saatlerde düşük molekül ağırlıklı yan ürünlerin buharlaşması sebebiyle boyutsal değişikliğe uğramıştır. 1960'ların sonlarında, polieter, geliştirilmiş mekanik özellikler ve düşük büzülme göstermesi sebebiyle alternatif bir polimer olarak önerilmiştir (Punj vd., 2017). 1970'lerde polivinil siloksan (PVS) piyasaya sunulmuş ve üstün boyutsal stabilitesi nedeniyle kullanımı yaygınlaşmıştır.

Ölçü maddelerinin klinikte seçimi temel olarak yapılan işe, kullanılan ölçü yöntemine, klinisyenin tercihinine ve ekonomik etkenlere göre değişmektedir. Sabit protezlerin yapımında elastomerik ölçü materyalleri yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Kimyasal yapılarına göre polisülfid, polieter ve silikonlar (silansiloksan ve polivinil siloksan) olmak üzere üç gruba ayrılır.

2.2.1.1. Polisülfid

Esas molekül merkaptan olarak da isimlendirilen terminal karbon atomuna sülfid bağlanmış polimerdir (Phillips vd., 1969). Polisülfid polimeri ve inert dolgu maddeleri (titanyum dioksit, çinko oksit, çinko sülfid ve silika) içeren bir baz ve kurşun dioksit, hidrate bakır oksit ya da organik peroksit, sülfür ve dibütil ftalat içeren katalizörden oluşan iki pat halinde kullanılır, düşük, orta ve yüksek viskoziteli formlarda bulunurlar. Nem ve sıcaklık artışı reaksiyonu hızlandırır. Bu sebeple sertleşme süresinin uzatılması gerekirse materyal soğuk bir yerde muhafaza edilmeli veya kullanılmadan önce 10 dakika 18°C'deki suda bekletilmelidir (Craig's vd., 1998). Polisülfidler tiksotropiktirler, karıştırma esnasında viskoziteleri düşer. Basınç kaldırıldığı zaman ise viskozitesi artar. Bu da yüzey detaylarını net olarak yansıtabilmesine sebep olur. Reaksiyon ekzotermiktir. Meydana gelen ısıdan oda sıcaklığına geçişte ısı kontraksiyonu meydana gelir (Craig's vd., 1998). Büzülmenin diğer nedeni de polimerizasyon reaksiyonunun bir süre daha devam etmesi ve yan ürün olarak su açığa çıkmasıdır. Boyutsal stabiliteleri iyidir ve yırtılmaya karşı dirençleri yüksektir.

Fakat elastomerler arasında en düşük elastik düzelme oranına sahiptir. Ölçü elde edildikten sonra en fazla 30 dk içinde model elde edilmeli ve tekrar dökümü mümkün olmayıp her ölçü sadece bir kere kullanılabilir. Daimî deformasyon oranları yüksektir. Kullanımı sırasında özel kaşık ve adeziv gerektirir (Rubel vd., 1991). Yüksek yırtılma direnci sebebiyle subgingival alanlarda ve andırkatlı bölgelerde rahatlıkla kullanılabilir. Hidrokolloidlerden farklı olarak hidrofobiktir. En büyük dezavantajları; içerdiği kurşunun tükürüğe nüfuz etmesi, kahverengi olmaları nedeniyle kirli görünmeleri ve kötü kokuya sahip olmalarıdır.

2.2.1.2. Polieter

1960 'lı yılların sonunda tanıtılmış elastomerik ölçü materyalidir. Polieter ölçü materyali tetrametilen glikol ve bu zincire bağlı imino gruplarından oluşmuştur. İki patlı sistemler olarak kullanıma sunulmuştur. İlk polieter ölçü materyalleri orta kıvamlıdır. Şuan piyasada düşük, orta ve yüksek viskozitelerde mevcuttur ve pseudoplastik özelliği dolayısıyla tek fazlı veya katı ve akıcı kıvamlı materyallerin kullanımı ile birlikte tek aşama çift karıştırma tekniği ile kullanılabilir. Polieter başlangıçta tek fazlı ölçü yönteminde en çok tercih edilen materyallerden idi. Sertleşme süresi sırasında açılan reaktif halkalar, ana yapıdan ayrılmadan diğer bir halkanın açılmasına sebep olur, böylece bir reaksiyon zincirini başlatılır. Bu polimerizasyon mekanizması 'Snap-set' ismini alır. Polietere özgü olan bu durum çalışma sürecinden sertleşmiş hale hızlı bir geçiş özelliği kazandırır. Bunun avantajı materyalin çalışma zamanı bitmeden sertleşmemesi ve sertleşme gerçekleştiğinde ise bunun çok hızlı olmasıdır (Panichuttra vd., 1991; Hamalian vd., 2011). Sertleşme reaksiyonun ortalama süresi 2,5 dakikadır (Chai vd., 1998). Polimerizasyon süreci sırasında herhangi bir yan ürün oluşmaması nedeniyle yüksek boyutsal stabilite gösterir (Keskin, 2019). Karıştırma işleminden sonra gösterdiği visko elastik özellik ve sertleşme süresinin kısa olması nedeni ile karıştırıldıktan hemen sonra ağıza yerleştirilmelidir (Mandikos vd., 1998). Polieterin ıslanma açısı düşüktür, bundan dolayı tam ark restorasyonların kaydını almak polivinil siloksandan daha kolaydır (Craig's vd., 2012). Yüksek ıslatabilirlik özelliklerinde dolayı alçı dökümü kolaydır. Ölçü alınımına takiben 24 saat sonra % 0,3 büzülme gösterdiği belirtilmiştir (Suprono vd., 2012). Hidrofilik özellikleri nedeniyle yüksek nemli ortamda bırakılması ölçüde distorsiyona neden olabilmektedir (Mandikos vd., 1998). Polieter ölçü maddesi ile alınmış ölçüler 1 haftaya kadar kuru ortamda bulunma koşulu ile boyutsal stabilitesi değişmeden saklanabilir (Craig's and Powers, 2002; Hembree vd., 1984). Ancak net bir model eldesi için ölçünün ağızdan çıkarıldıktan sonra kuru ortamda muhafaza edilerek 1 saat içinde dökülmesi önerilmektedir (Craig's vd., 1994). Elastik düzelme oranı %98,5 civarındadır (Gonçalves vd., 2011). Bu nedenle aynı ölçüden iki kez model dökülmesine izin verir. Oldukça rijit bir materyaldir, elastomerlerin en çok sertleşeni olarak kabul edilirler. Bu yüzden andırkatlı bölgelerde ölçünün ağızdan çıkarılması ve modelden uzaklaştırılması sırasında zorluklar yaşanabilir. Bu gibi durumlarda andırkatların bloke edilmesi ve ölçü ile kaşık arasında en az 4 mm'lik ölçü maddesi bırakılması önerilmektedir (Phillips vd., 1969). Polieterin sertleşme sonrası oluşan katılığı, implant üstü protezler için ölçü

alırken transfer başlıklarının doğru pozisyonlanması açısından avantaj sağlamaktadır. Ancak bu katılık, doku andırtıklarından çıkarılırken zorluk yaşanmasına ve modelin ölçüden ayrılırken kırılmasına sebep olabilir (Cullen vd., 1991). Bu sebeplerden dolayı yeni nesil yumuşak polieter ölçü materyalleri piyasaya sunulmuştur (Rubel vd., 2007). Daha düşük kıvam ve sertleştikten sonra daha esnek olan bu tek aşama polieter ölçü materyallerinin ideal çalışma zamanı ve yırtılma direnci göstermesi amaçlanmıştır.

2.2.1.3. Silansiloksan (Kondanzasyon Silikonu)

Günümüzde özellikle diş destekli sabit protez yapımında sıklıkla kullanılmaktadır. Polidimetilsiloksan isimli lineer bir silikondan oluşan polimer bir baz ve kalay oktoat ve alkil silikat içeren aktivatörden oluşmaktadır. Bu materyaller orta viskozite baz ve düşük viskozite-likit katalizör (veya orta viskozite katalizör), çift orta viskozite sistem veya çift putty kıvamlı sistem olarak sunulmaktadır. Materyalin baz kısmı α - ω -hidroksil ile sonlandırılmış polidimetil siloksandan oluşmuştur. Çapraz bağlanma kalay oktoat varlığında silikon polimerlerinin terminal hidroksil grupları ile alkil silikat arasında gerçekleşir. 2-8 mikron arasında değişen, kalsiyum karbonat veya silika reaksiyon başladığında plastik özellikten elastik özelliğe geçiş kademeli olarak devam eder (Rubel vd., 2007). Ölçünün elastik özelliğe geçişi tamamlanmadan ağızdan çıkarılması veya elastik özelliğe geçiş yapmaya başlayan ölçünün hasta ağzına yerleştirilmesi ölçüde kalıcı deformasyon oluşmasına sebep olur. Çalışma süresi 3-4 dakika, sertleşme süresi ise 6-8 dakikadır (Craig's and William, 2011). Serleşme reaksiyonu sonucu düşük yoğunluktaki maddede yan ürün olarak alkol açığa çıkar, bu da ölçünün boyutsal değişimine sebep olur. İlk 24 saat içinde meydana bu gelen büzülme oranı % 0,2-1 arasında değişir. Bu değişimin büyük bir kısmı ilk 1 saat içinde gerçekleşir (Marcinak vd., 1980). Üretici firmalar tarafından boyutsal stabiliteyi düzenlemek için ürün içeriğindeki doldurucu oranını artırılmış, polimer oranını azaltılmıştır. Bunun yanında boyutsal değişimi en aza indirmek için yapılanlardan biri de ölçünün putty-wash tekniği ile alınmasıdır. İki aşamada alınan bu ölçü yöntemi büzülmeyi bir miktar azaltmaktadır (Giordano vd., 2000). Katalizörün belirli bir raf ömrü vardır. Stannözün partikülleri gibi doldurucular içerir. Düşük viskoziteli formda % 35 oranında yüksek viskoziteli formda % 75 oranında doldurucu içermektedir. Katalizör kısmında aynı zamanda organik metal esterleri ve incelticiler içermektedir. Katalizör ve baz oranı ile çalışma

zamanı ayarlanabilmektedir (Anusavice vd., 2003). Bu oranın değişmesi çalışma ve sertleşme süresini değiştirerek ölçünün kalitesini negatif yönde etkilemektedir. Yeterli miktarda karıştırılmayan baz ve katalizatör, içerisinde kalan kalay oktoat nedeniyle cilt ve mukozada irritasyona neden olur (Marcinak vd., 1980). Polimerizasyonu kondanzasyon reaksiyonu ile gerçekleştiğinden bu ismi almıştır. Okside olması ve ortoetil silikat esterinin varlığı stabil kalmasını engeller. Kondanse silikonlar hidrofobik yapıdadır bu da ölçü alınımı sırasında zorluklara neden olmaktadır. Bölgenin kuru olmalı ve dişeti oluşu sıvısı, kan veya tükürük gibi yapıların tamamen uzaklaştırılmasını gerekir. Ancak iyi elastik özelliğe sahip olması, temizliği ve manipülasyonunun kolay olması, kullanım sırasında özel kaşık gerektirmemesi kullanımını yaygın hale getirmiştir (William vd., 2002; Hamalian vd., 2011).

2.2.1.4. İlave Silikon (Polivinil Siloksan)

İlave silikon aynı zamanda polivinil siloksan (PVS) veya vinil polisiloksan (VPS) ölçü malzemesi olarak da bilinir. Kondanse silikondan farklı olarak ilave silikonda divinilpolisiloksan ve polimetilhidrosiloksan arasında katalizör olarak platin tuzunun kullanılması ile ilave polimerizasyon gerçekleşir. Baz kısım polimetilhidrosiloksan ve divinilpolisiloksan, kataliz kısım ise divinilpolisiloksan ve platin tuzu içerir. Her iki yapı doldurucu içerir. Doğru oranlarda divinilpolisiloksan ve polimetilhidrosiloksanın kullanıldığı durumlarda reaksiyon sonucu hiçbir yan ürün oluşmaz. Ancak malzemede artık kalan polimetilhidrosiloksan kendi içinde veya nemle ikincil bir reaksiyona girerek hidrojen gazı açığa çıkmasına neden olur. Açığa çıkan hidrojen gazı ölçüde herhangi bir boyutsal değişime sebep olmaz, alçı dökümü hemen gerçekleşirse alçı model içinde noktasal boşlukların oluşmasına sebep olur. Bazı üreticiler bu durumu engellemek için üretim sırasında palladium gibi soy metaller ilave edebilirler. Hidrojen gazı açığa çıkaran ilave silikonların kullanıldığı durumlarda ölçünün model elde edilmeden önce bekletilmesi önerilmektedir.

İlave silikonların hem baz hem de katalizör kısmı benzer içerikte olduğu için genellikle aynı form ve kıvamda bulunabilir, bu da daha kolay karıştırılabilmelerine olanak sağlar. İki pat halinde bulunabilen ölçü materyalinin düşük, orta, yüksek ve çok yüksek (putty) viskoziteli formları mevcuttur (Craig's ve Powers, 2002).

Silikon ölçü materyallerinin en önemli dezavantajlarından biri de hidrofobik yapıda olmasıdır. Hidrofilik yüzey özelliklerinin artırılması için bazı üreticiler tarafından üretim aşamasında non-iyonik surfaktan ilavesi yapılmıştır. Ancak hala ideal bir ölçü elde etmek için kuru yüzeye ihtiyaç vardır. Surfaktan eklenmesi aynı zamanda çekme dayanıklılığını azaltmaktadır. Bu da ölçünün ağızdan çıkarılma esnasındaki deformasyon olasılığını artırmaktadır. Lateks eldivenlerdeki doğal sülfür ilave silikonun sertleşmesini engelleyerek kimyasal yapısının bozulmasına neden olur. Bu etkiyi azaltmak için kullanımdan önce deterjan ve su ile yıkayarak bu etki azaltılabilir. Bazı vinil eldivenlerde de üretim sürecinde sülfür kullanılması benzer etki oluşmasına sebep olsa da genel olarak ilave silikon kullanımı sırasında vinil veya nitril eldiven kullanılması önerilmektedir. Sadece ölçü karıştırma sırasında değil ölçüyü hasta ağzına yerleştirmeden önce ölçü alınacak yüzeylere sulfur içerikli eldivenlerle dokunulması kritik yüzeylerde ölçü inhibisyonuna neden olur. Geçici restorasyon yapımında kullanılan akrilik içindeki artık monomerler ve rezin kompozit korlar da yine ilave silikon üzerinde benzer etki göstermektedir. Surfaktan ilavesi model eldesi sırasında % 26-55 daha az hava kabarcığı oluşumuna neden olduğu görülmüştür.

Medium-body ilave silikon ölçü materyali teşhis modeli ölçüsü için aljinat yerine kullanılabilecek bir alternatif haline gelmiştir. Tek aşamada elde edilmesi, detayları daha net vermesi, ölçünün birden fazla kez kullanılabilmesi ve irreversible hidrokolloidler gibi boyutsal değişiklik göstermemesi gibi avantajlara sahip olması kullanım alanını genişletmiştir.

Yüksek yırtılma direncine sahiptirler ve deformasyona karşı dayanıklı bir ölçü materyalidir. Alınan ölçüden birden fazla model elde edilebilir. Model elde etmek için süre kısıtlılığı yoktur, ölçüler 1 hafta sonra bile dökülebilir (William vd., 2002). İlave silikonlar % 99 oranında elastik geri dönüş kapasitesine sahiptir. Bu oranın mevcut elastomerik ölçü materyallerinin arasında en iyi elastik düzelme oranı olduğu belirtilmiştir (Chugh vd., 2012).

Otomatik karıştırıcı, tabanca, şırıngalar ve elle karıştırılabilir vizkozitedeki formları vardır. Bu da klinisyenler için kullanım kolaylığı sağlar. Hamur kıvamlarının benzerliği otomatik karıştırma cihazı için de uygundur (Chew vd., 1993).

2.2.1.5. Vinil Siloksan Eter (Vinil Polieter Siloksan)

Polieter ve ilave silikonun özelliklerini birleştiren, yeni bir ölçü malzemesi vinil siloksan eter veya vinil polieter siloksan, 2009 yılında piyasaya sunulmuştur. Özellikle derin ve dar dişeti oluşu ve andırkatlı bölgelerin varlığında bu materyal ilave silikonun ağızdan çıkarılma kolaylığı ile polieterin hidrofilik olma özelliğini bir araya getirerek kullanım kolaylığı sağladığı bildirilmiştir (Bhakta vd., 2011). İyi bir akıcılığa sahip olması ölçü yüzeyinde kabarcık oluşumunu en aza indirir. Yüksek boyutsal stabilite, yırtılma direnci, uzun çalışma zamanı, kısa polimerizasyon süresi ve hastayı rahatsız etmeyecek tat ve kokuya sahip olması kullanım alanını genişletmiştir. Üretici firmalar tarafından 2 haftaya kadar alçı dökümünün mümkün olduğu söylenmektedir (Nassar vd., 2013). Ölçü materyallerine hidrofilik özelliğin artırılması için eklenen surfaktana gerek olmadan üreticiler bu materyale % 5-20 oranında polieter eklemiştir (Kiraz vd., 2022).

Vinil siloksan eterle elde edilen ölçüler aynı zamanda endirekt dijital ölçü; yani hastadan konvansiyonel yöntemle alınan ölçünün laboratuvar tarayıcısı ile dijitalleştirilmesine de olanak tanır. Yüzey özellikleri ve parlaklıklarının iyi olması nedeniyle pudra kullanımı gerektirmeden taranabilirler (García-Martínez vd., 2021; Enkling vd., 2012).

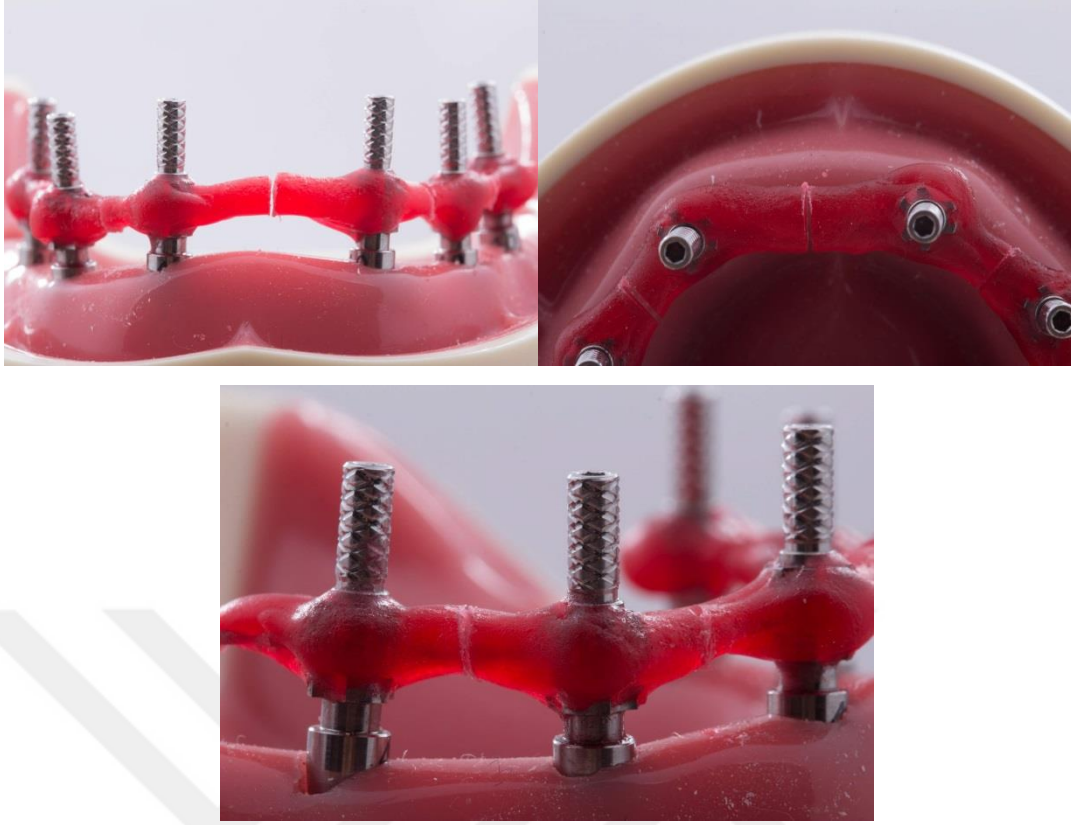
2.2.2. İmplantüstü Protezlerde Ölçü

İmplantların başarısı, osseointegrasyonuna ve protezin pasif uyumuna bağlıdır. Osseointegrasyon, cerrahi ve restoratif tekniklerin hassasiyetine, yumuşak doku yönetimine, hastanın genel ve ağız sağlığına bağlı olarak birçok faktörden etkilenmektedir. İmplantların kemik ile direk bağlantılarından dolayı fonksiyonel olarak ankiloze olması, periodontal bağın olmaması doğal dişlerden farklı olarak oldukça sınırlı hareketlilik (~10 µm) göstermesine sebep olmaktadır. İmplant üstü protezlerde pasif uyumsuzluk sonucunda biyomekanik başarısızlıklar meydana gelmektedir. Konuyla ilgili literatürler incelendiğinde protetik planlamanın doğru yapılmasına rağmen ölçü dahil birçok faktör pasif uyumu etkilemektedir. Bu uyumsuzluk üst yapının implantlara bağlanması sonrasında yapı içerisinde önemli ölçüde statik ve dinamik yükler ortaya çıkardığı düşünülmektedir. Dinamik (çekme ve sıkıştırma; fonksiyonel ve parafonksiyonel) ve statik (yanlış üst yapı bağlantıları) kuvvetlerin varlığında stres tüm birleşenlere aktarılır ve bu kuvvet protez

yerleştirildikten sonra da devam etmektedir. Bu durum implantın kaybına veya metal yorgunluğuna bağlı kırılmalara neden olabilir. Aynı zamanda fazla yükleme sonucu vida gevşemesi ve kırılması görülebilir. Pasif uyum ölçü alımı aşamasından itibaren final restorasyonun bitimine kadar her aşamadan etkilenmektedir. Klinik kabul edilebilir uyumsuzluğun 150 μm 'dan daha küçük olması gerektiği bildirmiştir (Lee vd., 2008).

İmplant destekli protezlerin yapımında temel olarak geleneksel ve dijital olmak üzere iki yöntem kullanılmaktadır. Geleneksel ölçü yöntemleri direkt (açık kaşık ölçü yöntemi, pick-up ölçü yöntemi) yöntem ve endirekt (kapalı kaşık ölçü yöntemi, transfer ölçü yöntemi) yöntem kullanılmaktadır. Açık kaşık ölçü yöntemi, birbirine paralel olmayan, apiko-koronal olarak derine yerleştirilmiş implant konumlarının varlığında veya bilateral çoklu implant uygulamalarının olduğu durumlarda tercih edilir. Bu ölçü tekniğinde, elastomerik ölçü materyalleri kullanılarak standart ölçü kaşığı ile ölçü elde edilir. Ölçüden elde edilen model üzerinde yumuşak dokunun olduğu rezidüel kretin üzerine mum ile 1 mm rölyef yapılır. Ayrıca kanin ve birinci büyük azı bölgesinde stop oluşturulur. Bu model üzerine soğuk akrilik ya da ışıkla polimerize olan akrilik kullanılarak bireysel ölçü kaşığı hazırlanır. Hazırlanan bireysel kaşıktaki implantlara denk gelen alanlarda transfer parçalarının çıkabileceği delikler oluşturulur. Bu şekilde ölçü transfer başlıklarının vidaları görülebilir ve ölçü ağızdan çıkarılmadan önce gevşetilebilirler. Ölçü çıkarıldıktan sonra implant analogları ölçü başlıklarına sabitlenir ve alçı dökülerek ana model elde edilir.

Özellikle implant üstü restorasyonlarda bireysel kaşık rijit olmalıdır ve akıcı kıvrımlı ölçü materyalinin her bir ölçü başlığının çevresine ulaşmasını sağlayabilmelidir. Ölçü alımı sırasında ölçü başlıkları birbirine bağlanabilir. Bu amaçla, ışıkla sertleşen kompozit rezin, ölçü alçısı, akrilik rezin veya otopolimerizan akrilik rezin diş ipiyle veya barlar ile birlikte kullanılabilir (Şekil 2.1.).



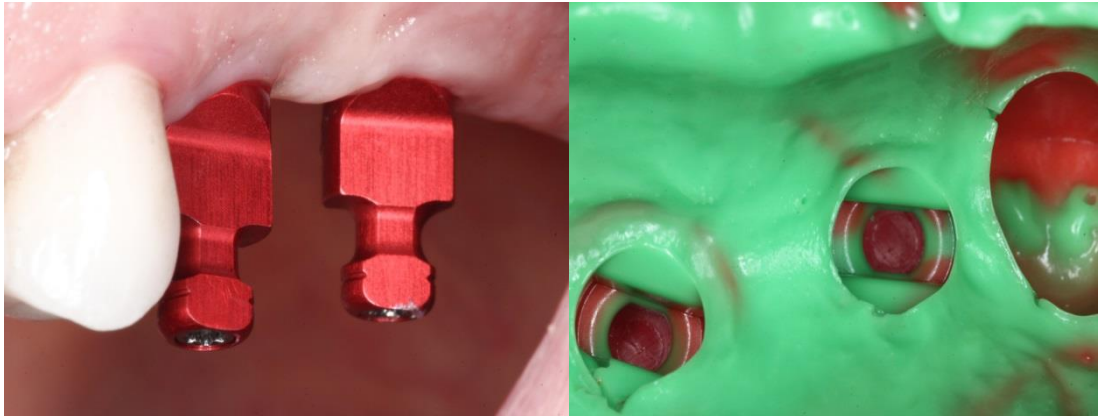
Şekil 2.1. Açık kaşık ölçü yönteminde ölçü parçalarının splintlenmesi

Kapalı kaşık ölçü yönteminde ise kişisel kaşık hazırlanmasına gerek yoktur. Uygun ölçü parçası seçildikten sonra standart ölçü kaşığı kullanılarak ölçü elde edilir. Ölçü parçaları hasta ağzından çıkartılarak implant analoguna bağlanır ve ölçü içine tekrar yerleştirildikten sonra ana model elde edilir. Kolay bir ölçü yöntemi olmasına rağmen özellikle ölçü postlarının ölçü içine tekrar yerleştirilmesi sırasında hata olasılığının yüksek olduğu görülmüştür. Bu sorunu çözebilmek için bazı üretici firmalar kapalı kaşık ölçü postlarının üzerine yerleştirilen plastik kapaklar üretmiştir. Ölçü alınımı sırasında plastik kapaklar ölçü içinde kalır ve çıkarılan ölçü parçası tekrar ölçü içerisine yerleştirildiğinde hata oranı aza indirilmiş olur (Şekil 2.2.a.).

Ölçü materyalinin, kişisel kaşık kullanılmaması nedeniyle her yerde eşit dağılım ve eşit kalınlık sergileyememesinin implant ölçüsünde hatalara neden olduğu gösterilmiştir. İmplantların paralel olarak yerleştirilmediği durumlarda endirekt yöntem kullanıldığında, kaşığın ağızdan uzaklaştırılması sırasında ölçü başlıkları ölçü materyalinde deformasyona neden olabileceği bildirilmiştir (Agarwal vd., 2020; Arieli vd.,2022).



a. Plastik kapak ölçü parçalarının dahil olduğu kapalı kaşık ölçü sistemi



b. Standart ölçü parçalarının dahil olduğu kapalı kaşık ölçü sistemi

Şekil 2.2. Kapalı kaşık ölçü yöntemi

2.2.2.1. Snap-fit Ölçü Tekniği/Press-fit

Snap-fit ölçü tekniği, kapalı kaşık ölçü tekniği olarak kabul edilen bir tekniktir. Hem açık hem de kapalı kaşık ölçü yöntemlerinin avantajlarını bir araya getirir. Bu

teknikte implantlar üzerine plastik ölçü parçaları yerleştirilir ve ölçü ağızdan çıkarıldığında plastik ölçü parçaları kayıt içinde kalmış olur. İmplant analogları ölçü içindeki plastik parçalara uygun şekilde oturtulur (Şekil 2.3.). Açık kaşık ölçü tekniğinden farklı olarak daha büyük kişiye özel ölçü kaşığı ihtiyacı yoktur. Ağız açıklığı kısıtlı olan hastalarda veya posterior implant varlığında çıkarılması zor olan uzun ölçü parçası vidalarının olmaması, ölçü parçalarının implantlara vidalama yerine bastırılarak yerleştirilip daha kolay manipüle edilebilmesi, daha az çalışma zamanı gerektirmesi ve hem hekim hem de hasta için daha rahat kullanım sağlaması gibi avantajlara sahiptir. Bunların yanında, implant analogunun ölçü parçasına yerleştirilmesi sırasındaki hatalar veya kullanıma bağlı plastik parçadaki deformasyon ölçü doğruluğunu negatif yönde etkileyebilmektedir (Tafti vd., 2019). Açık kaşık ölçü yöntemi ile karşılaştırıldığı bazı yayınlarda benzer hassasiyet değerleri gösterdiği görülmüştür (Arieli vd., 2022; Akça vd., 2004).



Şekil 2.3. Snap-fit ölçü yöntemi

İmplant destekli protezlerin yapımında ölçü elde etme işlemi dayanak seviyesi ve implant seviyesinde olmak üzere iki farklı şekilde olabilmektedir. Dayanak seviyesi ölçü alınımında, iyileşme başlığı çıkarıldıktan sonra dayanak hasta ağızına yerleştirilir ve uygun kurallar dahilinde preparasyonu gerçekleştirilir. Veya daha önceden hasta ağızında seçilen uygun dayanak üzerinden geleneksel ölçü elde edilir. Laboratuvara gönderilen ölçü üzerine döküm yapılarak üst yapı elde edilir. Hasta başında direkt dayanak seçimi yapılması, hekimin kendi isteği doğrultusunda preperasyon yapabilmesi gibi avantajları olmasına rağmen; laboratuvar aşamalarının yeterli hassasiyete sahip olamaması sebebiyle kullanımı çok fazla tavsiye edilmemektedir (Burns vd., 2003). Yine tam dişsiz hastalarda, özellikle açılı implantların var olduğu durumlarda multi-unit dayanaklar kullanılabilir. Bu

dayanakların kullanıldığı durumlarda da dayanak seviyesi ölçü alınabilir. Hasta başında uygun dayanak seçilir ve uygun tork kuvveti ile implanta yerleştirilir. Dayanakların üzerine üretici firmaya özel plastik ölçü parçaları yerleştirilir ve kapalı kaşık ölçü tekniği ile ölçü alınır. Ölçü çıkarıldıktan sonra analog ölçü içine yerleştirilerek çalışma modeli elde edilir (Burns vd., 2003; Alghazzawi vd., 2016; Bartlett vd., 2002).

İmplant seviyesi ölçü alımında ise kapalı veya açık ölçü yöntemi kullanımına bağlı olarak uygun ölçü parçası seçilmesi ile ölçü elde edilir. Laboratuvarında hastaya özel dayanak hazırlanabilmesi, geçici restorasyon yapımındaki kolaylık, hasta başında geçirilen sürenin azalması ve ölçü dökümü sırasındaki hassasiyetin artması gibi avantajlara sahiptir.

2.2.2.2. Ölçü Doğruluğunu Etkileyen Faktörler

İmplant üstü restorasyonlarda geleneksel yöntemle ölçü elde etme sırasında ölçü doğruluğunu en çok etkileyen faktörler; ölçü tekniği ve ölçü materyali, implantların birbirine bağlanması gereken durumlarda kullanılacak splint materyali, var olan implantların sayısı ve açısı olarak sayılabilir.

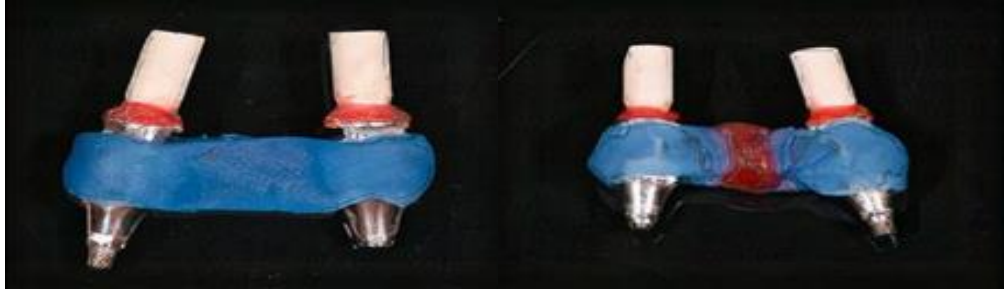
Endirekt yöntem özellikle ulaşımın zor olduğu bölgelerde, implantların posteriora yerleştirildiği, ağız açıklığının sınırlı olduğu, bulantı refleksinin olduğu, ölçünün hasta ağızdan kısa sürede çıkarılması gereken durumlarda kullanım kolaylığı sağlar. İmplant sayısının ve açısının çok olması ölçü doğruluğunun büyük oranda azalmasına sebep olur. Ölçü parçalarının ölçü alındıktan sonra ağızdan çıkarılıp tekrar ölçü içerisine yerleştirilmesi sırasında hatalar oluşabileceği görülmüştür. Açılı implantların varlığı ölçünün ağızdan çıkarılma sırasında deformasyona uğramasına neden olur. Bu gibi durumlarda direkt tekniğin kullanımı avantaj sağlar. Direkt ölçü yönteminde ölçü ağızdan çıkarılırken veya ölçü parçası implant analoguna bağlanırken oluşabilecek rotasyon hareketini önlemek için ölçü parçalarının splintlenmesi gerekmektedir. Splintleme materyali olarak akrilik rezin, ölçü alçısı, kompozit rezinler, silikon esaslı okluzal kapanış materyalleri kullanılmaktadır (Şekil 2.4.). Okluzal kapanış materyallerinin iyi boyutsal stabiliteye sahip olması ve rijit olması bu amaçla kullanımda kolaylık sağlamıştır. En çok kullanılan splintleme materyali olan akrilik rezinlerin otopolimerizan, prefabrike akrilik rezin bar ve dual-cure akrilik rezin formları bulunmaktadır. Akrilik rezin materyallerin en önemli

dezavantajı polimerizasyon büzülmesi göstermesidir. Bu oran ilk 17 dakika içerisinde % 80, 24 saat sonra ise % 9 oranında oluşmaktadır. Büzülmeye bağlı gelişebilecek olan distorsiyonları engellemek için en çok kullanılan yöntem oluşturulan bağlantının kesilerek arada ince bir boşluk oluşturulması ve bu boşluğun hasta ağızında tekrar akrilik rezin kullanılarak bağlanmasıdır. Bunun dışında prefabrik akrilik rezin bar kullanımı da doğru sonuçlar göstermiştir (Rutkunas vd., 2022). Akrilik rezinlerin hasta ağızında tekrar birleştirilmesinin diğer splint materyallerine göre yapılan araştırmalar sonucu en doğru bağlantıyı sağladığı görülmüştür.



a. ölçü alçısı

b. otopolimerizan akrilik rezin



c. ışıkla polimerize akrilik rezin

d. ışıkla sertleşen akrilik rezin



e. kapanış materyali

f. kapanış meteryali



g.bis-akril kompozit rezin

h. 3B üretilmiş akrilik rezin

Şekil 2.4. İmplantların farklı splint materyali / yöntemi kullanılarak splintlenmesi a. ölçü alçısı, b. fotopolimerizan akrilik rezin, c. ışıkla polimerize edilen akrilik rezin, d. ışıkla polimerize edile akrilik rezin kesilip tekrar bağlanması, e. PVS kapanış materyali, f. bis-akril kapanış materyali, g. bis-akril kompozit rezin, h. 3B yazıcı ile üretilmiş akrilik rezin

Ölçü doğruluğunu etkileyen bir diğer etken ise kullanılan ölçü materyalidir. Bu amaçla en çok polieter, ilave silikon ve polivinil siloksan eter kullanılmaktadır. Polieter ve ilave silikon ölçü materyallerinin karşılaştırılması üzerine yapılan çalışmaların birçoğunda iki materyal arasında doğruluk açısından anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Bazı araştırmacılar polieterin ilave silikona göre daha doğru sonuç gösterdiği (Burns vd., 2013; Farhan vd., 2016), bazı araştırmacılara göre ise ilave silikonun daha iyi sonuç gösterdiği bildirilmiştir (Enkling vd., 2012). Wee ve arkadaşları, farklı viskozitelere sahip ilave silikon ve polieter ölçü materyallerini kullanarak ölçü elde etmiş ve direkt ölçü tekniğinin kullanıldığı durumlarda orta viskozitede polieter veya yüksek viskoziteli ilave silikon kullanımını önermiştir (Wee vd., 2000). Başka bir çalışmada implanlar endirekt, splintli ve splintsiz direkt teknik kullanılarak polieter ve ilave silikon ile ölçü elde edilmiştir. Splintli ve splintsiz direkt ölçü yöntemi kullanılarak alınan ölçülerde iki ölçü materyali arasında herhangi bir fark görülmezken; endirekt ölçü yönteminin kullanılması durumunda ilave silikonun daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Baig vd., 2019). Son yıllarda polieter ve ilave silikonun özelliklerinin bir araya getirilmesi ile geliştirilen VPES ölçü materyalleri kullanıma sunulmuştur. Bu ölçü materyalleri ile ilgili yeterli sayıda araştırma bulunmaması ile birlikte yapılan çalışmalar sonucu VPES'in polietera denk veya üstün özellikler gösterdiği ve implant üstü ölçülerde iyi bir alternatif olduğu belirtilmiştir (Thongthammachat vd., 2002). VPES ve PVS ölçü materyallerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda her iki ölçü materyalinin de mükemmel boyutsal stabilite gösterdiğini ve ölçü alındıktan 2 hafta sonra bile model elde

edilebileceğini, ancak VPES ile en doğru model elde edildiği bildirilmiştir (Baig M vd., 2019).

İmplant üstü restorasyonlarda ölçü doğruluğunu etkileyen bir diğer etken kullanılan ölçü parçalarıdır. Doğruluğun artırılması için farklı tasarım ve materyallerden ölçü parçaları geliştirilmiştir (Şekil 2.5). Yapılan bir çalışmada, dört adet implant yerleştirilmiş model üzerine iki farklı implant sisteminin plastik ve metal ölçü parçaları yerleştirilmiş ve alınan ölçü ile yapılan metal alt yapıların uyum değerlendirilmesi yapılmıştır. Sistemlerden birinde metal ve plastik ölçü parçaları arasında herhangi bir fark bulunmazken diğer sistemde metal kopinglerin plastik kopinglerden daha doğru sonuç verdiği gösterilmiştir (Rutkūnas, 2017). Metal ve plastik ölçü parçalarının karşılaştırıldığı başka bir çalışmada metal ölçü parçalarının daha doğru sonuç gösterdiği görülmüştür. Plastik ölçü parçalarının ölçü alma, model elde etme sırasında deformasyona uğradığı sonucuna varılmıştır (Roig vd., 2019). Ölçü parçalarının tasarımları ile ilgili yapılan çalışmalardan birinde ise iki farklı implant sistemi kare ve konik şekilli ölçü parçaları kullanılarak direkt ve endirekt ölçü tekniği ile ölçü elde edilmiş ve çalışma sonucu konik şekilli ölçü parçalarının kare şekilli ölçü parçalarından daha doğru sonuç verdiği bildirilmiştir (Del'acqua, 2012).



Şekil 2.5. Farklı implant sistemlerine ait ölçü parçaları

2.3. Diş Hekimliğinde Dijital Ölçü

Diş hekimliğinde ağız içi tarayıcı kullanımı, optik tarayıcılar vasıtasıyla elde edilen verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımlarının oluşturulması ve geniş bir ürün aralığında üretilmesi esasına dayanmaktadır. Bu sistemler uzun süre endüstri sahasında kullanılmasına rağmen diş hekimliğinde kullanımı 1980'lere kadar mevcut değildi. CAD-CAM teknolojilerinin diş hekimliğinde kullanıma başlanması 1970'lerde Bruce Altschuler ile ABD'de, Francois Duret ile Fransa'da, Werner Mormann ve Marco Brandestini ile İsviçre'de başlanmıştır. 1984'te Duretin "Duret system" olarak geliştirdiği ve devamında "Sopha Bioconcept System" olarak satışa sunulan bu sistem tek üye-tam kuron yapımında kullanılmıştır. Ancak sistemin karmaşık olması ve yüksek maliyeti nedeniyle dental marketlerde başarı elde etmemiştir. İlk diş hekimliği alanında kullanılabilen ticari CAD-CAM sistemi Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC sistemi olmuştur. Bu sistemle hasta başında ağız içi kameralarla ölçü elde edilerek tasarım yapılır ve aynı seansta üretim yapılarak hastaya teslim edilebilir (Liu vd., 2005). Aynı yıllarda Dr. Andersson tarafından Procera sistemi geliştirilmişti. 1980'lerde altın alaşımların maliyetlerinin ciddi anlamda yüksek olması nedeniyle Ni-Cr alaşımlar kullanıma sunulmuştur. Ancak özellikle Kuzey Avrupa'da metal alerjisinin ciddi bir problem oluşturması nedeniyle alerjik reaksiyona sebep olmayacak titanyum alaşım kullanımı önerilmiştir. Hala dökümünün çok hassas olması nedeniyle zor olan titanyum için titanyum koping üretiminde spark erozyon (kıvılcım erozyonu) kullanımı tanıtılmıştır. Bu sistem daha sonrasında tüm seramik üretiminde de uydu sayısallaştırıcılarla geniş çapta ağa bağlı bir işleme merkezi olarak geliştirilmiş ve tanıtılmıştır (Miyazaki vd., 2009).

Doğal dişler periodontal ligament varlığıyla birlikte kemik içerisinde aksiyal yönde 25-100 µm, lateral yönde ise 56-108 µm hareket edebilir (Van Der Meer vd., 2012). Bu hareketlilik protezlerde küçük uyumsuzluk durumlarında restorasyonun tolere edilebilmesini sağlar. Buna karşılık dental implantlar osseointegrasyon sonrası alveol kemiği içinde aksiyal yönde 3-5 µm, lateral yönde 10-50 µm hareket edebilir (Van der Meer vd., 2012). ADA sınıflandırılmasına göre restorasyonla dayanağın uyum farklılığı 50 µm sınırında olmalıdır. Bu sebeple sistemin çok doğru bir veri elde etme tekniğine, karmaşık tasarımdaki restorasyonların tasarımlarının yapılması ve işlenmesi için yeterli bilgi işlem gücüne ve frezeleme sistemine sahip olması

gerekir. Prepare edilmiş diş üzerinden üç boyutlu verilerin elde edilmesi için optik, kontak ve lazer taramaları gibi çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Geleneksel frezeleme disklerinin çeşitli elmas frezlerle değiştirilmesi frezeleme sisteminde önemli gelişmelere sebep olmuştur. Bir diğer önemli faktör ise mükemmel işlenebilirlik ve fiziksel dayanıma sahip alümina (alüminyum oksit) ve zirkonya (zirkonyum) seramik materyallerinin gelişimi oldu (Liu vd., 2005).

CAD-CAM teknolojileri diş hekimliğinde yeni bir çağın başlamasına sebep olmuştur. Standart üretim prosedürüne bağlı olarak yapılan dental protezlerin kalitesini önemli ölçüde yükseltmiştir. Üretkenliğin daha da artması ile birlikte dental laboratuvarların üreticilerden bilgisayar destekli üretim merkezlerine dönüştürmüştür. Dijital sistemler ölçü elde edilmesinden itibaren üretime kadar birçok avantaj sunar. Aynı randevu içinde preperasyon, ölçü ve daimî restorasyon işlemlerinin bitirilebilmesi hasta açısından olduğu kadar hekim ve teknik personel açısından da arzu edilen bir durumdur. Tek seans tedavi işlemi geçici restorasyon yapımı, tekrarlanan anestezi gereksinimleri gibi birçok ara aşamaların yapılma gerekliliğini ortadan kaldırır. Cerec sistemi ile diş hekimi bir veya bir buçuk saat içinde tek üye restorasyon üretimini tamamlayabilir. Bu da hasta başında geçirilen sürenin minimuma indirilmesine sebep olur (Jacob vd., 2016). Geleneksel ölçü alma işlemi sırasında akışkan kıvamda elastomerik ölçü materyalleri veya agar agar ölçü mazemesinin kullanılması özellikle yaşlı hastalarda ve bulantı refleksi olan hastalarda hasta konforunu azaltmaktadır. Ağız içi tarayıcılar ölçü materyali kullanımı gibi gereksinimleri ortadan kaldırır ve bu hastalarda tedaviyi daha konforlu hale getirir. Geleneksel ölçü işlemi sırasında kullanılan ölçü kaşıkları ağızdan çıkarıldıktan sonra yıkanarak dezenfekte edilmesine rağmen laboratuvara aktarım sırasında birçok mikroorganizmanın klinik ve laboratuvara yayılmasına sebep olur. Ağız içi tarayıcılar veri transeferini dijital olarak gerçekleştirdiği ve otoklavlanabilir ve değiştirilebilir tarama başlığına sahip olması ile bu gibi çapraz enfeksiyon riskini engeller. Hekim gerçek zamanlı görüntüleme ile restorasyon yapılacak bölgede ilave düzeltme işlemlerini daimi ölçüyü tamamlamadan yapabilir, restorasyonun giriş yolu veya arklar arası mesafe, marjin bölgeleri ve andırkathı yüzey problemi durumunda anında düzeltme imkanına sahiptir. Elde edilen dijital modelde hata bulunması durumunda ölçü hızlı ve kolay bir şekilde tekrarlanabilir veya gerektiği durumlarda bölgesel taramalar gerçekleştirilebilir. Geleneksel alçı

modellerden farklı olarak dijital veriler uzun süre bozulmadan ve yer gerektirmeden saklanabilir, gerektiği durumlarda kolayca ulaşılabilirler. Bunların dışında ağız içi tarayıcılar, dijital modellerin dişeti ve dişlerin gerçek rengini yansıtmaları ile daha iyi planlama yapılabilmesi, elde edilen verilerin saniyeler içinde laboratuvara aktararak hızlı iletişim sağlanabilmesi, 3B yüz tarama imkanının olması ile daha kapsamlı incelemelere olanak sağlaması gibi birçok avantaja sahiptir (Suese vd., 2020).

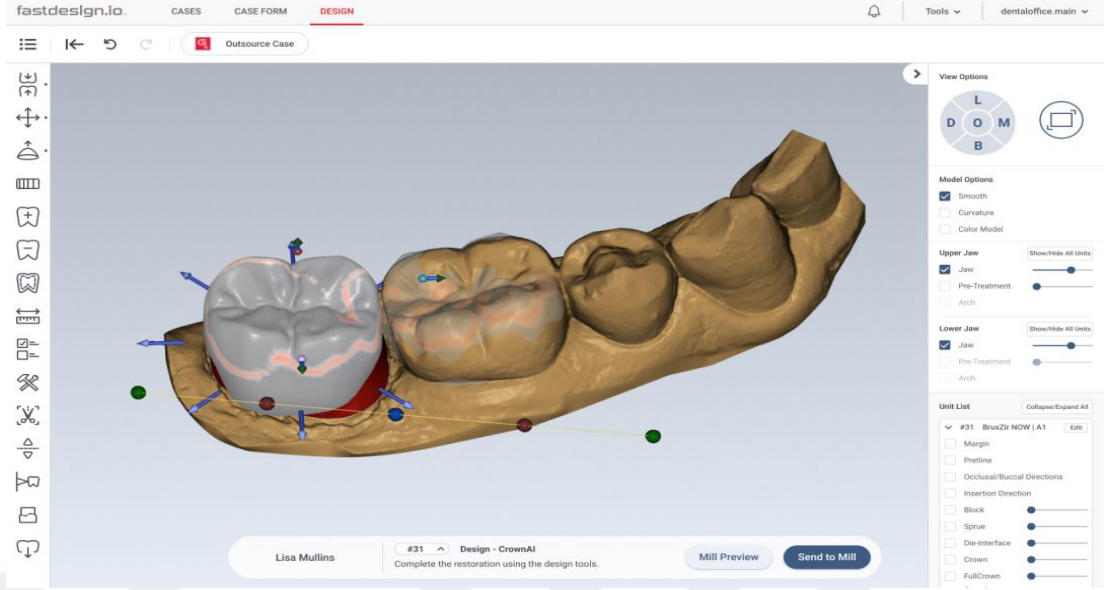
Güncel CAD-CAM sistemleri üç temel yapıdan oluşur:

- Tarayıcı; diş hekimi tarafından hazırlanmış diş preparasyonlarının ağız içi veya model üzerinden ağız dışında taraması. Sadece inley veya tek üye restorasyon yapımı için hazırlanmış diş yüzeyinin dijitalize edilmesi ile elde edilen veri yeterliyken, sabit köprü protezlerinin yapılmasında komşu ve antagonist dişler üzerinden de veri eldesi gereklidir (Abdullah vd., 2020) (Şekil 2.6.).



Şekil 2.6. Dijital verilerin elde edilmesi

- CAD yazılımı, restorasyonların bilgisayar ekranı üzerinden üç boyutlu planlanmasının ve tasarımının yapılması için kullanılan bir bilgisayar biriminden oluşmaktadır. Günümüzde kullanılan yazılım programları üst düzey kişiye özel restorasyon üretimi için müdahale ve tasarım izni vermektedir (Şekil 2.7.).



Şekil 2.7. Restorasyon tasarımı için kullanılan yazılım programı

- CAM donanımı ise farklı üretim teknolojileri ile dental materyalleri sanal restorasyonlara dönüştürür. Günümüzde üretim için eksiltme yöntemi olarak bilgisayar destekli frezeleme ve aşındırma makineleri kullanılmaktadır (Şekil 2.8.). Bu üniteler restorasyonu hazır metal veya seramik bloklardan kazırlar. Üretim sonrası manuel düzeltmeler, parlatılma ve renkle ilgili eklemeler, üst yapı restorasyonunun eklenmesi gibi işlemler teknisyen tarafından yapılmaktadır (Jacob vd., 2016). Üretim metodlarına göre CAD-CAM sistemleri direkt klinikte kullanılan sistemler, laboratuvarda kullanılan sistemler ve üretim merkezli sistemler olmak üzere ayrılmaktadır. Cerec sistemi olarak da bilinen direkt klinikte kullanılan sistemlerde, hekim ağız içi tarayıcı ile hastanın dental ölçüsünü elde ettikten sonra aynı seansta restorasyonu üretebilmektedir. Laboratuvar tipi üretim sistemlerinde ise teknisyen ölçü veya alçı model üzerinde dijital ölçü taraması gerçekleştirir. Genellikle alt yapı üretimi sonrasında teknisyen üst yapı eklemelerini manuel olarak gerçekleştirir. Üretim merkezli sistemlerde veri seti teknisyen tarafından üretim için internet üzerinden üretim merkezine gönderilir. Bu sistemin avantajı sadece tarayıcı ve yazılım programına sahip olarak bile iyi bir kalitede üretilmiş restorasyona erişilebilir. Tüm üretimin aynı merkezde yapılmasıyla optimum kalite kontrolü sağlanır (Zarina vd., 2017).



Şekil 2.8. Kazıma ünitesi

Dijital ölçü veri aktarımı sistemi açık ve kapalı olarak iki sınıfa ayrılmıştır. Açık sistemler üç boyutlu verileri CAD-CAM sisteminde en sık kullanılan format olan stereolitografi (.stl) formatında işler. İşlenen .stl veri dosyasının direkt dışa aktarım izni vardır ve üç boyutlu veriler istenilen CAD yazılımına gönderilebilir (Roth vd., 2022). Kapalı sistemde ölçü verileri sistem sınırlamalarına uygun olarak restorasyonun üretimi için kullanılabilir. Elde edilen veriler sadece üreticinin CAD sistemine gönderilebilir (Róth vd., 2022). Farklı sistemler arasında değiştirilebilirlik

olanağı sunmaz ve tüm güncellemeler tek bir üreticiye bağlı kalır (Rutkūnas vd., 2017).

Kullanıcı iş akışını tamamen veya kısmi dijital olarak yürütebilir. Ağız içi tarayıcı kullanmadan ölçüleri konvansiyonel ölçü yöntemleri ile elde ederek laboratuvarda dijitalize edebilir. Bu direkt ölçünün taranması veya ölçü üzerinden elde edilen modelin taranması ile kısmi dijital iş akışı şeklinde devam ettirilebilir. Bunun yanında ilk ölçü ağız içi tarayıcı ile elde edildikten sonra tasarım kısmı da dijital olarak bitirilip üretim aşamasında veneerleme için teknisyenin tekrar manuel olarak çalışması gerektiği durumlarda kısmi dijital iş akışı gerçekleşir. Ölçü işlemi aynı şekilde elde edildikten sonra üretim aşamasının da tamamı dijital olarak yürütülürse bu tip iş akışı tam dijital iş akışı olarak adlandırılır.

Dijital verilerin elde edilmesi, farklı CAD-CAM sistemlerine göre değişiklik göstermektedir. Tarama işlemi için temel olarak iki çeşit; mekanik ve optik tarayıcılar kullanılmaktadır. Optik tarayıcıların çalışma prensibi “triangulasyon prosedürü” olarak isimlendirilen üç boyutlu yapıların bir araya getirilmesi temeline dayanır. Buradaki ışık kaynağı ile reseptör ünitesi arasında bağlantı belirli bir açı ile konumlandırılır. Bu açı yardımıyla bilgisayar tarafından üç boyutlu veri seti reseptör ünitesindeki görselden hesaplanabilir. Aydınlatma kaynağı olarak beyaz ışık veya lazer ışını kullanılabilir (Şekil 2.9.). Bu sistemle mekanik tarayıcı sistemine göre daha hızlı veri elde edilir (Abdulla vd., 2020).



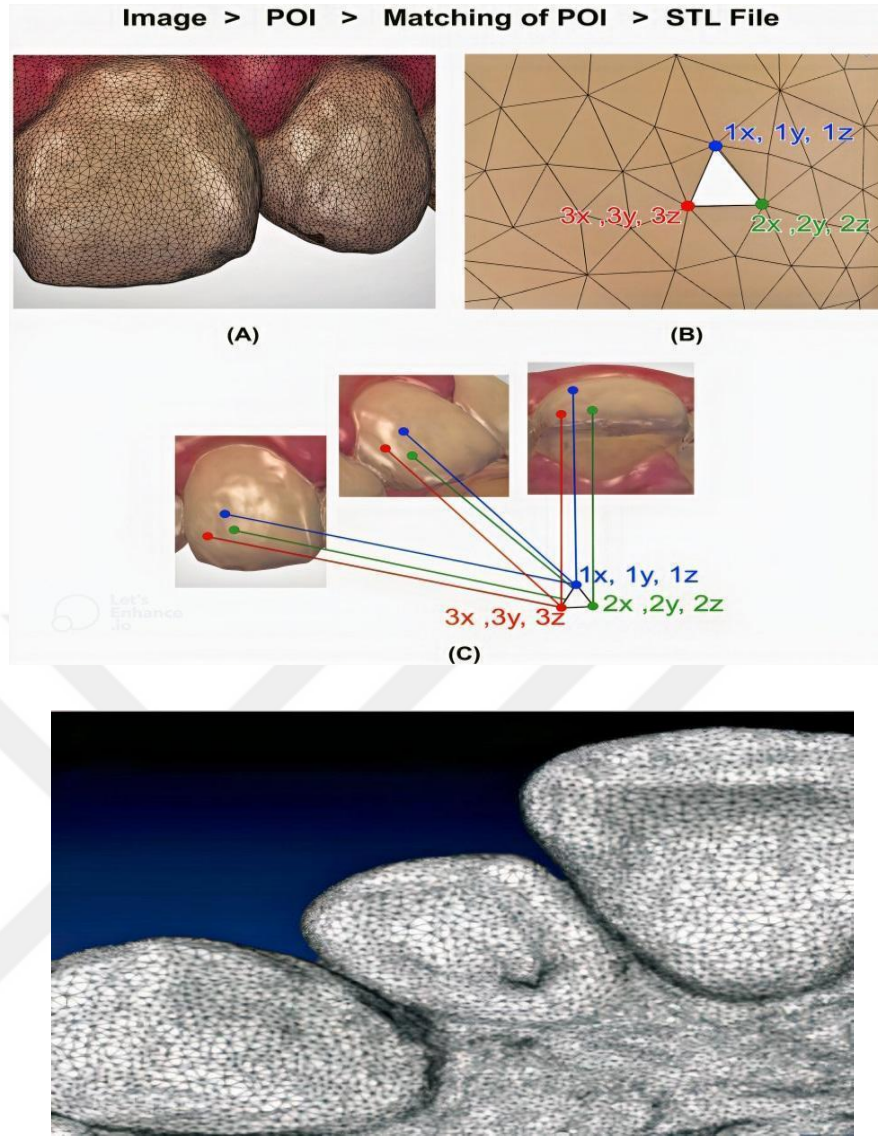
Şekil 2.9. Optik tarayıcı

Mekanik tarayıcılar döküm yapılarak elde edilen model üzerinde yakut bir topun satır satır mekanik olarak taranması (okunması) ile üç boyutlu verilerin yüksek kalitede taranmasını sağlar. Tüm tarama verileri toplanarak tasarım aşaması sonrasında üretime geçilir. Mekanik tarayıcı kullanımı optik tarayıcı kullanımına göre daha karmaşık, zaman alıcı ve pahalı bir sistemdir (Abdullah vd., 2020), (Şekil 2.10.).



Şekil 2.10. Mekanik (Kontakt) tarayıcı

Ağız içi tarayıcıların temel hedefi nesnenin üç boyutlu geometrisini hassas bir şekilde kaydetmektir. Bunun için en çok kullanılan açık veya kilitli .stl dosya formatıdır. Bu format birçok endüstri alanında kullanılmaktadır ve üç noktadan oluşan üçgensel yüzeylerin normal yüzeylerin yerine geçmesi ile tanımlanır. Diğer dosya formatları ise dışın rengini, transparanlığını ve çevre dokuları kaydetmek için geliştirilmiştir (Polygon File Format, PLY dosyaları gibi). Ağız içi tarayıcı hangi tip görüntüleme tekniği kullanırsa kullansın, yazılımın tüm verileri elde ettikten sonra ilgili noktaları (POİ - points of interest) kabul etmesi için ışık kaynağına ihtiyacı vardır. İlk olarak her bir noktanın iki koordinatı (x ve y) belirlenir ve ardından üçüncü koordinat (z) kamera ile obje arasındaki mesafe üzerinden hesaplanır (Şekil 2.11.).

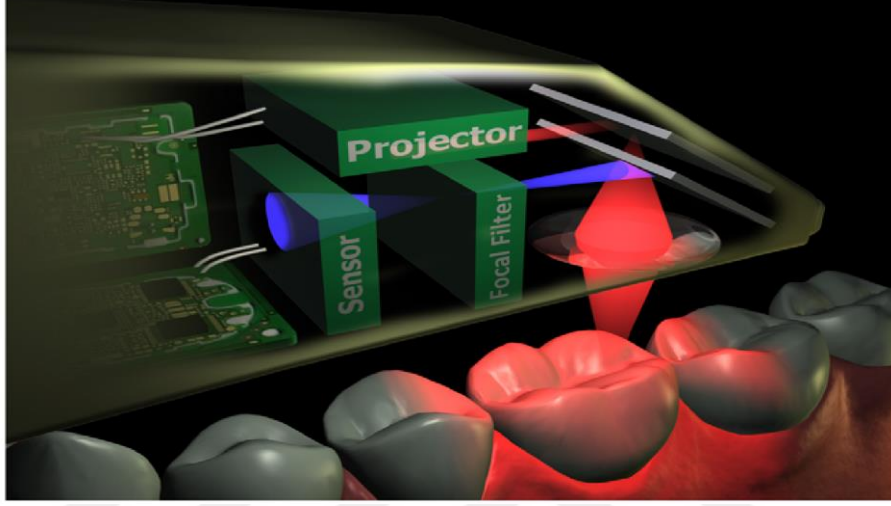


Şekil 2.11. Ağız içi bir tarayıcı ile .stl veri dosyasının oluşturulması (Richert, 2017)

3B yeniden yapılandırma alanında aktif ve pasif teknikler arasında ciddi bir ayrım vardır. Pasif teknikte ağız içi dokuları aydınlatmak için sadece ortam ışığı kullanılır. Aktif teknikte ise beyaz, kırmızı veya mavi yapıdaki ışık kameradan objeye yansıtılır. Bu yöntem objenin gerçek renk ve yapısına daha az bağlıdır. Işık nokta, çizgi ve ağ şeklinde yansıtılabilir.

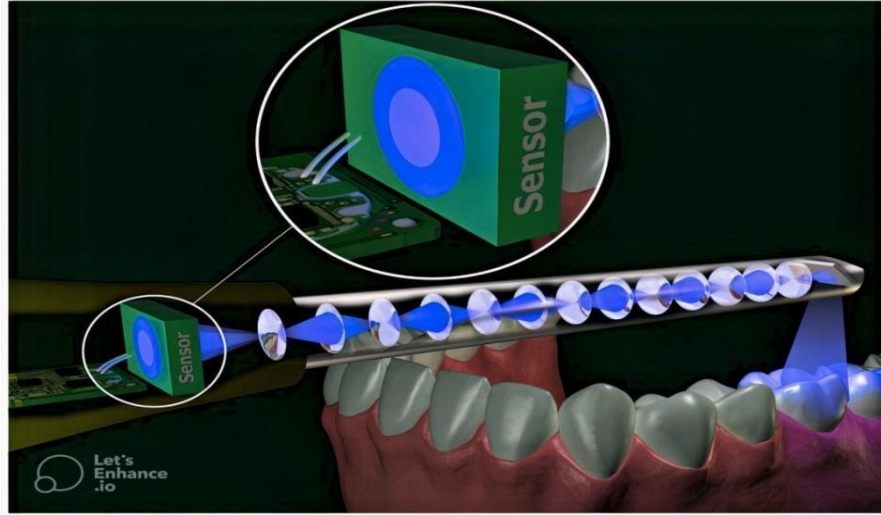
Ağız içi tarayıcıların birkaç farklı çalışma teknolojileri vardır. Triangulasyon yöntemi temel olarak bir noktanın, açısı ve pozisyonu belirlenmiş iki nokta üzerinden konumunun hesaplanarak oluşturulmasına dayanmaktadır. Tarama tarayıcı başlığın taranan nesneye temas etmeden veri eldesine olanak sağlar. Kullanılan ışığa göre aktif veya pasif olmak üzere ikiye ayrılır. Aktif sistemde taranacak nesne üzerine bir

ışık gönderilir ve bu ışık yansıması üzerinden tarama işlemi gerçekleştirilir. Pasif sistemde ise herhangi bir ışık gönderilmez, nesne üzerinden yansıyan ışık sayesinde kamera üzerinden görüntü elde edilir (Bakıç vd., 2021). Konfokal tarama yöntemi ise seçilmiş derinlikte odaklanmış ve odaklanmamış görüntülerin elde edilmesi prensibine dayanmaktadır. Bu yöntem lensin odak uzaklığı ile nesne arasındaki mesafeden görüntüdeki keskin bölgeleri belirler (Şekil 2.12.)



Şekil 2.12. Konfokal lazer tarama yöntemi (Van derMeer, 2012)

Ağız içi tarayıcılarda kullanılan bir diğer teknoloji ise aktif wavefront teknolojisidir. Bu yüzey görüntüleme tekniği kamera ve eksen dışı üzerinde açıklık olan bir silindir gerektirir. Bu silindir optik eksen etrafında çevresel hareket eder ve ilgili nokta (POI) oluşturur. Mesafe ve derinlik bilgisi bu noktaların oluşturduğu örnek üzerinden hesaplanır (Şekil 2.13.). Stereofotogrametri yöntemi ise tüm koordinatları sadece görüntülerin algoritmik analizi ile hesaplar. Sistemin temeli pasif ışık yansımasına ve sistem yazılımına dayanmaktadır. Kullanılan kamera küçük ve kullanımı kolaydır (Richert vd., 2017).



Şekil 2.13. Aktif wavefront tarama yöntemi (Van derMeer, 2012)

Ağız içi veya laboratuvar tarayıcılarıyla elde edilen bu verilerin hekim veya teknisyen tarafından tasarımı yapılır. Üretim için tasarımı tamamlanmış restorasyonlar son olarak frezeleme ünitesine gönderilir. Bu cihazlar frezeleme eksenlerinin sayısına göre; üç eksenli, dört eksenli ve beş eksenli olarak ayrılmaktadır. Üç eksenli sistemler kullanılan bloğun tek konumda sabitlendiği en basit frezeleme işlemidir. Aşındırma işlemi için kullanılan frez X, Y ve Z eksenleri yönünde hareket etmektedir. Alt bölümlerin ve eksen dışı sapmaların frezelenmesi bu sistemlerde mümkün değildir. Daha kısa frezeleme süresine sahip olması, daha fazla eksene sahip olan sistemlerle karşılaştırıldığında fiyatının daha ucuz olması sistemin avantajlarından. Bu sistemlere örnek olarak; inLab (Sirona), Lava (3M ESPE), Cercon (DeguDent) gösterilebilir. Dört eksenli sistemlerde, X eksenine ilave bir A rotasyon eksen eklenmesi ile oluşmaktadır. Kullanılan frezin X, Y ve Z ekseninde dönmesine ilave olarak işlem yapılan bloğun rotasyon hareketi sonucunda A eksen ortaya çıkar. Kullanılan materyal ve işlem süresini azaltır. Zeno (Wieland-Imes) bu sisteme örnektir. Beş eksenli sistemlere ise bu 4 eksen hareketine ilave olarak kullanılan frezin de dönme hareketi eklenmiştir. Daha kompleks yapıların oluşturulmasına olanak sağlar. Bu sistemlere Everest Engine (KaVo) örnek olarak gösterilebilir. Restorasyonun kalitesi kullanılan eksen sayısına bağlı olarak keskin bir şekilde değişmez. Kalite daha çok dijital veri eldesi, işlenmesi ve üretim sürecine bağlıdır.

Eksiltme yöntemine ilave olarak günümüzde eklemeli üretim yöntemleri de bulunmaktadır. Seçici lazer sinterizasyonu bu sistemlere örnek gösterilebilir.

Restorasyonun tasarım aşaması tamamlandıktan sonra kazıma yerine seramik veya metal toz havuzundaki materyal sürekli ilavelerle sinterize edilerek üretimi tamamlanmaktadır. Böylece üretim sırasında artık materyal kullanımı önlenmektedir.

Ağız içi tarayıcılar diş hekimliğinde başka alanlarda da kullanılmaktadırlar. Klinikte renk seçiminin de ağız içi tarayıcılar ile yapılması mümkündür. Tarayıcılar sanal görüntüyü dokunun gerçek rengine uygun şekilde yansıtırlar, buna ilaveten direkt tarayıcı vasıtasıyla diş üzerinde renk seçimi yapılabilir veya renk skalası üzerinden seçilmiş renkler veri üzerinde işaretlenerek kaydedilebilir. CBCT ve yüz taramaları da kullanılarak ağız içi tarama sonucu elde edilen verilerle birlikte rehberli implant planlanması ve dijital gülüş tasarımı yapılabilmektedir. Özel uç sayesinde ara yüz ve okluzal yüzeylerdeki çürüklerin yanı sıra diş yüzeyindeki çatlakların tespitinde de kullanılabilir. Ortodontik teşhis ve tedavi planlaması için kullanılan alçı modeller yerine dijital veriler elde edilerek uzun süre yer gereksinimi ve bozulma, kırılma sorunu olmaksızın saklanabilirler. Sistem tedavi sürecinin kontrol edilmesi, tedavi planlaması ve çene modellerinin tekrar gerektiği durumlarda dijital verilere kolay ve hızlı ulaşım sağlanabilmesi gibi avantajlar sağlar (Suese vd., 2020).

2.3.1. Ağız İçi Tarayıcıların Doğruluğu

Ağız içi tarayıcıların hassasiyet değerlendirmesi ISO 5727-1 standardına göre yapılmaktadır. Bu standarda göre hassasiyet, doğruluk ve tutarlılık olarak iki ölçü metodu üzerinden değerlendirilmektedir (Ender vd., 2013). Doğruluk; tarayıcı ile elde edilen sonuçların aritmetik ortalamasının referans değerler ile yakınlığını ifade eder. Tutarlılık ise test sonuçlarının kendi arasındaki yakınlığını göstererek sistemde ne kadar rastgele hata olduğunun sonucunu gösterir. Ağız içi tarayıcı hassasiyeti birçok faktörden etkilenmektedir. Bunlara kullanıcı, kullanılan tarayıcı, kalibrasyon, ölçümler arasında geçen süre ve ortam değişikliği (sıcaklık, nem gibi) gibi birçok etken örnek olarak gösterilebilir. Tarama hızı ve şekli de yine hassasiyet üzerine etkilidir. Tarayıcı başlığının taranacak bölgeden uzakta olması elde edilen görüntülerin daha bulanık olmasına sebep olabilir (Atieh vd., 2017). Kullanılan tarayıcı tipi ve tarama teknolojisine bağlı olarak değişmekle birlikte tarayıcı başlığı ile taranan yüzey arasında 5-30 mm mesafe olmalıdır (Zimmermann vd., 2015). Bu uygulama özellikle arka dişlerden ön dişlere geçiş sırasında veya malpoze dişlerin varlığında zorlaşmaktadır. Taramanın hızlı yapılması durumunda bazı bölgelerde

görüntüler eksik kalabilir, bu bölgelerin tekrar taranması sırasında kamera açısının değişmesine bağlı olarak elde edilen veri doğruluğu azalır ve görüntüdeki distorsiyonlarda artmaya sebep olur (Flügge vd., 2016). Dijital ölçü taraması sırasında karşılaşılan en önemli zorluklardan biri de tarama sırasında hastanın hareket etmesi, dil ve çene gibi çevre dokuların hareketliğidir. Benzer şekilde tarama bölgesinde kan, tükürük ve dişeti oluşu sıvısının bulunması tarama doğruluğunu hatalı yönde etkiler (Taneva vd., 2016; Ender vd., 2013).

Diş dokusundaki mine kristalleri veya parlatılmış yüzeyler gibi yansıtıcı yüzeyler ölçü sırasında oluşan aşırı pozlama nedeniyle yazılımın ilgili noktaları (POİ) eşleştirmesini negatif yönde etkiler. Mat bitim preparasyon bitiş çizgisinin tarayıcı tarafından belirlenmesini kolaylaştırır ve yapılacak olan restorasyonda marjinal uyum sorununu azaltır. Bunu engellemek için kullanıcılar kamera yönünü değiştirerek diffüz ışığı artırabilirler. Bazı sistem üreticileri ise kameraların polarize filtre ile kullanılmasını önermektedir (Richert vd., 2017). Bazı tarayıcılar için ise yansımayı önlemek için dijitalleştirme prosesi sürecinde 20-40 µm kalınlığında pudra kullanımı gerekir. Teorik olarak kullanıcılar tarafından kullanılan pudra kalınlığı değişir ve bu da elde edilen veri doğruluğunu negatif yönde etkiler (Li vd., 2017). Pudra kullanımının hastalar açısından da çok konforlu olmadığı ve tarama sırasında tükürük veya kan ile kontamine olduğu durumlarda tekrar temizlenip yeniden pudra uygulamasını gerektirir bu da tarama süresinin uzamasına neden olur. Yeterli çalışma sayısı olmamakla birlikte yapılan çalışmalarda tarama sırasında kullanılan spreylerin diş hekimi, diş hekimi yardımcısı ve hasta üzerinde partikül inhalasyonuna bağlı hastalıklara sebep olabileceği tartışılmıştır (Ochsmann vd., 2020; Rupf vd., 2015).

Marcel ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada tarama sırasında pudra kullanılarak gerçekleştirilen taramalar ile pudra kullanılmadan yapılan taramalar sonucu elde edilen restorasyonlar karşılaştırıldığında pudra kullanımı ile daha iyi vertikal ve iç uyum sonuçları elde edildiği görülmüştür (Marcel vd., 2018). Yapılan bir çalışmada ise farklı CAD-CAM sistemleri ve farklı deneyime sahip uygulayıcılar tarafından yapılan taramalar karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucu deneyimli uygulayıcıların daha düzenli ve daha eşit kalınlıkta pudra kullandığı ve buna bağlı olarak elde edilen veri doğruluğunun pozitif yönde etkilendiği gösterilmiştir (Hategan vd., 2018). Tarama sırasında fazla miktarda pudra kullanımı az miktarda pudra kullanımı ile karşılaştırıldığında marjinal ve iç uyum hassasiyetini daha fazla azaldığı görülmüştür (Hategan vd., 2018; Dehurtevent vd., 2015).

Yapılan birçok araştırma dijital ölçü tekniklerinin günümüz ölçü tekniklerine göre daha konforlu ve hızlı olduğunu göstermiştir (Gjelvold vd., 2016; Burhardt vd., 2016). Andreas ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ağız içi tarayıcıların segmental ark dijital ölçü taramaları için konvansiyonel ölçü yöntemlerine iyi bir alternatif olduğu ancak tam dişsizlikte için hala yeterince iyi bir sonuç vermediği sadece bazı cihazların doğruluğunun klinik kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu göstermiştir (Ender vd., 2019).

2.3.2. İmplant Destekli Protezlerde Dijital Ölçü

İyi bir pasif uyum ve tasarıma sahip protezlerin yapılabilmesi için implantın pozisyonun, komşu implantlar veya doğal dişlerle ilişkisinin doğru şekilde transfer edilmesi gereklidir. İmplant pozisyonunun yanlış tranfer edilmesi restorasyonun uyumsuzluğuna ve nihayetinde biyolojik ve mekanik komplikasyonlara sebep olur (Mizumoto vd., 2018). 2004 yılında ilk defa implantların üç boyutlu konumunu, yumuşak doku, komşu ve karşıt dişler ile ilişkisini aktarmayı sağlayan iyileşme başlıkları taranabilir parça olarak tanıtılmıştır. Buna takiben 2008 yılında 3 boyutlu veri eldesi teknolojisinin konvansiyonel ölçü tekniğine başarılı bir alternatif olarak sunulması ile birlikte taranabilir ölçü parçaları geliştirilmiştir (Kim vd., 2020).

İmplant üstü protezlerin dijital ölçüsünün elde edilmesi için farklı materyallerden yapılan tarama parçaları kullanılmaktadır (Şekil 2.14.). İmplantlar üzerine vidalanarak oturtulan bu parçalar, implantların ağız içindeki üç boyutlu görüntüsünün dijitalize edilmesini mümkün kılmaktadır. Günümüzde implant destekli restorasyonların endirekt ve direkt dijital iş akışı ile ölçüsü elde edilebilmektedir. Endirekt iş akışında konvansiyonel ölçü yöntemleri ile implant üstü ölçü elde edildikten sonra laboratuvar tarama parçaları ve laboratuvar tarayıcısı kullanılarak ölçüler dijitalize edilir. Direkt dijital iş akışında ise tarama parçaları ve ağız içi tarayıcılar kullanılarak direkt hasta ağızından dijital ölçü elde edilir. Doğru bir şekilde dijitalize edilmiş tarama parçası ve implant analoğu yazılım kütüphanesinde bulunan tarama parçaları ile eşleştirilerek, dijital modele aktarılır. Bu konumda implantlar üzerinde sanal tasarım yapılarak üretim için veriler CAM ünitesine gönderilir.

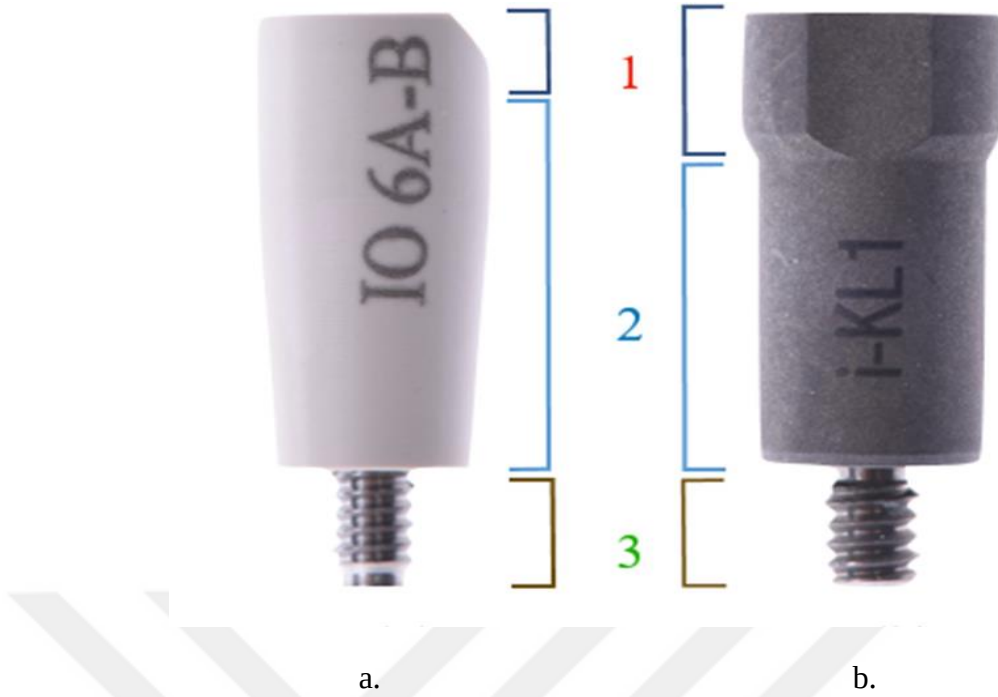


Şekil 2.14. Farklı tipte tarama parçaları (Mizumoto, 2017)

İmplantların dijital ölçüsünün elde edilmesi, konvansiyonel ölçüler ile karşılaştırıldığında laboratuvar aşamalarına bağlı hataların engellenmesi, hasta konforu gibi birçok avantaj sunar (Mizumoto vd., 2018; Flügge vd., 2018). Daha önceki çalışmalarda dijital iş akışı kullanılarak yapılan implant destekli restorasyonların konvansiyonel iş akışı ile üretilen restorasyonlara göre daha iyi pasif uyum sağladığı gösterilmiştir (Rutkunas vd., 2020; Kim vd., 2018). Flügge ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada konvansiyonel ölçü yöntemlerinin kullanımı sırasında açılı implant varlığının ölçü doğruluğunu önemli ölçüde azaltmasına karşılık; dijital ölçü yönteminde paralel implant ölçüleri ile açılı implant varlığının ölçü doğruluğu üzerine önemli ölçüde etkisinin olmadığı gösterilmiştir (Flügge vd., 2018).

Daha önce yapılan çalışmalara göre kullanılan tarama parçası ile ilgili bazı faktörler dijital ölçü transfer sürecini etkileyebilmektedir. Tarama parçalarının tasarımı dijital ölçü doğruluğunu önemli ölçüde etkileyebilir (Moreira vd., 2015). Üreticiler tarafından farklı boyut ve şekillerde üretilen tarama parçaları genellikle tarama bölgesi, gövde ve taban bölgesi olmak üzere üç bölgeden oluşur (Şekil 2.15.), (Mizumoto vd., 2018). Polieter eter keton (PEEK), titanyum ve alüminyum alaşımı gibi çeşitli materyallerden yapılabilmektedirler. Tarama parçalarındaki taranan bölge implantların konumunun ve açısının dijital kayda aktarılmasındaki esas bileşendir. Bu bölge tarama hassasiyetini artırmak için bir veya birkaç tarama bölgesinden oluşabilir. Taban kısmı ise implantla bağlantı yüzeyi oluşturulmasından sorumludur ve tarama parçasının gövde kısmı ile aynı veya farklı materyalden oluşabilir. Tarama parçasının tekrarlanan kullanımı ve sterilizasyon işlemleri zamanla bu bölgenin değişikliğe uğramasına ve implant pozisyonunun doğru transferini engelleyebilmektedir (Cho vd., 2015). Titanyum tarama parçalarında titanyumun

güçlü bir metal olması, çok sayıda kullanıma izin vermesi ve sterilizasyon sorununun olmaması gibi avantajlarının yanı sıra tarama sırasında ışık yansımalarına sebep olması gibi tarama işlemini güçleştiren dezavantaja sahiptir. Kombine yapılmış tarama parçalarında ise implantın boyun kısmıyla bağlantılı olan bölge titanyum, tarama bölgesi ise taramayı kolay hale getirmek için PEEK'ten yapılmaktadır. Tamamı PEEK'ten yapılmış tarama parçaları ise metal alaşımlarda meydana gelen ışık yansımaları sorununu azaltmaktadır. Bu tarama parçaları için tek kullanım önerilmektedir. PEEK'in plastik bir materyal olmasına bağlı olarak tekrarlanan kullanımlarda ve otoklav sonrası taban kısmında deformasyonlar oluşabileceği gösterilmiştir. Aynı zamanda tarama parçasının implanta vidalanması sırasında oluşan tork nedeniyle de tarama parçasının taban kısmında şekil değişiklikleri oluşabilir (Mizumoto vd., 2018). Yapılan çalışmalar, tarama parçasının yerleştirilmesi sırasında oluşan tork kuvvetinin vertikal yer değiştirmesine sebep olabileceği gösterilmiştir (Goracci vd., 2016). PEEK tarama parçaları için genellikle üreticiler tarafından manuel veya 10 Ncm'den az tork değeri önerilmektedir. Kim ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada üç farklı üreticiye ait PEEK tarama parçası ve titanyum alaşımdan yapılmış metal tarama parçası implantlar üzerine 5 Ncm, 10 Ncm ve el torku ile yerleştirilmiştir. Metal tarama parçasında önemli ölçüde vertikal yer değiştirme görülmemekle birlikte, PEEK tarama parçalarından sadece bir tanesi dışında diğer her iki tarama parçasında da el ile torklanma sonrası 100 µm üzerinde bir vertikal yer değiştirme görülmüştür. Bütün gruplarda horizontal yer değiştirmenin 10 µm daha az olduğu gösterilmiştir. Çalışma sonucu daha doğru bir veri aktarımı için tarama parçası yerleştirmede el torku yerine 5 Ncm tork değeri önerilmiştir (Kim vd., 2020). PEEK, titanyum ve PEEK- titanyum materyallerinden oluşan tarama parçalarının tam ark dijital ölçü taramasında hassasiyet üzerine etkilerinin incelendiği bir çalışmada, PEEK tarama parçalarının en iyi hassasiyet değerleri gösterdiği, buna takiben titanyum, PEEK- titanyum tarama parçalarının sırasıyla daha az hassasiyet değerleri gösterdiği görülmüştür. Yine aynı çalışmada açılı implant varlığının açısal ve doğrusal sapmalar üzerinde önemli ölçüde etkisi olduğu gösterilmiştir (Lee vd., 2021).



Şekil 2.15. a) PEEK tarama parçası; b) Metal tarama parçası; 1-Tarama bölgesi, 2-Gövde, 3-Taban bölgesi (Marques, 2021)

Farklı yüksekliklerdeki tarama parçaları da kullanıma sunulmuştur. Daha dar çaplı tarama parçası yetersiz interproksimal mesafe varlığında avantaj sağlamaktadır. Kısa tarama parçaları tam dişsizlikte tarama işlemini daha kolay hale getirir (Mizumoto vd., 2018).

Yapılan bir çalışmada açılı implant varlığının dijital ölçü doğruluğu üzerinde etkili olmadığı, implantlar arası mesafenin artmasının ölçü doğruluğu üzerinde negatif etki gösterdiği görülmüştür (Osman vd., 2019). Açılı implant varlığında kayıt öncesi uygun dayanağın yerleştirilmesi açığa bağlı oluşan andırkat varlığını azaltır. Buna bağlı olarak dayanak seviyesinde alınan kayıtların implant seviyesinde alınan kayıtlara göre daha doğru sonuç gösterdiği bildirilmiştir (Siadat vd., 2016). Yapılan bir tez çalışmasında dijital ölçü elde etme sırasında kullanılan orjinal olmayan tarama parçaları ile orjinal tarama parçaları arasında ölçü doğruluğu açısından fark olmadığı bildirilmiştir (Varol, 2017).

Tarama parçası kullanılarak elde edilen dijital ölçüler tek üye veya kısa mesafeli restorasyon yapımında geleneksel ölçülerle benzer hassasiyet değerleri gösterirken, tam dişsiz hastalarda tam ark dijital ölçü taramaları için daha düşük hassasiyet değerleri göstermiştir (Ahlholm vd., 2018).

3. MATERYAL VE METOT

ISO 5725-1`a göre bir dijital ölçünün hassasiyeti iki farklı parametrenin değerlendirilmesi ile belirlenir. Bunlardan birincisi doğruluktur ve bir nesnenin dijital ölçü ile elde edilmiş olan sanal verilerinin, doğruluğu ön kabul edilmiş bir referans veri ile karşılaştırılması sonrası gerçek değerlerine yakınlığını, tutarlılık ise aynı nesnenin tekrarlanan dijital ölçümlerinin birbirine yakınlık değerleri olarak tanımlanmaktadır. Dijital ölçülerin karşılaştırılması ve hassasiyet analizi için gerçekleştirilen dijital ölçü taramaları .stl (Standard tessellation language: standart dönüştürme dili) şeklinde kayıt edilir ve bu veriler bir karşılaştırma yazılımı yardımı ile üst üste bindirilir. Yazılım burada en iyi uyum sağlayacak şekilde karşıtırmaları yapar ve matematiksel olarak iki .stl veri arasındaki sapmayı verir.

Bu tez çalışmasında üç farklı yapay çene modeli üzerinde beş farklı hasta senaryosu oluşturuldu. Bir ağız içi tarayıcı (i500, version 1.1.1, Medit, Seoul, Korea) kullanılarak her bir hasta senaryosu için 10'ar kez ağız içi dijital ölçü taraması yapıldı. Referans veri için laboratuvar tarayıcısı (Dental laboratory 3D scanner Rainbow™, Dentium, Seoul, Korea) kullanılarak her hasta senaryosu 1 kez tarandı ve karşılaştırma yapılacak olan referans veri elde edildi. Doğruluk değerlendirmesi için laboratuvar tarayıcısı yardımı ile elde edilen .stl verileri ve ağız içi tarayıcı ile elde edilen .stl verileri karşılaştırıldı. Tutarlılık sonuçları için ise her hasta senaryosunda yapılan 10'ar adet dijital ölçü taraması sonrası elde edilen .stl veriler kendi içerisinde karşılaştırıldı, .stl verilerin yazılım yardımı ile karşıtırılması sonrasında elde edilen matematiksel değerler test değerleri olarak kayıt edildi ve istatistiksel analizleri yapıldı.

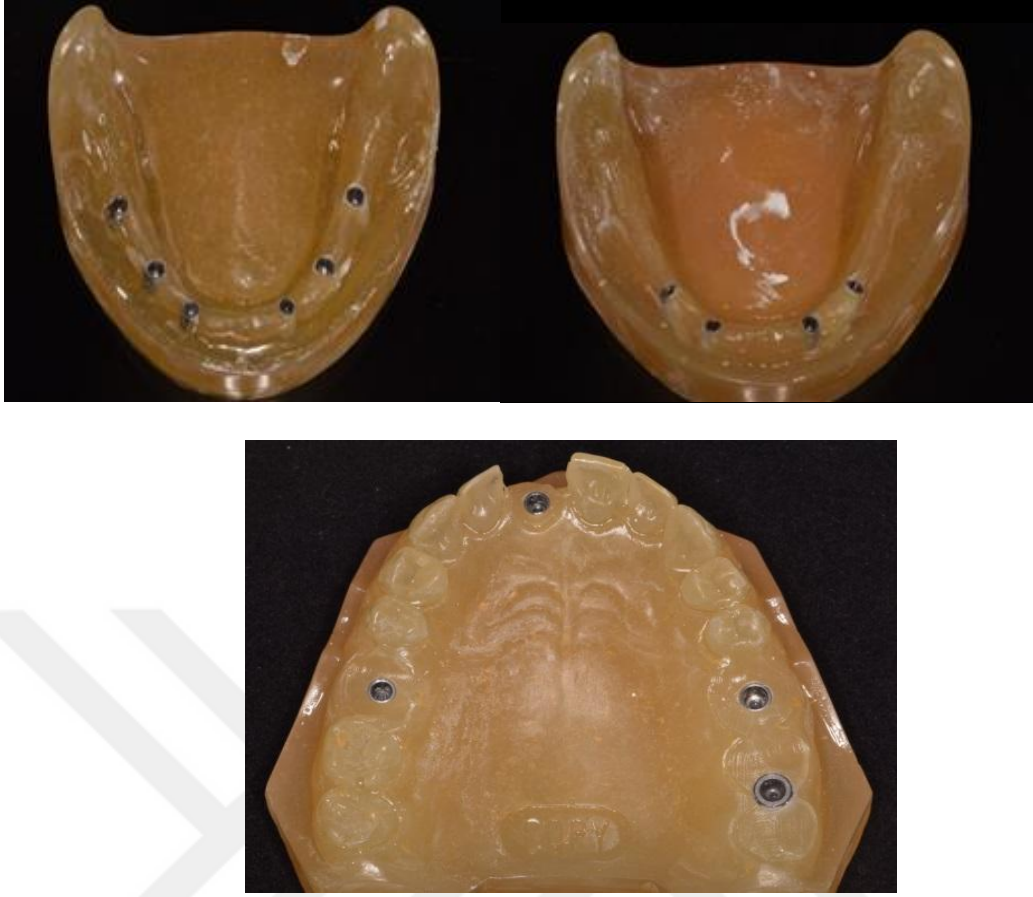
3.1. Çalışma Modellerinin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan modellerin elde edilmesinde dişli ve dişsiz negatif kauçuk kalıplar (AG-3 G 28, Frasco GmbH, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 3.1). Kalıplara şeffaf epoksi reçine (Optimum, Ultra Clear Epoxy System, Malezya) dökülerek sertleşmenin tamamlanması için 24 saat bekletildi. Epoksi reçine kullanımı üretici talimatına uygun olarak 1:2 oranında karıştırıldı. Tamamen sertleştikten sonra modeller kalıptan çıkarıldı ve planlanmış hasta senaryolarına uygun şekilde implantlar yerleştirildi.



Şekil 3.1. Dişli kauçuk kalıp

Tamamen dişsiz alt çene modellerinden ilkinde 32, 34, 36, 42, 44, 46 numaralı dişler bölgesinde olmak üzere altı adet düz ($\emptyset 3,7\text{mm} \times 10\text{mm}$ Bilimplant, Proimtech, İstanbul, Türkiye) implant yerleştirildi. Diğer dişsiz alt çene modeline ise iki adet posterior açılı ve iki adet anterior düz olmak üzere dört adet implant ($\emptyset 3,7\text{mm} \times 10\text{mm}$ Bilimplant, Proimtech, İstanbul, Türkiye) yerleştirilmesi sağlandı. Düz implantlar 32 ve 42 numaralı dişler bölgesine, posterior açılı implantlar ise 34 ve 44 nolu dişler bölgesine 35° distal açı ile yerleştirildi. Oluşturulmuş parsiyel dişli üst çene modelinde ise 11 numaralı diş bölgesine bir adet anterior 15° açılı implant ($\emptyset 3,7\text{mm} \times 10\text{mm}$ Bilimplant, Proimtech, İstanbul, Türkiye), 16 numaralı diş bölgesine bir adet posterior düz implant ($\emptyset 3,7\text{mm} \times 10\text{mm}$ Bilimplant, Proimtech, İstanbul, Türkiye) ve yine aynı boyuttaki implant 26 ve 27 nolu dişler bölgesine düz olarak yerleştirildi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. İmplantlar yerleştirilmiş epoksi modeller

3.2. Test Gruplarının Oluşturulması

Dijital ölçü taramaları alt çene yapay modelleri üzerinde tam arkın taranması şeklinde planlanırken üst çene modelinde üç farklı senaryo üzerinden devam edilerek segmental taramalar yapıldı. Anterior açılı implant taraması için 13 ve 23 numaralı dişler bölgesinden, posterior düz tek implant taraması için 14-18 nolu dişler bölgesinden, posterior düz iki adet implant taraması için ise 24-27 numaralı dişler bölgesinden taramalar gerçekleştirildi ve buna uygun şekilde test grupları aşağıdaki tabloda gösterildiği şekilde oluşturuldu (Tablo 3.2.).

Tablo 3.1. Oluşturulan test grupları

Gruplar	Oluşturulan hasta senaryoları
Grup 1 A	Üst çene anterior tek açılı implant (Taramalar 13-23 no`lu dişler arasında gerçekleştirilmiştir).
Grup 1 P	Üst çene posterior tek düz implant (Taramalar 14-18 no`lu dişler arasında gerçekleştirilmiştir).
Grup 2 P	Üst çene posterior iki düz implant (Taramalar 24-27 no`lu dişler arasında gerçekleştirilmiştir).
Grup 4	Alt çene anterior 2 düz, posterior 2 açılı implant
Grup 6	Alt çene 6 adet düz implant

3.3. Modeller Üzerinden Taramaların Gerçekleştirilmesi

Tüm taramalar iki aşamada gerçekleştirildi. Üretici talimatlarına uygun olarak ilk olarak dişeti taraması yapılması amacı ile tarama parçaları yerleştirilmeden, dijital ölçü taramaları oluşturulan test gruplarına uygun olacak şekilde gerçekleştirildi. İkinci aşamada implant konumlarının dijitalize edilebilmesi için silindir tek parça PEEK (Polieter eter keton) tarama parçası (Bilimplant, Proimtech, İstanbul, Türkiye) kullanıldı (Şekil 3.3.). Kullanılan tarama parçaları ek bir tork kuvveti uygulanmadan el torkuyla yerleştirildi ve her hasta senaryosu için ağız içi tarayıcı kullanılarak dijital ölçü taramaları gerçekleştirildi (Şekil 3.5.). Epoksi reçine modellerin yüzey parlaklığının dijital ölçü alınmasını engellemesi nedeni ile parlamayı önleyici sprej (Dr. Mat 3D Beyazlatıcı Tarama Sprej, İstanbul, Türkiye) kullanıldı (Şekil 3.4.). Sprej 20-25 cm uzaklıkta mesafeden uygulandı.

Dijital ölçü tarama stratejisi ağız içi tarayıcı üreticisinin kullanım talimatlarına uygun şekilde sol posterior dişlerin oklüzal yüzeyden başlanarak, anterior dişler bölgesinde labio-lingual dalgalanma hareketi, takiben sağ posterior dişlerin oklüzal yüzeylerinin taranması ve son olarak lingual ve labial yüzeylerin taranması ile tamamlandı. Tüm taramalar aynı kişi tarafından ve aynı ortam şartlarında gerçekleştirildi. İstenilen netlik ve hassasiyette olmayan veriler yazılım üzerinde değerlendirildi ve çalışmaya dahil edilmeyerek dijital ölçü işlemi tekrarlandı. Hasta senaryolarında yazılım parametrelerinin dijital ölçü hassasiyeti üzerine etkilerinin araştırılması için tarayıcı yazılımı üzerinden tarama derinliği değiştirilerek minimum

(12mm) ve maksimum (21 mm) olacak şekilde her iki parametrede ve her hasta senaryosu için 10'ar kez dijital ölçü taramaları yapıldı. Dijital ölçü taramaları sistemin yazılımı (Medit Link 2.2) yardımı ile dijital .stl verilerine dönüştürüldü ve kaydedildi. Dijital ölçülerin doğruluk değerlendirilmesinin yapılabilmesi için kullanılacak referans veri hasta senaryoları oluşturulmuş yapay çene modellerinin laboratuvar tarayıcısı ile laboratuvar ortamında taranması ile elde edildi (Şekil 3.5.).



Şekil 3.3. Çalışma sırasında kullanılan tarama parçası



Şekil 3.4. Tarama spreysi uygulanmış çalışma modelleri



a. Laboratuvar tarayıcısı



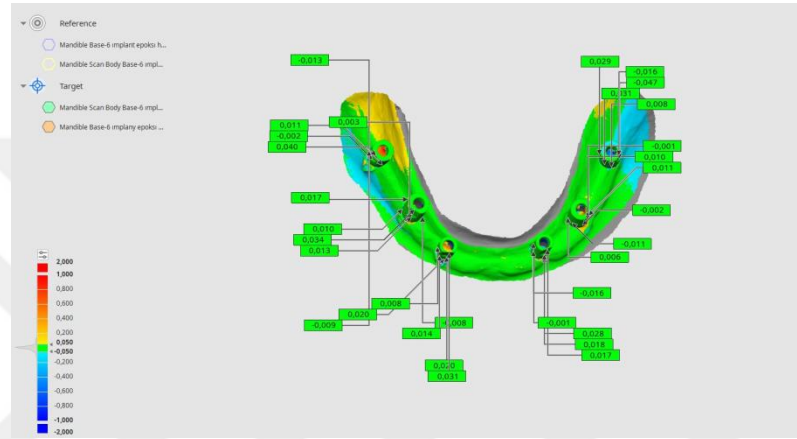
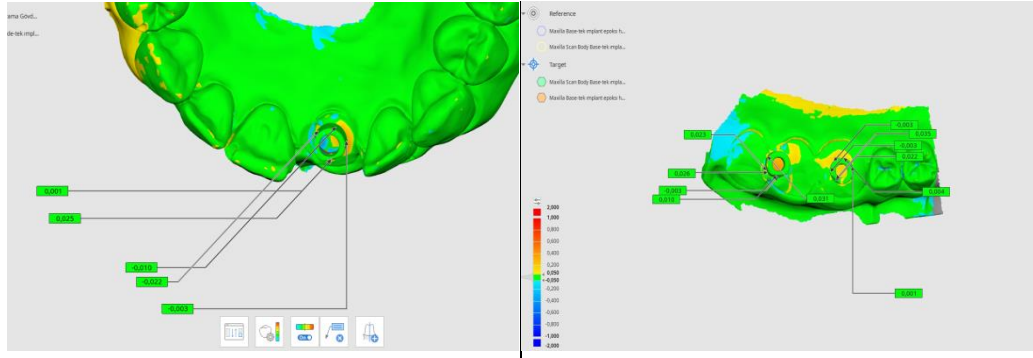
b. Ağız içi tarayıcı

Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan laboratuvar (a) ve ağız içi tarayıcı (b)



Şekil 3.6. Ağız içi tarayıcı kullanılarak 3B'lu görüntülerinin elde edilmesi

Daha önce elde edilmiş .stl formatındaki dijital ölçü verilerinin karşılaştırılması ve matematiksel sapmaların değerlendirilmesi için ağız içi kamera yazılımı kullanıldı (Medit Compare 2.0, Seoul, Korea). Yukarıda özetlendiği şekilde doğruluk sonuçları, her bir hasta senaryosundan elde edilen 10 dijital ölçü tarama verisinin referans veri ile karşılaştırılması sonucu, tutarlılık sonuçları ise yapılan 10'ar adet taramanın kendi içinde karşılaştırılması ile yapıldı. Karşılaştırma işlemi daha önceden kayıt edilmiş dijital .stl dosyaların yazılım yardımı ile karşılaştırılması ile sağlandı. Hasta senaryolarında her bir tarama parçası üzerinde rastgele seçilmiş 6 nokta belirlendi ve bu noktalardan ölçümler yapıldı. Bu noktalardan elde edilen verilerin ortalaması alındı ve ilgili bölgenin matematiksel sapma değeri olarak kaydedildi. Hasta senaryosu üzerindeki tüm sapma miktarları ölçüldükten sonra elde edilen verilerin ortalaması alınarak o hasta senaryosu için matematiksel sapma miktarı test verisi olarak kaydedildi (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Belirlenen referans noktalarından ölçümlerin yapılması

Yukarıda açıklanan ve dijital ölçü doğruluk ve tutarlığının belirlenmesi için uygulanan test adımları yazılım üzerindeki farklı parametrelerin etkisinin değerlendirilebilmesi amacı ile kameranın minimum ve maksimum odak derinliği ayarlanarak her iki parametre için ayrı ayrı gerçekleştirildi.

Test verileri değerlendirilmek için excel dosyası üzerinde düzenlendi ve ortalama değerler hesaplandı (Oluşturulan tablolar ekte gösterilmiştir). Gruplar arasında farklılık olup olmadığını test etmek için tek yönlü ANOVA, grup içi karşılaştırma için ikili karşılaştırma testi kullanıldı ve anlamlılık düzeyi $p=0.05$ olarak düzenlendi.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında 3 yapay çene modeli üzerinde oluşturulmuş 5 farklı hasta senaryosunda oluşturulan test gruplarındaki dijital ölçü tarama hassasiyetleri belirlendi. Oluşturulan test gruplarında elde edilen ortalama test verileri ve istatistiksel analiz sonuçları aşağıda sunulmuştur.

Minimum odak tarama derinliğinde tutarlılık test sonuçları Grup 2P ($21.50 \pm 9.95 \mu\text{m}$), Grup 4 ($35.70 \pm 4.57 \mu\text{m}$), Grup 6 ($31.10 \pm 4.48 \mu\text{m}$) açısından değerlendirildiğinde test verileri maksimum odak derinliğine kıyasla anlamlı şekilde düşük değerler gösterdi ($p < 0.05$).

Minimum ve maksimum odak tarama derinliğinde tutarlılık test sonuçları Grup 1A ve Grup 1P açısından değerlendirildiğinde test sonuçları arasında istatistiksel farklılık görülmedi ($p > 0.05$).

Minimum odak tarama derinliğinde doğruluk test sonuçları Grup 4 (35.70 ± 4.57) ve Grup 6 (31.10 ± 4.48) açısından değerlendirildiğinde test verileri maksimum odak derinliğine kıyasla (Grup 4: 51.70 ± 5.74 ; Grup 6: 40.70 ± 11.07) anlamlı şekilde düşük değerler gösterdi ($p < 0.05$).

Minimum odak tarama derinliği doğruluk test sonuçları Grup 1A, Grup 1P ve Grup 2P açısından değerlendirildiğinde test sonuçları arasında istatistiksel farklılık görülmedi ($p > 0.05$).

Tam ark dijital ölçü taramalarında ve maksimum odak derinliğinde tutarlılık test verileri incelendiğinde, Grup 4 (25.58 ± 9.38) ve Grup 6 (24.13 ± 8.12), segmental ark dijital ölçü taraması yapılan gruplar olan Grup 1A (12.73 ± 17.34), Grup 1P (10.69 ± 5.46), Grup 2P (13.64 ± 5.89) ile kıyaslandığında istatistiksel olarak daha yüksek sapma değerleri gösterdi ($p < 0.05$).

Tam ark dijital ölçü taramalarında ve minimum odak derinliğinde tutarlılık test verileri incelendiğinde Grup 4 (16.87 ± 8.39) ve Grup 6 (18.13 ± 5.14) segmental ark dijital ölçü taraması yapılan gruplar olan Grup 1P (10.56 ± 5.52) ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak daha yüksek sapma değerleri gösterirken ($p < 0.05$), Grup 1A ve Grup 2P ile karşılaştırıldığında istatistiksel farklılık görülmedi ($p > 0.05$).

Tutarlılık test sonuçlarına göre maksimum ve minimum odak derinlikleri karşılaştırıldığında tam ark dijital ölçü taraması yapılan Grup 4 ve Grup 6 test

gruplarında anlamlı farklılıklar oluştu ($p < 0.05$). Segmental ark dijital ölçü taraması yapılan gruplardan sadece Grup 2P 'de istatistiksel farklılık görüldü ($p < 0.05$). Tam ark dijital ölçü taraması yapılan test gruplarında maksimum odak derinliği ile yapılan dijital ölçüler matematiksel olarak daha fazla matematiksel sapma gösterdi.

Tutarlılık değerleri açısından incelendiğinde maksimum (10.69 ± 5.46) ve minimum (10.56 ± 5.52) odak tarama derinliklerinde en düşük matematiksel sapma değerleri Grup 1P'de elde edildi ancak aralarında istatistiksel farklılık oluşmadı ($p > 0.05$).

Maksimum odak derinliğinde dijital ölçü doğruluğu karşılaştırıldığında segmental tarama yapılan Grup 2P (26.40 ± 5.48) diğer tüm gruplardan anlamlı daha düşük test değerleri gösterdi ($p < 0.05$). Matematiksel olarak en yüksek sapma değeri tam ark tarama yapılan grup olan Grup 4 'te (51.70 ± 5.74) elde edildi ancak Grup 2 haricindeki test grupları arasında istatistiksel farklılıklar oluşmadı ($p > 0.05$).

Minimum odak derinliğinde dijital ölçü doğruluğu karşılaştırıldığında en düşük sapma değeri Grup 2P (21.50 ± 9.95)'de en yüksek matematiksel sapma değeri Grup 1A 'da (37.00 ± 16.92) elde edildi ancak test grupları arasında sadece Grup 4 ile Grup 2P grupları arasında anlamlı farklılıklar görüldü ($p < 0.05$) ve diğer test grupları arasında istatistiksel fark oluşmadı ($p > 0.05$).

Doğruluk değerleri açısından incelendiğinde maksimum (26.40 ± 5.48) ve minimum (21.50 ± 9.95) odak tarama derinliklerinde en düşük matematiksel sapma değerleri Grup 2P'de elde edildi ancak aralarında istatistiksel farklılık oluşmadı ($p > 0.05$). Tam ark tarama yapılan Grup 4 ve Grup 6 test gruplarının maksimum ve minimum odak tarama derinlikleri arasında anlamlı farklılıklar oluştu ($p < 0.05$) ve maksimum odak tarama derinliği daha yüksek matematiksel sapmalar gösterdi.

Minimum odak tarama derinliğinde elde edilen tutarlılık test sonuçlarına göre tek yönlü ANOVA test sonuçları tablo 4.1'de gösterilmiştir. Gruplar arası karşılaştırmada anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p < 0.05$).

Tablo 4.1. Minimum tarama derinliği tutarlılık test değerleri için ANOVA test sonuçları

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Gruplar arası	2041.111	4	510.278	7.894	0

Gruplar içi	14220.889	220	64.640
Toplam	16262.000	224	

Maksimum odak tarama derinliğinde elde edilen tutarlılık test sonuçlarına göre tek yönlü ANOVA test sonuçları tablo 4.2`de gösterilmiştir. Gruplar arası karşılaştırmada anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p < 0,05$).

Tablo 4.2. Maksimum tarama derinliği tutarlılık test değerleri için ANOVA test sonuçları.

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Gruplar arası	8690.622	4	2172.656	20.923	0
Gruplar içi	22844.933	220	103.841		
Toplam	31535.556	224			

Minimum odak tarama derinliğinde elde edilen doğruluk test sonuçlarına göre tek yönlü ANOVA test sonuçları tablo 4.3`de gösterilmiştir. Gruplar arası karşılaştırmada anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p < 0,05$).

Tablo 4.3. Minimum tarama derinliği doğruluk test değerleri için ANOVA test sonuçları

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Gruplar arası	1494.400	4	373.600	4.172	0.006
Gruplar içi	4029.600	45	89.547		
Toplam	5524.000	49			

Maksimum odak tarama derinliğinde elde edilen doğruluk test sonuçlarına göre tek yönlü ANOVA test sonuçları tablo 4.4`de gösterilmiştir. Gruplar arası karşılaştırmada anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p < 0,05$).

Tablo 4.4. Maksimum tarama derinliği doğruluk test değerleri için ANOVA test sonuçları

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Gruplar arası	3413.720	4	853.430	10.032	.000
Gruplar içi	3828.300	45	85.073		
Toplam	7242.020	49			

Minimum odak tarama derinliğinde elde edilen tutarlılık test sonuçlarına göre tanımlayıcı istatistik verileri tablo 4.5.`de gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Minimum tarama derinliği tutarlılık test sonuçları (μm) için tanımlayıcı istatistikler.

	Ortalama	Standart sapma	Minimum	Maksimum
Grup 1 A	18.6000	9.92105	3.00	34.00
Grup 1 P	10.5556	5.51673	2.00	21.00
Grup 2 P	18.1778	9.87948	6.00	39.00
Grup 4	16.8667	8.38722	7.00	40.00
Grup 6	18.1333	5.13721	11.00	33.00
Toplam	16.4667	8.52046	2.00	40.00

Maksimum odak tarama derinliğinde elde edilen tutarlılık test sonuçlarına göre tanımlayıcı istatistik verileri tablo 4.6.`da gösterilmiştir.

Tablo 4.6. Maksimum tarama derinliği tutarlılık test sonuçları (μm) için tanımlayıcı istatistikler.

	Ortalama	Standart sapma	Minimum	Maksimum
Grup 1 A	12.7333	17.34070	3.00	124.00
Grup 1 P	10.6889	5.45986	2.00	22.00
Grup 2 P	13.6444	5.89358	4.00	30.00

Grup 4	25.5778	9.38444	11.00	44.00
Grup 6	24.1333	8.11732	12.00	46.00
Toplam	17.3556	11.86523	2.00	124.00

Minimum odak tarama derinliğinde elde edilen doğruluk test sonuçlarına göre tanımlayıcı istatistik verileri tablo 4.7.`de gösterilmiştir.

Tablo 4.7. Minimum tarama derinliği doğruluk sonuçları (μm) için tanımlayıcı istatistikler.

	Ortalama	Standart sapma	Minimum	Maksimum
Grup 1 A	37.0000	16.91810	17.00	68.00
Grup 1 P	32.7000	4.64399	27.00	42.00
Grup 2 P	21.5000	9.94708	12.00	40.00
Grup 4	35.7000	4.57165	30.00	43.00
Grup 6	31.1000	4.48330	26.00	40.00
Toplam	31.6000	10.61766	12.00	68.00

Maksimum odak tarama derinliğinde elde edilen doğruluk test sonuçlarına göre tanımlayıcı istatistik verileri tablo 4.8.`de gösterilmiştir.

Tablo 4.8. Maksimum tarama derinliği doğruluk test sonuçları (μm) için tanımlayıcı istatistikler.

	Ortalama	Standart sapma	Minimum	Maksimum
Grup 1 A	44.7000	11.01565	33.00	67.00
Grup 1 P	40.8000	10.89138	25.00	61.00
Grup 2 P	26.4000	5.48128	19.00	38.00
Grup 4	51.7000	5.73585	43.00	60.00
Grup 6	40.7000	11.06596	30.00	68.00

Toplam	40.8600	12.15715	19.00	68.00
--------	---------	----------	-------	-------

Maksimum ve Minimum odak tarama derinliklerinde dijital ölçü doğruluk değerleri için grup içi ikili karşılaştırma istatistik sonuçları ve ortalama değerleri karşılaştırmalı tablosu Tablo 4.9. 'da sunulmuştur.

Tablo 4.9. Doğruluk test sonuçları (μm) için grup içi ikili karşılaştırma tablosu

	Maksimum	Minimum
Grup 1 A	$44.70 \pm 11.02^{A, b}$	$37.00 \pm 16.92^{A, ab}$
Grup 1 P	$40.80 \pm 10.89^{A, b}$	$32.70 \pm 4.64^{A, ab}$
Grup 2 P	$26.40 \pm 5.48^{A, a}$	$21.50 \pm 9.95^{A, a}$
Grup 4	$51.70 \pm 5.74^{A, b}$	$35.70 \pm 4.57^{B, b}$
Grup 6	$40.70 \pm 11.07^{A, b}$	$31.10 \pm 4.48^{B, ab}$

* Test grupları arasındaki anlamlı farklılıklar satırlarda büyük harflerle, sütunlarda küçük harfle belirtilmiştir ($p < .05$)

Maksimum ve minimum odak tarama derinliklerinde dijital ölçü tutarlık değerleri için grup içi ikili karşılaştırma istatistik sonuçları ve ortalama değerleri karşılaştırmalı tablosu Tablo 4.10'da sunulmuştur.

Tablo 4.10. Tutarlılık test sonuçları (μm) için grup içi ikili karşılaştırma tablosu

	Maksimum	Minimum
Grup 1 A	$12.73 \pm 17.34^{A, a}$	$18.60 \pm 9.92^{A, a}$
Grup 1 P	$10.69 \pm 5.46^{A, a}$	$10.56 \pm 5.52^{A, b}$
Grup 2 P	$13.64 \pm 5.89^{A, a}$	$18.18 \pm 9.88^{B, a}$
Grup 4	$25.58 \pm 9.38^{A, b}$	$16.87 \pm 8.39^{B, a}$
Grup 6	$24.13 \pm 8.12^{A, b}$	$18.13 \pm 5.14^{B, a}$

* Test grupları arasındaki anlamlı farklılıklar satırlarda büyük harflerle, sütunlarda küçük harfle belirtilmiştir ($p < .05$)

5. TARTIŞMA

Son yıllarda ağız içi tarayıcıların hızlı gelişimi, tamamı dijital iş akışı ile implant destekli restorasyonların üretiminin rutin hale gelmesini sağlamıştır. Dijital ölçü veri elde etme sürecini hızlandırır, konvansiyonel yöntemlerin kullanımı sırasında oluşabilecek dezavantajları, hasta konforsuzluğunu ortadan kaldırır ve protezin tasarım ve üretim prosedürlerinin öngörülebilirliğini geliştirirler. Dijital ölçü ağız içi durumu sanal modele dönüştürerek dijital iş akışının ilk aşamasını gerçekleştirir. Bu aşamanın tedavi başarısında belirleyici rol oynamasına bağlı olarak implant pozisyonlarının tarama sırasında doğru bir şekilde transfer edilmesi gerekmektedir. Ölçünün doğru elde edilememesi yapılan restorasyonlarda uyumsuzluğa ve uzun dönemde biyolojik ve mekanik komplikasyonlara sebep olmaktadır. Ağız içi tarayıcı hassasiyetini kullanılan cihaz, ölçüsü alınan yüzeyin özellikleri, tarama yapılacak bölgenin uzunluğu, ağız içi dokuların durumu (kan veya tükürük varlığı), ortam ışığı, kullanıcının bilgi ve deneyimi; implant ölçüsü alma sırasında kullanılan tarama parçalarının materyali, konfigürasyonu, uzunluğu gibi etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Literatürde bu parametrelerin ele alındığı birçok yayın bulunmaktadır (Motel vd., 2020; Mizumoto vd., 2020; Imburgia vd., 2017; Patzelt vd., 2013; Arcuri vd., 2020; Revilla-Leon vd., 2020; Kim vd., 2016; Müller vd., 2016; Revell vd., 2021; Gomez–Polo vd., 2022). Bu tez çalışmasında yapay çene modelleri üzerinde oluşturulmuş farklı hasta senaryolarında implant üzeri dijital ölçülerde farklı tarama stratejileri uygulanarak segmental ve tam ark dijital ölçü taramalarının, dijital ölçü alınan bölgede implant sayısı ve ölçü mesafesinin, açılı implant varlığının ve tarama sırasında tarayıcının odak ayarının yazılım yardımı ile minimum ve maksimum değerlerde ayarlanmasının dijital ölçü hassasiyeti üzerine etkisinin olup olmadığı araştırılmıştır. Çalışma sonuçları literatüre katkısı açısından değerlendirildiğinde; dijital ölçü elde etme sırasında minimum- maksimum odak derinliğinin ölçü doğruluğu üzerine etkisi ile ilgili literatürde güncel bir çalışmaya rastlanmamıştır. İlaveten tam ark ve segmental ark dijital ölçü taramaları, açılı ve düz implant varlığının ölçü hassasiyetini etkilemesi ile ilgili yeterli sayıda araştırma bulunmamaktadır. Tüm bu parametrelerin beraber değerlendirilmesini sağlaması nedeni ile bu tez çalışmasının literatüre katkısının yüksek olacağı düşünülebilir. Çalışma hipotezi, tam ark ve segmental ark dijital ölçü taramalarının, farklı hasta senaryolarında minimum-maksimum tarama odak derinliğinin dijital ölçü hassasiyeti

üzerine etkisinin olmayacağı yönünde kurulmuştur. Çalışmanın sınırları dahilinde her iki parametrenin de tarayıcı hassasiyeti üzerinde etkili olduğu görülerek çalışma hipotezi reddedilmiştir.

İmplantların yerleştirilmesi için in vitro çalışmalarda segmental veya tam dişli dental modeller, titanyum bloklar, epoksi rezin, PMMA ve alçı modeller kullanılmaktadır. İmplant yuvalarının daha kolay açılması, iyi kimyasal ve fiziksel özelliklere sahip olması, kullanım maliyetinin düşük olması, çalışma kolaylığı ve iyi bir boyutsal stabiliteye sahip olması nedeniyle çalışmamızda epoksi rezin modeller kullanılmıştır. Kullanım kolaylığına karşılık elde edilen modellerin parlak bir yüzeye sahip olması direkt taramayı engellemektedir. Bu sorunu uzaklaştırmak için tarama sırasında model yüzeyine titanyum oksit toz sprey uygulanmıştır. Yapılan çalışmalarda, tarama sırasında sprey kullanımının kullanıcı deneyimi ve kullanılan sprey kalınlığının da duruma etkisi ile birlikte genellikle elde edilen dijital veri doğruluğunu arttırdığı gösterilmiştir (Prudente vd., 2018; Li vd., 2017). Deneyimli klinisyenler tarafından uygulandığında homojen ve ince yapıya sahip yüzey örtme işlemi elde edilebildiği bildirilmiştir (Rutkūnas vd., 2017).

Ağız içi tarayıcılar dişli veya dişsiz tam ark, segmental ark, implant ve doğal dişlerin dijital ölçüsünün elde edilmesi için kullanılabilir. İmplant destekli protezlerin yapımında kullanılan dijital ölçü yöntemleri geleneksel açık ve kapalı kaşık ölçü yöntemleri ile karşılaştırıldığında birçok avantaja sahiptir. Bunlardan en önemlisi hastalarda stres ve rahatsızlığı azaltmasıdır. Birçok hasta günümüzde yüksek anksiyete ve bulantı refleksine sahiptir. Bu tür hastalarda dijital ölçü yöntemi, konvansiyonel ölçü yöntemleri ile karşılaştırıldığında ideal bir çözüm sağlar. Dijital ölçüler aynı zamanda zamandan tasarruf sağlanmasına ve klinik işlemlerin hekim için daha kolay hale gelmesine yardımcı olur. Alçı model ihtiyacını ortadan kaldırır, teknisyen ve hastalar ile daha kolay iletişim kurulmasını sağlar. Bunlara; daha yüksek hasta konforu, daha az zaman gerektirmesi, ilave ölçü materiali ve açık kaşık ölçü yöntemi kullanıldığında ek kişisel kaşık ihtiyacının olmaması, ölçü dezenfeksiyonu ihtiyacının ortadan kaldırılması, ölçünün gereken zamanlarda daha kolay yenilenebilmesi ve teknisyen ile daha kolay iletişim sağlanması gibi durumlar örnek gösterilebilir (Marques vd., 2021). Bu bağlamda çalışmamızda test edilen konu güncel ve özgündür. Bu alanda sağlanacak gelişimler ve güncel literatür havuzuna katkılar yaygın etki ve katma değerin artmasına neden olacaktır.

Doğal dişlerden farklı olarak implant üstü protez yapımında dijital ölçü elde etmek için farklı materyallerden üretilmiş ve farklı konfigürasyonlara, uzunluklara sahip tarama parçaları kullanılmaktadır. Papaspyridakos ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada tam dişsiz alt çene modeli üzerine yerleştirilmiş düz beş implant üzerinden splinli ve splinsiz, dayanak ve implant seviyesi konvansiyonel ölçü alınmıştır. Aynı modeller bir ağız içi tarayıcı kullanılarak dijital veri elde edilmiş ve elde edilen veriler konvansiyonel ölçü yöntemleri ile karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda dijital ölçü yöntemi ile splintli dayanak ve implant seviyesi alınan konvansiyonel ölçü yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir (Papaspyridakos vd., 2016). Amin ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ise dişsiz alt çene model üzerine yerleştirilmiş anterior düz, posterior 10° ve 15° açılı beş implant üzerinden iki farklı ağız içi tarayıcı kullanarak dijital ölçü elde edilmiştir. Aynı modeller üzerinden splintli açık kaşık ölçü tekniği ile konvansiyonel ölçü alınmıştır. Elde edilen sonuçlara göre her iki ağız içi tarayıcı ile elde edilen dijital veriler, konvansiyonel ölçü yöntemi ile karşılaştırıldığında daha doğru sonuçlar verdiği görülmüştür (Amin vd., 2017). Yapılan diğer tam ark ölçü eldesi ile ilgili araştırmaların bazılarının sonucunda ise dijital ölçü yöntemleri açık ve kapalı kaşık ölçü yöntemi ile elde edilen veriler ile karşılaştırıldığında daha doğru sonuçlar verdiğini gösterilmiştir (Menini vd., 2018; Alikhasi vd., 2018). Bunlara karşılık Huang ve arkadaşlarının dört implant yerleştirilmiş tam ark üzerinden yaptığı değerlendirmede dijital ölçü yönteminin tam ark dijital ölçü taramaları için konvansiyonel ölçü yönteminden daha düşük hassasiyet değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Huang vd., 2020). Tam ark dijital ölçü taraması için yapılan bazı çalışmalarda da konvansiyonel ölçü yöntemlerinin dijital ölçü yöntemlerinden daha doğru sonuçlar verdiği gösterilmiştir. (Kim vd., 2019; Lyu vd., 2021; Tan vd., 2019; Revilla-León vd., 2021). Yapılan bir sistematik derleme sonucu segmental ark ve az sayıda implant varlığında dijital ölçü yöntemleri konvansiyonel ölçü yöntemlerine alternatif olarak kullanılabilmesine karşılık tam ark ölçü alma işlemi için dijital ölçü yöntemlerinin yeterince doğru sonuçlar veremediği ve konu ile ilgili daha çok çalışmaya ihtiyaç olduğu bildirilmiştir (Albanchez-González vd., 2022). Ağız içi tarayıcı hassasiyetini taranan bölgenin uzunluğu dışında etkileyen bir diğer faktör ise implant açılanmasıdır. Literatürde konu ile ilgili yayınlar bulunmakla beraber sonuç kanıya varılamamıştır. Bu sebeple çalışmada tam ark ve segmental ark dijital ölçü

taramaları, açılı ve düz implantların da dahil edildiği hasta senaryoları oluşturuldu ve tüm hassasiyet değerleri bu planlamalar üzerinden elde edildi.

İmplant destekli protezlerde dijital yöntemler ile ölçü alınması sırasında farklı konfigürasyon ve materyalden oluşan tarama parçaları kullanılmaktadır. Tarama parçalarının tarayıcı hassasiyetine etkisi ile ilgili yapılan araştırmalarda PEEK tarama parçasının titanyum ve PEEK-titanyum tarama parçasına göre daha doğru sonuçlar verdiği gösterilmiştir (Arcuri, 2022). Yapılan çalışmalarda sıklıkla silindir tipli tarama parçaları kullanılmakla birlikte Mizumoto ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada beş farklı konfigürasyonda tarama parçası kullanılmış ve tarama parçası tasarımının dijital ölçü doğruluğu üzerinde istatistiksel farklılıklar oluşturduğu görülmüştür (Marques vd., 2021). Tarama parçalarının konfigürasyonunun dijital ölçü doğruluğuna etkisinin incelendiği bazı yayınlar olmasına karşılık hangi tarama parçası tasarımının daha doğru sonuç verdiği ile ilgili literatürde net bir sonuca varılamamıştır. Klinik kullanımda tarama parçalarının az görünür ve kısa olması da dijital ölçü doğruluğunu negatif yönde etkileyebilir (Fluegge vd., 2017). Yapılan bir çalışmada uzun tarama parçaları kullanılmış ve elde edilen dijital verilerin yüksek hassasiyet değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Papaspriidakos vd., 2016). Tarama parçalarının keskin açılara sahip olmasının ölçü doğruluğunu negatif yönde etkilediği, düz ve basit konfigürasyona sahip tarama parçalarının daha az sapmalara neden olduğu bildirilmiştir (Rutkūnas vd., 2017; Motel vd., 2020; Revilla-León vd., 2021). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda dijital ölçü elde etmek için silindir tipli PEEK tarama parçası kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarda kullanılan tarama parçalarının yerleştirilmesi sırasında tork değeri uygulanıp uygulanmaması da değişiklik göstermektedir. PEEK materyali tarama parçaları için üretici firmalar tarafından genellikle manuel veya 10 Ncm'den az tork değeri uygulanması önerilir. Yapılan bazı çalışmalarda kullanılan tarama parçaları el torku uygulanarak yerleştirilmiştir (Revilla-León vd., 2020; Giménez vd., 2015; Mangano vd., 2016). Kim ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada taban kısmı metal ve PEEK'ten oluşan 3 farklı tarama parçası implantlar üzerine 5 Ncm ve 10 Ncm tork değeri ve el torku ile yerleştirilmiş ve uygulanan tork değerlerinin tarama parçasında yer değiştirmeye sebep olup olmaması değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucu olarak 5 Ncm tork değerinin, el torku ve 10 Ncm tork değeri uygulamasından daha doğru sonuç verdiği gösterilmiştir. Çalışmada aynı zamanda el torkunun 10 Ncm tork değerinden daha fazla vertikal yer değiştirmeye sebep olduğu ve bu

değerin 100 µm`den yüksek olduğu rapor edilmiştir (Kim vd., 2020). Tarama parçası tork değeri ile ilgili değişkenlikler çalışmaya dahil edilmediği için çalışmamızda üretici firma önerisi doğrultusunda aynı hekim tarafından el torku ile tarama parçalarının yerleştirilmesi sağlanmıştır.

Tarama protokolü ile ilgili yapılan çalışmalarda, tarama yöntemlerinin ağız içi tarayıcı performansı üzerinde etkili olduğu, sonuçların dijital ölçü doğruluğunda değişikliğe sebep olduğu görülmüştür (Patzelt vd., 2013; Mizumoto vd., 2020; Motel vd., 2020). Önerilen tarama protokolü ile yapılan ağız içi tarayıcı hassasiyeti ile ilgili çalışmalara karşılık farklı tarama protokollerinin dijital veri elde etmedeki hassasiyet değerleri üzerine etkileri incelenmiştir (Flügge vd., 2016; Vandeweghe vd., 2017). Gavounelis ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada Medit i500 ağız içi tarayıcısı için üç farklı tarama stratejisi kullanılmış ve çalışma sonucunda üreticinin önerdiği çalışma stratejisinin en doğru sonuç gösterdiği görülmüştür (Gavounelis vd., 2022). Çalışmamızda da tercih edilen ağız içi tarayıcı Medit i500` dür. Üretici firma implant ölçüsü elde etme sırasında iki aşamada taramaların tamamlanmasını önermektedir. İlk aşamada tarama parçaları olmadan sadece arkın dijital ölçü taraması gerçekleştirilir, ikinci aşamada tarama parçaları yerleştirilerek taramaya ilgili bölgelerden devam edilmesi önerilir. Motel ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada implant destekli restorasyon ölçüsü elde etmede iki aşama (ark taraması daha sonrasında tarama parçalarının yerleştirilerek veri elde edilmesi) ve tek aşama (tarama parçaları ve dental arkın aynı anda taranması) ölçü yöntemleri kullanılarak elde edilen verilerin hassasiyet üzerine etkisi incelenmiştir. Çalışma sonucu tek aşama dijital ölçü elde etme yönteminin iki aşamaya göre istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar verdiği gösterilmiştir (Motel vd., 2020). Bu farklılığın iki dijital verinin sistemin yazılımı ile yapılan karşılaştırılması aşamasında bir sapma olmasına bağlanabileceğini düşünmekteyiz. Tarama protokolü değişikliğinin ölçü doğruluğu üzerine etkisi bu çalışmanın değerlendirme sınırlarına girmediği için taramalar üretici firmanın önerisi doğrultusunda iki aşamada gerçekleştirildi.

Ağız içi tarayıcı kullanılarak dijital veri elde etme sırasında yapılan çalışmalarda kullanılan ortam ışığının elde edilen veri doğruluğu üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir. Arakida ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada 12 farklı ortam ışıklandırması kullanılarak dijital ölçü doğruluğuna etkisi değerlendirilmiştir. Çalışma sonucu yüksek aydınlatmanın sensörde hatalar oluşmasına neden olduğu ve tarama süresinin daha uzun olmasına sebep olduğu görülmüştür (Arakida vd., 2018).

Klinik şartlarında tarama süresinin uzaması, dijital ölçü doğruluğunun tükürük, hastanın hareket etmesi gibi durumlara bağlı olarak etkilenmesine neden olabilmektedir. Revilla ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ise hasta üniti ve oda ışığının tarama sırasında tarayıcı üzerinde etkisi değerlendirilmiştir. Ünit ışığının ağız içi tarayıcı hassasiyeti üzerinde istatistiksel olarak negatif bir etkiye sebep olduğu göstermiştir (Revilla-León vd., 2021). Revilla ve arkadaşlarının yaptığı başka bir çalışmada ise 3 farklı ağız içi tarayıcı ve farklı ışık kaynakları kullanılarak dijital görüntüler elde edilmiş ve elde edilen dijital verilerin hassasiyet sonuçları açısından değerlendirilmesi gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda ortam ışığının ağız içi tarayıcı hassasiyeti üzerinde etkili olduğu, önerilen ışık kaynağının seçilen ağız içi tarayıcıya bağlı olarak değiştiği gösterilmiştir (Revilla-León vd., 2020). Kullanılan ağız içi tarayıcıya uygun ortam şartları, hasta ağzında pozisyonlandırılan lükse metre kullanımı ile ortam ışığının yoğunluğu ölçülerek düzenlenebilmektedir. Tüm ağız içi tarayıcıların en yüksek hassasiyet değeri gösterdiği en uygun ortam aydınlatması olmamasına karşılık, ağız içi tarayıcıların büyük çoğunluğu 1000 lüks'ün altındaki veya oda ışığı olarak da bilinen ortam aydınlatması şartlarında daha iyi performans gösterdikleri görülmüştür (Arakida vd., 2018; Wesemann vd., 2021; Koseoglu vd., 2021). Zarauz ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada üç grupta; diş hekimliği öğrencileri, deneyimsiz diş hekimleri ve deneyimli kişiler tarafından oluşturulan kontrol grubunun eğitim sonrasında dijital verilerin doğruluğunda herhangi bir farklılık olup olmaması değerlendirildi. Çalışma sonucu yaş, eğitim ve kullanılan tarayıcı tipinin tarama hassasiyeti üzerinde etkisi olduğu gösterilmiştir (Zarauz vd., 2021). Konu ile ilgili literatür incelendiğinde, kullanıcı deneyiminin ağız içi tarayıcı hassasiyeti üzerindeki etkisinin daha çok eski nesil ağız içi tarayıcılarda ortaya çıktığı görülmüştür (Resende vd., 2021; Revilla-Leon vd., 2022). Bununla birlikte kullanıcı deneyiminin artması tarama süresinin azalmasına ve dijital prosedürlerin verimliliğinin yükselmesine neden olmaktadır (Kim vd., 2016). Çalışmada kullanılan dijital verilerin elde edilmesi ilave bir ışık kaynağı kullanılmadan, deneyimli bir diş hekimi tarafından gerçekleştirildi.

Verilerin karşılaştırılması için Geomagic Qualify 12, 3D System, Atos Professional software (GOM GmbH), Polyworks; Innovmetric Software, Rhinoceros, Parametric software (Gom Inspect Professional), Imetric, Rapidform gibi yazılım programları kullanılmaktadır (Marques vd., 2021). ISO 12836 standartına göre dijital verilerin üç boyutlu analizinin yapılmasında önerilen yazılım

programları Geomagic (Geomagic Control X; 3D Systems, Morrisville, NC, USA) ve Gom Inspect (GOM Inspect 2018; GOM GmbH, Braunschweig, Germany) olarak gösterilmiştir. Çakmak ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada Geomagic, Gom Inspect ve Medit Link yazılım programları kullanılarak dijital verilerin değerlendirilmesi yapılmıştır. Çalışma sonucu her üç yazılım programı kullanılması sonucunda benzer değerler elde edilmiştir (Cakmak vd., 2022). Çalışmamızda kolay ulaşılabilir olması, dijital veri elde etmede kullanılan yazılıma uyumlu olması sebebiyle verilerin karşılaştırılmasında Medit Link yazılım programı kullanılmıştır.

Birçok avantajlarının olması ile birlikte, ağız içi tarayıcıların hassasiyet değerleri önemli bir kaygı oluşturmaktadır. Ağız içi tarayıcı hassasiyeti ISO 5725-1 standartına göre doğruluk ve tutarlılık kavramları ile değerlendirilmektedir. Ağız içi tarayıcının doğruluk değeri, elde edilen ölçümlerin gerçek değerler ile yakınlığı, tutarlılık değeri ise tekrarlanan çoklu ölçümlerin birbirine yakınlığı olarak ifade edilmektedir. Ağız içi tarayıcıların hassasiyeti ile ilgili literatüre bakıldığında tarayıcının sadece doğruluk değerlerinin incelendiği (Koseoglu vd., 2021; Revell vd., 2021; Lim vd., 2018; Mangano vd., 2020) çalışmalarla birlikte, sadece tutarlılık değerlerinin incelendiği yayınlara da rastlanılmıştır (Miyoshi vd., 2020; Flügge vd., 2013; Flügge vd., 2016; Flügge vd., 2017). Çalışmamızda ağız içi tarayıcının hassasiyet sonuçlarını değerlendirmek için ISO standartına uygun olarak her iki değer incelenmiştir.

Osteointegre implantların hareket yeteneğinin doğal dişlerden daha kısıtlı olmasına bağlı olarak ağız içi tarayıcı ile elde edilen verilerin klinik kabul edilebilir sapma miktarı 100 µm ve 0.4 derecenin altında olarak kabul edilmiştir (Andriessen vd., 2014). Çalışmamız sonucu elde edilen test verileri değerlendirildiğinde, hasta senaryolarından elde edilen tüm test sonuçlarının klinik kabul edilebilir sınırlar dahilinde olduğu görülmüştür (en yüksek sapma değeri, Grup 4'te 51.70 ± 5.74).

Yapılan in vitro çalışmalarda ağız içi tarayıcılar kullanılarak elde edilen .stl verilerin karşılaştırılması, koordinat ölçüm makineleri (doğruluk değeri 1µm), laboratuvar tarayıcıları (doğruluk değeri 5-10 µm) ve endüstriyel tarayıcılar (doğruluk değeri 10 µm'den daha az) kullanılarak elde edilen referans veriler ile yapılmaktadır (Zhang vd., 2021). Daha çok dental modellerin incelenmesinde kullanılan koordinat ölçüm makineleri yüksek doğruluk değerleri göstermelerine karşılık özellikle interproksimal alanlarda yeterli ölçümler gerçekleştiremezler. Koordinat ölçüm makineleri gibi endüstriyel tarayıcılar da yüksek ölçüm netliği

sağlar ancak büyük boyutlarda olması nedeniyle kullanımı sadece in vitro çalışmalarla sınırlanmıştır. Farklı sistemlere bağlı olarak değişmekle birlikte kullanılan laboratuvar tarayıcıları ile elde edilen dijital ölçü doğruluğunun klinik kabul edilebilir sınırlar dahilinde olduğu rapor edilmiştir. Ebeid ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada 5 farklı laboratuvar tarayıcısı kullanılarak tam ark implant destekli sabit protezlerin dijital ölçüsü elde edilmiş ve kullanılan tarayıcı sistemlerin doğruluk değerlendirilmesi yapılmıştır. Çalışma sonucunda kullanılan tüm tarayıcıların doğruluk değerlerinin klinik kabul edilebilir sınırlar dahilinde olduğu görülmüştür (Ebeid vd., 2022). Mevcut çalışmamızda benzer çalışmalarda kullanılması ve ulaşımın daha kolay olması nedeniyle referans test değerlerinin elde edilmesinde laboratuvar tarayıcısı kullanılmıştır.

Segmental taramalarla ilgili elde edilen sonuçlara göre en az sapma değeri Grup 1P minimum tarama odak derinliğinde elde edilmiştir. İmplantın düz olmasının ve referans olarak kontakt dişlerin var olmasının dijital ölçü hassasiyetinde etkili olduğu düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarda ağız içi tarayıcıların kısa ark dijital ölçü taramasında yeterli hassasiyet sonuçları verdiği gösterilmiştir (Schepke vd., 2015; Lee vd., 2013). Gavounelis ve arkadaşlarının (Gavounelis vd., 2022) yaptığı bir çalışmada üç farklı tarama yöntemi uygulanarak tarama yöntemlerinin ağız içi tarayıcı hassasiyetine etkisi incelenmiştir. Çalışma sonucu, tarama süresinde dikey ve dönme hareketlerinin tarayıcının görüntüleri birleştirme sürecini bozabileceği, tarama sırasında bu tür hareketlenmelerin en aza indirilmesi gerektiği gösterilmiştir. En düşük hassasiyet değeri en fazla dönme hareketi gerçekleştirilen grupta görülmüştür. Çalışmada aynı zamanda her üç tarama grubunda, oklüzal tarama sırasında anterior dişlerin labial yüzeylerine bağlı olarak gölgelenmeler olduğu ve daha düşük bir tarama hassasiyetine yol açtığı görülmüştür. Tarayıcının anterior bölgedeki dişlerin taraması sırasında üretici talimatlarına uygun olarak bu bölgede dalgalanma hareketi uygulanarak taramaların gerçekleştirilmesi, tam ark dijital ölçü taramalarındaki gibi görüntü birleştirme hatalarının oluşmasına sebep olmaktadır (Patzelt vd., 2014). Anterior segmental tarama sonrası elde edilen sonuçların daha düşük hassasiyet göstermesi bu bölgedeki görüntü birleştirme hatalarına bağlı olduğu düşünülmektedir. Yine anterior implantın posterior implantlardan farklı olarak açılı yerleştirilmesi bu bölgedeki daha düşük hassasiyet sonuçlarının elde edilmesine sebep olan etkenlerden olduğu düşünülmektedir. Açılanmanın dijital ölçü üzerine etkilerinin olmadığını raporlayan literatür çalışmaları da bulunmaktadır.

Çalışmamızda açılanma miktarının özellikle tutarlılık değerleri üzerine etkili olduğunu düşünülmektedir. Açılanma miktarının artması durumunda tarayıcı parça yüzeylerinin taranmasında güçlükler olduğu, bu dijital veri eksikliğinin çakıştırmalarda minör değişikliklere neden olduğu düşünülmektedir.

İstatistiksel test sonuçlarına bakıldığında minimum ve maksimum tarama derinliği tüm gruplarda matematiksel olarak farklı sonuçlar gösterdiği görülmüştür. Tüm gruplarda minimum tarama derinliğinin daha düşük sapma değeri göstermesine rağmen istatistiksel olarak sadece Grup 4 ve Grup 6 anlamlı sonuçlar göstermiştir. Yazılım üzerinden kameranın odak derinliğinin ayarlanması ile ilgili güncel literatürde karşılaştırma yapılacak bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ancak kameranın odak derinliğinin değiştirilmesinin yukarıda belirtildiği gibi kameranın tarama yapılan bölgeden uzaklaştırılması gibi bir etkiye sahip olduğunu düşünmekteyiz. Ağız içi tarayıcı cihazının kamerasına taranacak yüzey uzaklığı değiştikçe nokta bulutunun oluşturulması ve sonrasındaki noktaları birleştirilerek .stl dosya dönüşümünde sapmalar olabileceği ve bu sapmaların dijital ölçü hassasiyetinde değişikliklere neden olabileceği öngörülebilir. Tarama yapılacak bölgeye kamera yaklaştıkça yüzey üzerinde belirlenen her noktanın kameraya olan uzaklığı trigonometrik olarak daha hassas şekilde hesaplanabilmektedir (LİT). Bu nedenle çoğu test grubumuzda dijital ölçü hassasiyeti bakımından minimum odak tarama derinliğinde daha az sapma olduğu düşünülmektedir.

Dijital ölçü tarama sonuçları doğruluk değerleri açısından incelendiğinde ise tam ark dijital ölçü taramaları göreceli yüksek sapma değerleri göstermiş olmalarına rağmen sapmalar anlamlı olarak bulunmamıştır. Maksimum ve minimum tarama derinliklerinde tüm gruplarda sapma değerlerinde göreceli düşme görülmüştür. Tam ark tarama yapılan gruplarda bu sapmalardaki düşüşler anlamlı olarak değerlendirilmiştir. Bu sonuçlar çerçevesinde kamera odak uzaklığının dijital ölçü hassasiyeti üzerine anlamlı etkisi olduğu sonucuna varılabilir.

Ağız içi tarayıcı kullanımında dijital veri elde edilecek dışsızlık bölgenin uzun olması dijital iş akışındaki en büyük engellerden biridir. Dişler gibi sabit anatomik referans noktalarının olmaması, referans görüntü olarak elde edilen ilk görüntünün kullanılarak sonrasında elde edilen görüntülerin üst üste binmesine sebep olabilmektedir. Her bir görüntü bir önceki görüntüye bağlanarak devamlı görüntü eldesi sağlamaktadır. Referans nokta eksikliği bağlanma hatalarına ve sonuç olarak ağız içi tarayıcının hassasiyet değerlerinin azalmasına sebep olabilmektedir. Bu

bağlanma hataları özellikle aynı arkta altı veya daha fazla implantın bulunduğu durumlarda görülmektedir (Gimenez-Gonzalez vd., 2017; Imburgia vd., 2017). Mangano ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada üç ve altı implant yerleştirilmiş alçı model üzerinden tam ve segmental ark dijital ölçü taraması gerçekleştirmiş ve çalışma sonucunda tam ark dijital ölçü taramalarının segmental ark dijital ölçü tarama sonuçları ile karşılaştırıldığında daha düşük hassasiyet değerleri verdiği gösterilmiştir (Di Fiore vd., 2022). Ciaocca ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada altı implant üzeri tam ark dijital ölçü taramaları gerçekleştirilmiş ve tarama stratejisine bağlı olmadan tarama parçaları arasındaki mesafenin artmasının tarayıcı hassasiyeti üzerine negatif yönde etkisi olduğu görülmüştür. Hassasiyet değerlerindeki sapmaların arktaki taranacak bölgenin uzunluğuna bağlı olarak yükseldiği gösterilmiştir (Ciocca vd., 2018). Çalışmamızda kullanılan tam ark dijital ölçü tarama sonuçları dört implant ve altı implant yerleştirilmiş modeller üzerinden gerçekleştirildi. İmplantlar arası mesafenin 4 implant yerleştirilmiş modellerde daha fazla olması tarayıcı hassasiyetinde sapmaların artmasına sebep olmuştur. Gimenez ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada farklı derinlik ve açılarda implantlar yerleştirilmiş ve altı implant üzerinden ağız içi tarayıcı kullanılarak taramalar gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler sonucu implantlardaki açının dijital ölçü doğruluğuna etkisi olmadığı görülmüştür (Gimenez-Gonzalez vd., 2017). Buna karşılık Papaspyridakos ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada tam ark ölçüsü konvansiyonel ve dijital yöntemlerle elde edilmiştir. Çalışma sonucu 15° den fazla implant açılanmalarının tam dışsız hastalarda ölçü doğruluğu üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir (Papaspyridakos vd., 2016). Yapılan tez çalışmasında dört adet implant taraması sonucu elde edilen verilerin açılanmaya bağlı benzer değerlerde sapmalar gösterdiği sonucuna varılmıştır.

Grup 2P de minimum ve maksimum tarama derinliği değiştirildiğinde tarayıcı hassasiyetinin istatistiksel olarak farklılık gösterdiği gruplardandır. Tam ark dijital ölçü taramalarına benzer olarak referans nokta sayısının yetersiz olması, distal kontak olmaması bu grup sonuçlarındaki değişikliğin sebeplerinden olarak düşünülmektedir. Grup 4 ve Grup 6 ile karşılaştırıldığında, her iki tarama derinliğinde de Grup 2P daha yüksek hassasiyet değerleri göstermiştir.

Çalışmamız in-vitro ortamda gerçekleşmesi nedeniyle elde edilen sonuçlar ağız içi taramalarda farklılıklar gösterebilir. Dişetin olmaması, hareketli doku, tükürük, kan gibi tarayıcı hassasiyeti üzerinde etkili olan faktörlerin bulunmaması,

tarama öncesinde parlamayı önleyici tarama spreyinin kullanılması tarama sırasında oluşabilecek hataların minimize edilmesine sebep olabilir. Yine hareketli dokuların varlığı, dişsiz alt çenede hareketli ağız tabanının varlığı, hastanın tarama sırasında hareket etmesi, hasta mukozasında keratinize diş eti yetersizliği nedeni ile doku hareketinin fazla olması gibi faktörler tarayıcının sabit referans nokta belirlemesini engeller ve görüntülerin birleştirilmesi sırasında oluşabilecek hatalar sonucu dijital ölçü hassasiyeti negatif yönde etkilenebilir. Çalışmanın in vitro olarak yapılması yukarıda sayılan nedenlerle genel limitasyonumuzu oluşturmaktadır.

Çalışmanın anlamlı sonuçları, minimum tarama derinliğinin tüm taramalarda daha düşük sapma değeri göstermesi, tarama derinliğinin aza indirilmesi ile tarayıcının daha çok taranan bölgeye odaklanarak çevre doku hareketlerinden çok fazla etkilenmemesi, referans verilerin yetersiz olduğu ve hareketli dokuların bulunması durumunda kullanılması umut vericidir. Güncel literatür incelendiğinde ağız içi tarayıcıların hassasiyetini etkileyen tarama sırasında kullanılan tarama parçalarının konfigürasyonu ve kullanılan tarayıcı tipinin tarama hassasiyetine etkisi ile ilgili yeterli yayın bulunmamaktadır. İlgili konularla ait araştırmaların yapılması ve dijital ölçü hassasiyet ölçümlerinin in vivo olarak takip edilmesi gelecek dönem hedefleri arasında bulunmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Değişik hasta senaryolarında farklı tarama stratejileri ve yazılım parametrelerinin dijital ölçü hassasiyeti üzerine etkilerinin değerlendirildiği bu çalışmada sınırlarımız dahilinde aşağıdaki sonuç ve önerilere ulaşılmıştır;

1. Tüm hasta senaryolarında elde edilen test verileri dijital ölçü hassasiyeti açısından klinik kabul edilebilir sınırları içerisinde olduğu görülmüştür ($44.70 \pm 11.02 \mu\text{m}$ - $10.56 \pm 5.52 \mu\text{m}$). Ağız içi tarayıcıların rutin klinik pratikte birçok senaryoda dijital ölçü hassasiyeti bakımından değerlendirildiğinde güvenle kullanılabileceği sonucuna varılmıştır.

2. Tam ark dijital ölçü taramalarının segmental ark dijital ölçü taramaları ile karşılaştırılması sonucu segmental taramanın, dijital ölçünün hassasiyeti açısından matematiksel olarak daha düşük test sonuçları gösterdiği görüldü. Tam ark dijital ölçü taramalarında Grup 4 göreceli yüksek dijital ölçü sapma değerleri göstermiştir. Segmental ark taramalarında Grup 2P doğruluk açısından değerlendirildiğinde en düşük test verileri elde edilmiştir.

3. Açılı implant varlığının dijital ölçü doğruluğunu istatistiksel olarak etkilemediği, ancak açılanmanın özellikle tam ark dijital ölçü taramalarında implant arası mesafenin artmasına neden olduğu için matematiksel test verilerinde artışa neden olduğu söylenebilir. Segmental taramalarda açıdan daha çok kurvatur varlığının dijital ölçü hassasiyetini etkilediği düşünülmektedir.

4. Minimum ve maksimum odak tarama derinliği açısından değerlendirildiğinde minimum tarama derinliğinde elde edilen tüm dijital ölçü taramalarının göreceli daha düşük doğruluk test değerleri verdiği, bu değerlerin Grup 4 ve Grup 6 test gruplarında anlamlı daha düşük sonuçlar gösterdiği görüldü.

5. Bu tez çalışmasının sınırları dahilinde elde edilen dijital ölçü hassasiyeti test verileri göz önünde bulundurulduğunda dijital ölçüsü alınan bölgedeki implant sayısının artmasının ve buna bağlı olarak implantlar arası mesafenin daha az olmasının dijital ölçü doğruluğunu olumlu yönde etkilediği söylenebilir.

6. Dijital ölçü alınan bölgede referans nokta sayısının çok olması ve dijital ölçü taramasının segmental yapılmasının ölçü hassasiyetini olumlu etkilediği görüldü. Bu nedenle dişsiz bölgelerde ve tam ark dijital ölçü taramalarında dijital ölçü hassasiyetinin azalacağı ve klinik açıdan önemli sonuçları olacağı sonucuna varılabilir. Çalışmanın in-vitro olması ve bu etkenlerin in-vivo şartlarda daha da

etkili olabileceği sebebi ile klinik şartlarda tam dişsizliklerdeki az sayıda implant varlığında geleneksel ölçü yöntemi klinisyenlere önerilebilir.



KAYNAKÇA

- Abdulla, M., Ali, H., & Jamel, R. (2020). CAD-CAM Technology: A literature review. *Al-Rafidain Dental Journal*, 20(1), 95–113. <https://doi.org/10.33899/RDEN.2020.164542>
- Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M., & Kotiranta, U. (2018). Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 27(1), 35–41. <https://doi.org/10.1111/jopr.12527>
- Akça, K., & Cehreli, M. C. (2004). Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 19(4), 517–523
- Albanchez-González, M. I., Brinkmann, J. C., Peláez-Rico, J., López-Suárez, C., Rodríguez-Alonso, V., & Suárez-García, M. J. (2022). Accuracy of Digital Dental Implants Impression Taking with Intraoral Scanners Compared with Conventional Impression Techniques: A Systematic Review of In Vitro Studies. *International journal of environmental research and public health*, 19(4), 2026. <https://doi.org/10.3390/ijerph19042026>
- Albrektsson, T., & Lekholm, U. (1989). Osseointegration: current state of the art. *Dental clinics of North America*, 33 4, 537-54 .
- Alghazzawi T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*, 60(2), 72–84. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.003>
- Alikhasi, M., Siadat, H., Nasirpour, A., & Hasanzade, M. (2018). Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *International journal of dentistry*, 2018, 3761750. <https://doi.org/10.1155/2018/3761750>
- Amin, S., Weber, H. P., Finkelman, M., El Rafie, K., Kudara, Y., & Papaspyridakos, P. (2017). Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clinical oral implants research*, 28(11), 1360–1367. <https://doi.org/10.1111/clr.12994>
- Andriessen, F. S., Rijkens, D. R., van der Meer, W. J., & Wismeijer, D. W. (2014). Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111(3), 186–194. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.07.010>
- Anusavice, K.J. (2003) Phillips' science of dental materials. 11th Edition, WB Saunders, Philadelphia.
- Arakida, T., Kanazawa, M., Iwaki, M., Suzuki, T., & Minakuchi, S. (2018). Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *Journal of prosthodontic research*, 62(3), 324–329. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.12.005>
- Arcuri, L., Lio, F., Campana, V., Mazzetti, V., Federici, F. R., Nardi, A., & Galli, M. (2022). Influence of Implant Scanbody Wear on the Accuracy of Digital Impression for Complete-Arch: A Randomized In Vitro Trial. *Materials (Basel, Switzerland)*, 15(3), 927. <https://doi.org/10.3390/ma15030927>
- Arcuri, L., Pozzi, A., Lio, F., Rompen, E., Zechner, W., & Nardi, A. (2020). Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *Journal of prosthodontic research*, 64(2), 128–136. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.06.001>

- Arieli A, Adawi M, Masri M, Weinberg E, Beitlitum I, Pilo R, Levartovsky S. The Accuracy of Open-Tray vs. Snap on Impression Techniques in A 6-Implant Model: An In Vitro 3D Study. *Materials (Basel)*. 2022 Mar 12;15(6):2103. doi: 10.3390/ma15062103. PMID: 35329555; PMCID: PMC8950925.
- Atieh, M. A., Ritter, A. V., Ko, C. C., & Duqum, I. (2017). Accuracy evaluation of intraoral optical impressions: A clinical study using a reference appliance. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118(3), 400–405. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.10.022>
- Baig M. R. (2019). Multi-Implant Impressions. To Splint or Not to Splint: A Critical Review. *The International journal of prosthodontics*, 32(1), 66–67. <https://doi.org/10.11607/ijp.6014>
- Bakıç H, KOCACIKLI M, KORKMAZ T (2021). DİŞ HEKİMLİĞİNDE GÜNCEL İNTRAORAL TARAYICILAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 289 - 304. 10.17567/ataunidfd.713422
- Bartlett, D. W., Greenwood, R., & Howe, L. (2002). The suitability of head-of-implant and conventional abutment impression techniques for implant-retained three unit bridges: an in vitro study. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 10(4), 163–166.
- Beddis, H., Lello, S., Cunliffe, J., & Coulthard, P. (2012). Subperiosteal implants. *British dental journal*, 212(1), 4. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2012.6>
- Bhakta, S., Vere, J., Calder, I., & Patel, R. (2011). Impressions in implant dentistry. *British dental journal*, 211(8), 361–367. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2011.862>
- Brånemark, P. I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B. O., Lindström, J., & Ohlsson, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 3(2), 81–100. <https://doi.org/10.3109/02844316909036699>
- Brånemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., & Ohman, A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. Supplementum*, 16, 1–132.
- Burhardt, L., Livas, C., Kerdijk, W., van der Meer, W. J., & Ren, Y. (2016). Treatment comfort, time perception, and preference for conventional and digital impression techniques: A comparative study in young patients. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 150(2), 261–267. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2015.12.027>
- Burns, J., Palmer, R., Howe, L., & Wilson, R. (2003). Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(3), 250–255. <https://doi.org/10.1067/mpr.2003.38>
- CAD-CAM Technology: A literature review. *Al-Rafidain Dental Journal*, 20(1), (2020). 95-113. doi: 10.33899/rden.2020.164542
- Cakmak, G., Marques, V. R., Donmez, M. B., Lu, W. E., Abou-Ayash, S., & Yilmaz, B. (2022). Comparison of measured deviations in digital implant scans depending on software and operator. *Journal of dentistry*, 122, 104154. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104154>

- Chai, J., Takahashi, Y., & Lautenschlager, E. P. (1998). Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials. *The International journal of prosthodontics*, 11(3), 219–223.
- Chattman R. (1970). Implantology: history and review. *Bulletin Of The Plainfield Dental Society*, 2(2), 15–19.
- Chen, Y., Zhai, Z., Watanabe, S., Nakano, T., & Ishigaki, S. (2022). Understanding the effect of scan spans on the accuracy of intraoral and desktop scanners. *Journal of dentistry*, 124, 104220. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104220>
- Chew, C. L., Chee, W. W., & Donovan, T. E. (1993). The influence of temperature on the dimensional stability of poly (vinyl siloxane) impression materials. *The International journal of prosthodontics*, 6(6), 528–532.
- Cho, S. H., Schaefer, O., Thompson, G. A., & Guentsch, A. (2015). Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(4), 310–315. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.09.027>
- Chochlidakis, K. M., Papaspyridakos, P., Geminiani, A., Chen, C. J., Feng, I. J., & Ercoli, C. (2016). Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(2), 184–190.e12. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.017>
- Chugh A, Arora A, Singh VP. Accuracy of different putty-wash impression techniques with various spacer thickness. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2012 Jan;5(1):33-8. doi: 10.5005/jp-journals-10005-1131. Epub 2012 Feb 24. PMID: 25206132; PMCID: PMC4093633.
- Ciocca, L., Meneghello, R., Monaco, C., Savio, G., Scheda, L., Gatto, M. R., & Baldissara, P. (2018). In vitro assessment of the accuracy of digital impressions prepared using a single system for full-arch restorations on implants. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 13(7), 1097–1108. <https://doi.org/10.1007/s11548-018-1719-5>
- Craig's R. G. (1988). Review of dental impression materials. *Advances in dental research*, 2(1), 51–64. <https://doi.org/10.1177/08959374880020012001>
- Craig's RG., Powers JM., Wataha JC., *Dental Materials Properties and Manipulation*, 7th ed, St Louis, Elsevier, 2000, 138-184.
- Craig's, R. G., & Sun, Z. (1994). Trends in elastomeric impression materials. *Operative dentistry*, 19(4), 138–145.
- Cullen, D. R., Mikesell, J. W., & Sandrik, J. L. (1991). Wettability of elastomeric impression materials and voids in gypsum casts. *The Journal of prosthetic dentistry*, 66(2), 261–265. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(05\)80058-7](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(05)80058-7)
- Dehurtevent, M., Robberecht, L., & Béhin, P. (2015). Influence of dentist experience with scan spray systems used in direct CAD/CAM impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(1), 17–21. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.006>
- Del'acqua, M. A., de Avila, É. D., Amaral, Â. L., Pinelli, L. A., & de Assis Mollo, F., Jr (2012). Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 27(3), 544–550.

- Di Fiore, A., Graiff, L., Savio, G., Granata, S., Basilicata, M., Bollero, P., & Meneghello, R. (2022). Investigation of the Accuracy of Four Intraoral Scanners in Mandibular Full-Arch Digital Implant Impression: A Comparative In Vitro Study. *International journal of environmental research and public health*, 19(8), 4719. <https://doi.org/10.3390/ijerph19084719>
- Ebeid, K., Nouh, I., Ashraf, Y., & Cesar, P. F. (2022). Accuracy of different laboratory scanners for scanning of implant-supported full arch fixed prosthesis. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 34(5), 843–848. <https://doi.org/10.1111/jerd.12918>
- Ender, A., & Mehl, A. (2013). Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(2), 121–128. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60028-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60028-1)
- Enkling, N., Bayer, S., Jöhren, P., & Mericske-Stern, R. (2012). Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clinical implant dentistry and related research*, 14(1), 144–151. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00240.x>
- Farhan, D., Lauer, W., Heydecke, G., Aarabi, G., & Reissmann, D. R. (2016). Handling of Polyvinylsiloxane Versus Polyether for Implant Impressions. *The International journal of prosthodontics*, 29(4), 403–405. <https://doi.org/10.11607/ijp.4663>
- Fluegge, T., Att, W., Metzger, M., & Nelson, K. (2017). A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 26(1), 34–41. <https://doi.org/10.1111/jopr.12362>
- Flügge, T. V., Att, W., Metzger, M. C., & Nelson, K. (2016). Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *The International journal of prosthodontics*, 29(3), 277–283. <https://doi.org/10.11607/ijp.4417>
- Flügge, T. V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S., & Metzger, M. C. (2013). Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 144(3), 471–478. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.04.017>
- Flügge, T., van der Meer, W. J., Gonzalez, B. G., Vach, K., Wismeijer, D., & Wang, P. (2018). The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research*, 29 Suppl 16, 374–392. <https://doi.org/10.1111/clr.13273>
- Fredrickson, E.J., Stevens, P.J., & Gress, M.L. (1994). *Implant Prosthodontics: Clinical and Laboratory Procedures*.
- García-Martínez, I., CáceresMonllor, D., Solaberrieta, E., Ferreiroa, A., & Pradíes, G. (2021). Accuracy of digitization obtained from scannable and nonscannable elastomeric impression materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 125(2), 300–306. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.002>

- Gavounelis, N. A., Gogola, C. C., & Halazonetis, D. J. (2022). The Effect of Scanning Strategy on Intraoral Scanner's Accuracy. *Dentistry journal*, 10(7), 123. <https://doi.org/10.3390/dj10070123>
- Giménez, B., Özcan, M., Martínez-Rus, F., & Pradíes, G. (2015). Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant dentistry*, 24(5), 498–504. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000283>
- Gimenez-Gonzalez, B., Hassan, B., Özcan, M., & Pradíes, G. (2017). An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 26(8), 650–655. <https://doi.org/10.1111/jopr.12457>
- Giordano R., 2nd (2000). Impression materials: basic properties. *General dentistry*, 48(5), 510–516.
- Gjølvd, B., Chrcanovic, B. R., Korduner, E. K., Collin-Bagewitz, I., & Kisch, J. (2016). Intraoral Digital Impression Technique Compared to Conventional Impression Technique. A Randomized Clinical Trial. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 25(4), 282–287. <https://doi.org/10.1111/jopr.12410>
- Gómez-Polo, M., Revilla-León, M., Limones, Á., Cascos, R., Gómez-Polo, C., & Ortega, R. (2022). Intraoral Digital Scans for Fabricating Tooth-Supported Prostheses Using a Custom Intraoral Scan Body. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 31(4), 356–361. <https://doi.org/10.1111/jopr.13468>
- Gómez-Polo, M., Sallorenzo, A., Ortega, R., Gómez-Polo, C., Barmak, A. B., Att, W., & Revilla-León, M. (2022). Influence of implant angulation and clinical implant scan body height on the accuracy of complete arch intraoral digital scans. *The Journal of prosthetic dentistry*, S0022-3913(21)00651-X. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.11.018>
- Gonçalves, F. S., Popoff, D. A., Castro, C. D., Silva, G. C., Magalhães, C. S., & Moreira, A. N. (2011). Dimensional stability of elastomeric impression materials: a critical review of the literature. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 19(4), 163–166.
- Goracci, C., Franchi, L., Vichi, A., & Ferrari, M. (2016). Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. *European journal of orthodontics*, 38(4), 422–428. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjv077>
- Hahnel, S., Wieser, A., Lang, R., & Rosentritt, M. (2015). Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical oral implants research*, 26(11), 1297–1301. <https://doi.org/10.1111/clr.12454>
- Hamalian, T. A., Nasr, E., & Chidiac, J. J. (2011). Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 20(2), 153–160. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2010.00673.x>
- Hasanzade, M., Aminikhah, M., Afrashtehfar, K. I., & Alikhasi, M. (2021). Marginal and internal adaptation of single crowns and fixed dental prostheses by using digital and conventional workflows: A systematic review and meta-

- analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 126(3), 360–368.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.07.007>
- Hategan, S. I., Ionel, T. F., Goguta, L., Gavrilovici, A., Negrutiu, M. L., & Jivanescu, A. (2018). Powder and Powder-Free Intra-Oral Scanners: Digital Impression Accuracy. *Primary dental journal*, 7(2), 40–43.
<https://doi.org/10.1177/205016841800700207>
- Helkimo, E., Carlsson, G. E., & Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta odontologica Scandinavica*, 35(6), 297–303.
<https://doi.org/10.3109/00016357709064128>
- Hembree, J. H., Jr, & Taylor, T. J. (1984). Comparative accuracy of some new impression materials used for indirect technics. *The Journal of the Tennessee Dental Association*, 64(2), 33–35.
- Holst, S., Blatz, M. B., Hegenbarth, E., Wichmann, M., & Eitner, S. (2005). Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 63(9 Suppl 2), 89–96.
<https://doi.org/10.1016/j.joms.2005.05.161>
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.01.005>
- Huang, R., Liu, Y., Huang, B., Zhang, C., Chen, Z., & Li, Z. (2020). Improved scanning accuracy with newly designed scan bodies: An in vitro study comparing digital versus conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation. *Clinical oral implants research*, 31(7), 625–633.
<https://doi.org/10.1111/clr.13598>
- Imburgia, M., Logozzo, S., Hauschild, U., Veronesi, G., Mangano, C., & Mangano, F. G. (2017). Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC oral health*, 17(1), 92.
<https://doi.org/10.1186/s12903-017-0383-4>
- Ingervall, B., & Helkimo, E. (1978). Masticatory muscle force and facial morphology in man. *Archives of oral biology*, 23(3), 203–206.
[https://doi.org/10.1016/0003-9969\(78\)90217-0](https://doi.org/10.1016/0003-9969(78)90217-0)
- Jacob, S.A., P.N, S., & Internationals, O. (2016). CAD CAM - Understanding the Basics: A Review.
- Kemppainen, P., Eskola, S., & Ylipaavalniemi, P. (1997). A comparative prospective clinical study of two single-tooth implants: a preliminary report of 102 implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77(4), 382–387.
[https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(97\)70163-x](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(97)70163-x)
- Keskin Özyer, E. , Kahramanoğlu, E. , Aslan, Y. U. & Özkan, Y. (2019). İmplant Destekli Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Ölçü Yöntemleri ve Materyalleri: Derleme . *European Journal of Research in Dentistry* , 3 (2) , 124-132 . DOI: 10.35333/ERD.2019.101
- Kim SJ, Son K, Lee KB. Digital evaluation of axial displacement by implant-abutment connection type: An *in vitro* study. *J Adv Prosthodont*. 2018 Oct;10(5):388-394. doi: 10.4047/jap.2018.10.5.388. Epub 2018 Oct 22. PMID: 30370031; PMCID: PMC6202430.
- Kim, J., Park, J. M., Kim, M., Heo, S. J., Shin, I. H., & Kim, M. (2016). Comparison of experience curves between two 3-dimensional intraoral scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(2), 221–230.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.018>

- Kim, J., Son, K., & Lee, K. B. (2020). Displacement of scan body during screw tightening: A comparative *in vitro* study. *The journal of advanced prosthodontics*, 12(5), 307–315. <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.5.307>
- Kim, K. R., Seo, K. Y., & Kim, S. (2019). Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression. *The Journal of prosthetic dentistry*, 122(6), 543–549. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.018>
- Kiraz, M. S. & Çevik, P. (2022). İmplant Üstü Protezlerde Konvansiyonel ve Dijital Ölçü Teknikleri . *Selcuk Dental Journal* , 9 (1) , 268-277 . DOI: 10.15311/selcukdentj.898767\
- Koseoglu, M., Kahramanoglu, E., & Akin, H. (2021). Evaluating the Effect of Ambient and Scanning Lights on the Trueness of the Intraoral Scanner. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 30(9), 811–816. <https://doi.org/10.1111/jopr.13341>
- Lee, H., So, J. S., Hochstedler, J. L., & Ercoli, C. (2008). The accuracy of implant impressions: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 100(4), 285–291. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60208-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60208-5)
- Lee, J. H., Bae, J. H., & Lee, S. Y. (2021). Trueness of digital implant impressions based on implant angulation and scan body materials. *Scientific reports*, 11(1), 21892. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-01442-9>
- Lee, S. J., & Gallucci, G. O. (2013). Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clinical oral implants research*, 24(1), 111–115. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02430.x>
- Li, H., Lyu, P., Wang, Y., & Sun, Y. (2017). Influence of object translucency on the scanning accuracy of a powder-free intraoral scanner: A laboratory study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(1), 93–101. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.04.008>
- Lim, J. H., Park, J. M., Kim, M., Heo, S. J., & Myung, J. Y. (2018). Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(2), 225–232. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.05.002>
- Liu P. R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 26(7), 507–527.
- Lo Russo, L., Caradonna, G., Biancardino, M., De Lillo, A., Troiano, G., & Guida, L. (2019). Digital versus conventional workflow for the fabrication of multiunit fixed prostheses: A systematic review and meta-analysis of vertical marginal fit in controlled *in vitro* studies. *The Journal of prosthetic dentistry*, 122(5), 435–440. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.12.001>
- Lyu, M., Di, P., Lin, Y., & Jiang, X. (2021). Accuracy of impressions for multiple implants: A comparative study of digital and conventional techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*.
- Mandikos M. N. (1998). Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Australian dental journal*, 43(6), 428–434. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1998.tb00204.x>
- Mangano, F. G., Admakin, O., Bonacina, M., Lerner, H., Rutkunas, V., & Mangano, C. (2020). Trueness of 12 intraoral scanners in the full-arch implant impression: a comparative *in vitro* study. *BMC oral health*, 20(1), 263. <https://doi.org/10.1186/s12903-020-01254-9>

- Mangano, F. G., Veronesi, G., Hauschild, U., Mijiritsky, E., & Mangano, C. (2016). Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study. *PloS one*, 11(9), e0163107. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0163107>
- Marcinak, C. F., Young, F. A., Draughn, R. A., & Flemming, W. R. (1980). Linear dimensional changes in elastic impression materials. *Journal of dental research*, 59(7), 1152–1155. <https://doi.org/10.1177/00220345800590071001>
- Marques, S., Ribeiro, P., Falcão, C., Lemos, B. F., Ríos-Carrasco, B., Ríos-Santos, J. V., & Herrero-Climent, M. (2021). Digital Impressions in Implant Dentistry: A Literature Review. *International journal of environmental research and public health*, 18(3), 1020. <https://doi.org/10.3390/ijerph18031020>
- Menini, M., Setti, P., Pera, F., Pera, P., & Pesce, P. (2018). Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure. *Clinical oral investigations*, 22(3), 1253–1262. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2217-9>
- Merve Varol
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44–56. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.44>
- Miyoshi, K., Tanaka, S., Yokoyama, S., Sanda, M., & Baba, K. (2020). Effects of different types of intraoral scanners and scanning ranges on the precision of digital implant impressions in edentulous maxilla: An in vitro study. *Clinical oral implants research*, 31(1), 74–83. <https://doi.org/10.1111/clr.13548>
- Mizumoto, R. M., & Yilmaz, B. (2018). Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(3), 343–352. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.10.029>
- Mizumoto, R. M., Yilmaz, B., McGlumphy, E. A., Jr, Seidt, J., & Johnston, W. M. (2020). Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(1), 96–104. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.01.003>
- Moreira, A. H., Rodrigues, N. F., Pinho, A. C., Fonseca, J. C., & Vilaça, J. L. (2015). Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clinical implant dentistry and related research*, 17 Suppl 2, e751–e764. <https://doi.org/10.1111/cid.12310>
- Motel, C., Kirchner, E., Adler, W., Wichmann, M., & Matta, R. E. (2020). Impact of Different Scan Bodies and Scan Strategies on the Accuracy of Digital Implant Impressions Assessed with an Intraoral Scanner: An In Vitro Study. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 29(4), 309–314. <https://doi.org/10.1111/jopr.13131>
- Müller, P., Ender, A., Joda, T., & Katsoulis, J. (2016). Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 47(4), 343–349. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a35524>
- Nassar, U., Oko, A., Adeeb, S., El-Rich, M., & Flores-Mir, C. (2013). An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(3), 172–178. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60038-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60038-4)

- Niide, J., Fushima, K., Miyagawa, Y., Oda, H., & Suzuki, Y. (1986). *Nihon Kyosei Shika Gakkai zasshi = The journal of Japan Orthodontic Society*, 45(3), 401–410.
- Ochsmann, E., Brand, P., Kraus, T., & Reich, S. (2020). Ultrafine particles in scanning sprays: a standardized examination of five powders used for dental reconstruction. *Journal of occupational medicine and toxicology (London, England)*, 15, 20. <https://doi.org/10.1186/s12995-020-00271-2>
- Oral implantology. Glossary of implant terms. (2007). *The Journal of oral implantology, Suppl 1*, 2–14.
- Osman, M., Ziada, H., Suliman, A., & Abubakr, N. H. (2019). A prospective clinical study on implant impression accuracy. *International journal of implant dentistry*, 5(1), 38. <https://doi.org/10.1186/s40729-019-0190-6>
- Panichuttra, R., Jones, R. M., Goodacre, C., Munoz, C. A., & Moore, B. K. (1991). Hydrophilic poly(vinyl siloxane) impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *The International journal of prosthodontics*, 4(3), 240–248.
- Papaspyridakos, P., Gallucci, G. O., Chen, C. J., Hanssen, S., Naert, I., & Vandenberghe, B. (2016). Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clinical oral implants research*, 27(4), 465–472. <https://doi.org/10.1111/clr.12567>
- Patzelt, S. B., Emmanouilidi, A., Stampf, S., Strub, J. R., & Att, W. (2014). Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical oral investigations*, 18(6), 1687–1694. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1132-y>
- Patzelt, S. B., Vonau, S., Stampf, S., & Att, W. (2013). Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *Journal of the American Dental Association* (1939), 144(8), 914–920. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2013.0209>
- Phillips RW, Swartz ML, Norman RD. Materials for the practicing dentist: CV Mosby Co.; 1969.
- Prudente, M. S., Davi, L. R., Nabbout, K. O., Prado, C. J., Pereira, L. M., Zancopé, K., & Neves, F. D. (2018). Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(3), 377–383. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.03.024>
- Punj, A., Bompolaki, D., & Garaicoa, J. (2017). Dental Impression Materials and Techniques. *Dental clinics of North America*, 61(4), 779–796. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.004>
- Resende, C. C. D., Barbosa, T. A. Q., Moura, G. F., Tavares, L. D. N., Rizzante, F. A. P., George, F. M., Neves, F. D. D., & Mendonça, G. (2021). Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans. *The Journal of prosthetic dentistry*, 125(2), 294–299. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.12.011>
- Revell, G., Simon, B., Mennito, A., Evans, Z. P., Renne, W., Ludlow, M., & Vág, J. (2022). Evaluation of complete-arch implant scanning with 5 different intraoral scanners in terms of trueness and operator experience. *The Journal of prosthetic dentistry*, 128(4), 632–638. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.01.013>
- Revilla-León, M., Att, W., Özcan, M., & Rubenstein, J. (2021). Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate measuring

- machine. *The Journal of prosthetic dentistry*, 125(3), 470–478. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.03.005>
- Revilla-León, M., Fogarty, R., Barrington, J. J., Zandinejad, A., & Özcan, M. (2020). Influence of scan body design and digital implant analogs on implant replica position in additively manufactured casts. *The Journal of prosthetic dentistry*, 124(2), 202–210. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.07.011>
- Revilla-León, M., Gohil, A., Barmak, A. B., Gómez-Polo, M., Pérez-Barquero, J. A., Att, W., & Kois, J. C. (2022). Influence of ambient temperature changes on intraoral scanning accuracy. *The Journal of prosthetic dentistry*, S0022-3913(22)00061-0. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.01.012>
- Revilla-León, M., Jiang, P., Sadeghpour, M., Piedra-Cascón, W., Zandinejad, A., Özcan, M., & Krishnamurthy, V. R. (2020). Intraoral digital scans-Part 1: Influence of ambient scanning light conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*, 124(3), 372–378. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.06.003>
- Revilla-León, M., Smith, Z., Methani, M. M., Zandinejad, A., & Özcan, M. (2021). Influence of scan body design on accuracy of the implant position as transferred to a virtual definitive implant cast. *The Journal of prosthetic dentistry*, 125(6), 918–923. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.03.019>
- Revilla-León, M., Subramanian, S. G., Att, W., & Krishnamurthy, V. R. (2021). Analysis of Different Illuminance of the Room Lighting Condition on the Accuracy (Trueness and Precision) of An Intraoral Scanner. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 30(2), 157–162. <https://doi.org/10.1111/jopr.13276>
- Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguie, G., Viennot, S., Robinson, P., Farges, J. C., Fages, M., & Ducret, M. (2017). Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *Journal of healthcare engineering*, 2017, 8427595. <https://doi.org/10.1155/2017/8427595>
- Ring M. E. (1995). A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 16(10), .
- Roig, E., Álvarez-Maldonado, N., Garza, L. C., Vallés, M., Espona, J., & Roig, M. (2019). Impact of design and length on the accuracy of closed tray transfer copings. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 11(8), e707–e712. <https://doi.org/10.4317/jced.55588>
- Róth, I., Czigola, A., Fehér, D., Vitai, V., Joós-Kovács, G. L., Hermann, P., Borbély, J., & Vecsei, B. (2022). Digital intraoral scanner devices: a validation study based on common evaluation criteria. *BMC oral health*, 22(1), 140. <https://doi.org/10.1186/s12903-022-02176-4>
- Rubel B. S. (2007). Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dental clinics of North America*, 51(3), 629–vi. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.03.006>
- Rupf, S., Berger, H., Buchter, A., Harth, V., Ong, M. F., & Hannig, M. (2015). Exposure of patient and dental staff to fine and ultrafine particles from scanning spray. *Clinical oral investigations*, 19(4), 823–830. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1300-8>
- Rutkunas, V., Bilius, V., Simonaitis, T., Auskalnis, L., Jurgilevicius, J., & Akulauskas, M. (2022). The effect of different implant impression splinting

- techniques and time on the dimensional accuracy: An in vitro study. *Journal of dentistry*, 126, 104267. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104267>
- Rutkūnas, V., Gečiauskaitė, A., Jegelevičius, D., & Vaitiekūnas, M. (2017). Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *European journal of oral implantology*, 10 Suppl 1, 101–120.
- Rutkunas, V., Larsson, C., Vult von Steyern, P., Mangano, F., & Gedrimiene, A. (2020). Clinical and laboratory passive fit assessment of implant-supported zirconia restorations fabricated using conventional and digital workflow. *Clinical implant dentistry and related research*, 22(2), 237–245. <https://doi.org/10.1111/cid.12885>
- Scacchi M. (2000). The development of the ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part 1: A review of the literature. *Clinical oral implants research*, 11 Suppl 1, 8–21. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.011s1008.x>
- Schepke, U., Meijer, H. J., Kerdijk, W., & Cune, M. S. (2015). Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(3), 403–6.e1. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.003>
- Sclar A. G. (2004). Strategies for management of single-tooth extraction sites in aesthetic implant therapy. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 62(9 Suppl 2), 90–105. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2004.06.041>
- Siadat, H., Alikhasi, M., Beyabanaki, E., & Rahimian, S. (2016). Comparison of Different Impression Techniques When Using the All-on-Four Implant Treatment Protocol. *The International journal of prosthodontics*, 29(3), 265–270. <https://doi.org/10.11607/ijp.4341>
- Stevens P. J. Fredrickson E. J. & Gress M. L. (2000). *Implant prosthodontics : clinical and laboratory procedures* (2nd ed.). Mosby.
- Suese K. (2020). Progress in digital dentistry: The practical use of intraoral scanners. *Dental materials journal*, 39(1), 52–56. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-224>
- Suprono, M. S., Kattadiyil, M. T., Goodacre, C. J., & Winer, M. S. (2012). Effect of disinfection on irreversible hydrocolloid and alternative impression materials and the resultant gypsum casts. *The Journal of prosthetic dentistry*, 108(4), 250–258. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60173-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60173-5)
- Tafti, A. F., Hatami, M., Razavi, F., & Ebadian, B. (2019). Comparison of the accuracy of open-tray and snap-on impression techniques of implants with different angulations. *Dental research journal*, 16(6), 413–420.
- Tan, M. Y., Yee, S. H. X., Wong, K. M., Tan, Y. H., & Tan, K. B. C. (2019). Comparison of Three-Dimensional Accuracy of Digital and Conventional Implant Impressions: Effect of Interimplant Distance in an Edentulous Arch. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 34(2), 366–380. <https://doi.org/10.11607/jomi.6855>
- Taneva, E., Kusnoto, B., & Evans, C. A. (2015). 3D Scanning, Imaging, and Printing in Orthodontics. In (Ed.), *Issues in Contemporary Orthodontics*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/60010>
- Thongthammachat, S., Moore, B. K., Barco, M. T., 2nd, Hovijitra, S., Brown, D. T., & Andres, C. J. (2002). Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 11(2), 98–108.

- Treesh, J. C., Liacouras, P. C., Taft, R. M., Brooks, D. I., Raiciulescu, S., Ellert, D. O., Grant, G. T., & Ye, L. (2018). Complete-arch accuracy of intraoral scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(3), 382–388.
- Tsirogiannis, P., Reissmann, D. R., & Heydecke, G. (2016). Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(3), 328–335.e2. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.01.028>
- Van der Meer, W. J., Andriessen, F. S., Wismeijer, D., & Ren, Y. (2012). Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PloS one*, 7(8), e43312. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0043312>
- Vandeweghe, S., Vervack, V., Dierens, M., & De Bruyn, H. (2017). Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clinical oral implants research*, 28(6), 648–653. <https://doi.org/10.1111/clr.12853>
- Wee A. G. (2000). Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(3), 323–331. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(00\)70136-3](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(00)70136-3)
- Wesemann, C., Kienbaum, H., Thun, M., Spies, B. C., Beuer, F., & Bumann, A. (2021). Does ambient light affect the accuracy and scanning time of intraoral scans?. *The Journal of prosthetic dentistry*, 125(6), 924–931. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.03.021>
- Zarauz, C., Sailer, I., Pitta, J., Robles-Medina, M., Hussein, A. A., & Pradíes, G. (2021). Influence of age and scanning system on the learning curve of experienced and novel intraoral scanner operators: A multi-centric clinical trial. *Journal of dentistry*, 115, 103860. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103860>
- Zarina, R.S., Jaini, J., & Raj, R.S. (2017). Evolution of the Software and Hardware in CAD/CAM Systems used in Dentistry.
- Zhang, Y. J., Shi, J. Y., Qian, S. J., Qiao, S. C., & Lai, H. C. (2021). Accuracy of full-arch digital implant impressions taken using intraoral scanners and related variables: A systematic review. *International journal of oral implantology (Berlin, Germany)*, 14(2), 157–179.
- Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W. H., & Reich, S. (2015). Intraoral scanning systems - a current overview. *International journal of computerized dentistry*, 18(2), 101–129.

EKLER

Ek 1. 6 implant maksimum tarama derinlinliği doğruluk sonuçları

1	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.011	0.016	0.006	0.008	0.002	0.019	0.009	0.076	0.018
T.2	0.021	0.005	0.012	0.001	0.001	0.016	0.045	0.01	0.013
T.3	0.05	0.035	0.031	0.051	0.053	0.004	0.129	0.04	0.049
T.4	0.041	0.106	0.041	0.056	0.098	0.063	0.079	0.033	0.064
T.5	0.016	0.02	0.052	0.037	0.006	0.022	0.029	0.002	0.023
T.6	0.002	0.01	0.018	0.034	0.006	0.006	0.024	0.004	0.013

2	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.065	0.011	0.089	0.091	0.007	0.047	0.095	0.026	0.053
T.2	0.014	0.027	0.079	0.066	0.032	0.059	0.04	0.022	0.042
T.3	0.015	0.001	0.068	0.061	0	0.057	0.064	0.108	0.046
T.4	0.017	0.185	0.033	0.043	0.126	0.012	0.034	0.01	0.057
T.5	0	0.008	0.015	0.028	0.001	0.013	0.04	0.034	0.017
T.6	0.12	0.065	0.045	0.141	0.012	0.078	0.11	0.035	0.007

3	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.054	0.021	0.094	0.094	0.009	0.034	0.076	0.018	0.05
T.2	0.029	0.005	0.011	0.041	0.014	0.022	0.044	0.012	0.022
T.3	0.034	0.024	0.032	0.036	0.045	0.024	0.119	0.024	0.042
T.4	0.008	0.191	0.011	0.008	0.139	0.04	0.072	0.008	0.059
T.5	0.033	0.022	0.063	0.034	0.011	0.016	0.04	0.008	0.028
T.6	0.076	0.004	0.059	0.067	0.003	0.056	0.095	0.024	0.049

	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.028	0.022	0.031	0.009	0.012	0.029	0.04	0.028	0.248
T.2	0.015	0.003	0.001	0.004	0.006	0.02	0.022	0.006	0.009
T.3	0.044	0.021	0.034	0.044	0.061	0.048	0.089	0.063	0.05
T.4	0.006	0.209	0.009	0.006	0.158	0.051	0.042	0.012	0.061
T.5	0.024	0.025	0.034	0.02	0.033	0.017	0.036	0.01	0.024
T.6	0.039	0.025	0.035	0.055	0.001	0.042	0.042	0.036	0.034

5	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.014	0.029	0.061	0.034	0.034	0.031	0.026	0.016	0.028
T.2	0.028	0.023	0.049	0.009	0.009	0.016	0.023	0.002	0.021
T.3	0.073	0.009	0.069	0.001	0.001	0.083	0.112	0.018	0.058
T.4	0.008	0.225	0.066	0.188	0.188	0.032	0.047	0.001	0.074

T.5	0.037	0.065	0.011	0.06	0.055	0.006	0.011	0.008	0.031
T.6	0.003	0.003	0.016	0.024	0.015	0.006	0.024	0.044	0.016

6	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.01	0.012	0.056	0.06	0.033	0.01	0.026	0.007	0.026
T.2	0.017	0.002	0.025	0.023	0.006	0.004	0.008	0.011	0.012
T.3	0.029	0.009	0.037	0.018	0.029	0.007	0.072	0.085	0.035
T.4	0.01	0.26	0.005	0.042	0.182	0.009	0.022	0.01	0.06
T.5	0.025	0.039	0.015	0.013	0.024	0.005	0.013	0.013	0.018
T.6	0.061	0.008	0.062	0.035	0.01	0.054	0.039	0.018	0.035

7	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.029	0.004	0.035	0.041	0.008	0.011	0.029	0.029	0.023
T.2	0.023	0.036	0.013	0.026	0.024	0.006	0.06	0.007	0.024
T.3	0.063	0.026	0.033	0.059	0.036	0.039	0.136	0.076	0.058
T.4	0.007	0.217	0.001	0.02	0.164	0.033	0.046	0.015	0.062
T.5	0.013	0.028	0.025	0.002	0.027	0.006	0.005	0.021	0.015
T.6	0.063	0.001	0.06	0.053	0.005	0.036	0.076	0.024	0.039

8	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.066	0.027	0.091	0.087	0.001	0.09	0.1	0.052	0.064
T.2	0.074	0.004	0.077	0.075	0	0.084	0.105	0.109	0.066
T.3	0.098	0.001	0.065	0.073	0.008	0.096	0.112	0.005	0.057
T.4	0.027	0.321	0.012	0.023	0.022	0.043	0.099	0.104	0.081
T.5	0.07	0.013	0.027	0.014	0.019	0.064	0.111	0.159	0.059
T.6	0.107	0.063	0.021	0.12	0.107	0.063	0.021	0.12	0.107

9	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	
T.1	0.007	0.02	0.015	0.037	0.03	0.03	0.021	0.013	0.021
T.2	0.009	0.009	0.017	0.006	0.019	0.017	0.027	0.036	0.01
T.3	0.048	0.004	0.05	0.077	0.02	0.065	0.09	0.046	0.05
T.4	0.025	0.223	0.012	0.033	0.141	0.009	0.015	0.002	0.057
T.5	0.039	0.044	0.008	0.033	0.033	0.015	0.03	0.003	0.025
T.6	0.009	0	0.024	0.058	0.004	0.019	0.07	0.048	0.029

10	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.004	0.036	0.017	0.047	0.041	0.016	0.019	0.02	0.025
T.2	0.024	0.032	0.022	0.044	0.008	0.038	0.056	0.02	0.03

T.3	0.085	0.006	0.074	0.065	0.009	0.078	0.13	0.128	0.071
T.4	0.001	0.212	0.029	0.048	0.196	0.047	0.068	0.03	0.078
T.5	0.047	0.052	0.005	0.043	0.03	0.005	0.004	0.003	0.023
T.6	0.005	0.021	0.003	0.037	0.018	0.018	0.009	0.065	0.022

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 2. 4 implant maksimum tarama derinliği doğruluk sonuçları

1	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.025	0.016	0.041	0.068	0.156	0.047	0.064	0.05	0.058
T.2	0.069	0.01	0.028	0.033	0.012	0.055	0.081	0.072	0.045
T.3	0.092	0.073	0.012	0.08	0.008	0.07	0.128	0.112	0.071
T.4	0.065	0.046	0.012	0.045	0.002	0.07	0.083	0.101	0.053

2	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.043	0.097	0.039	0.062	0.003	0.045	0.065	0.042	0.049
T.2	0.031	0.024	0.029	0.061	0.013	0.005	0.008	0.079	0.031
T.3	0.047	0.01	0.046	0.069	0.002	0.048	0.115	0.146	0.06
T.4	0.092	0.011	0.127	0.109	0.017	0.085	0.145	0.065	0.081

3	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.099	0.029	0.02	0.06	0.125	0.035	0.089	0.014	0.058
T.2	0.038	0.044	0.053	0.038	0.029	0.064	0.028	0.069	0.045
T.3	0.067	0.025	0.022	0.068	0.01	0.06	0.148	0.062	0.057
T.4	0.094	0.035	0.071	0.095	0.013	0.094	0.138	0.07	0.076

4	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.035	0.128	0.031	0.056	0.013	0.018	0.047	0.073	0.05
T.2	0.039	0.012	0.01	0.047	0.029	0.015	0.015	0.085	0.03
T.3	0.049	0.023	0.04	0.047	0.049	0.059	0.126	0.082	0.059
T.4	0.027	0.034	0.016	0.037	0.012	0.029	0.064	0.027	0.03

5	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.079	0.096	0.025	0.085	0.083	0.022	0.078	0.012	0.06
T.2	0.024	0.028	0.043	0.031	0.009	0.023	0.01	0.05	0.027
T.3	0.038	0.028	0.048	0.026	0.021	0.059	0.129	0.122	0.058
T.4	0.092	0.039	0.082	0.077	0.011	0.106	0.141	0.039	0.073

6	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.121	0.013	0.085	0.108	0.003	0.045	0.075	0.035	0.06
T.2	0.051	0.034	0.056	0.054	0.005	0.059	0.003	0.136	0.049
T.3	0.011	0.021	0.016	0.012	0.027	0.011	0.123	0.082	0.037
T.4	0.044	0.042	0.026	0.057	0.016	0.039	0.095	0.071	0.048

7	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.08	0.083	0.024	0.088	0.03	0.091	0.086	0.024	0.063
T.2	0.03	0.04	0.034	0.006	0.012	0.026	0.018	0.068	0.029
T.3	0.053	0.008	0.043	0.044	0.036	0.027	0.13	0.115	0.057
T.4	0.081	0.059	0.063	0.107	0.028	0.073	0.11	0.034	0.069

8	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.075	0.118	0.016	0.097	0.022	0.03	0.076	0.01	0.055
T.2	0.046	0.019	0.032	0.023	0.001	0.029	0.025	0.07	0.03
T.3	0.029	0.026	0.038	0.004	0.038	0.038	0.118	0.08	0.046
T.4	0.042	0.042	0.033	0.045	0.014	0.016	0.078	0.079	0.043

9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.062	0.104	0.021	0.055	0.045	0.022	0.07	0.107	0.06
T.2	0.035	0.028	0.028	0.032	0.011	0.004	0.037	0.071	0.03
T.3	0.045	0.042	0.058	0.023	0.014	0.057	0.114	0.039	0.049
T.4	0.051	0.071	0.029	0.109	0.039	0.035	0.086	0.061	0.06

10	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.09	0.034	0.099	0.046	0.093	0.064	0.094	0.068	0.073
T.2	0.005	0.032	0.034	0.01	0.017	0.005	0.035	0.107	0.03
T.3	0.015	0.014	0.018	0.002	0.007	0.035	0.108	0.085	0.035
T.4	0.06	0.032	0.054	0.079	0.01	0.069	0.104	0.017	0.053

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 3. Tek implant (anterior) maksimum tarama derinliği doğruluk sonuçları

1	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.032	0.267	0.017	0.008	0.119	0.018	0.016	0.059	0.067

2	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
---	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-------

T.1	0.006	0.239	0.005	0.005	0.098	0.018	0.023	0.049	0.055
3	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.01	0.12	0.03	0.006	0.12	0.014	0.002	0.052	0.044
4	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.029	0.129	0.033	0.014	0.077	0.015	0.006	0.035	0.042
5	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.002	0.118	0.031	0.007	0.107	0.001	0.005	0.039	0.038
6	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.007	0.053	0.028	0.027	0.107	0.017	0.013	0.032	0.035
7	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.006	0.124	0.013	0	0.094	0.023	0.025	0.024	0.038
8	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.012	0.101	0.008	0	0.078	0.021	0.018	0.022	0.032
9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.033	0.073	0.029	0.015	0.149	0.064	0.071	0.016	0.056
10	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.019	0.059	0.027	0.021	0.085	0.021	0.036	0.017	0.035

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 4. Tek implant (posterior) maksimum tarama derinliği doğruluk sonuçları

1	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.028	0.018	0.011	0.017	0.04	0.026	0.187	0.109	0.054
2	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.026	0.026	0.002	0.026	0.027	0.027	0.117	0.076	0.04
3	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç

T.1	0.025	0.023	0.007	0.061	0.078	0.034	0.137	0.062	0.043
4	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.015	0.038	0.007	0.061	0.078	0.034	0.184	0.067	0.06
5	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,02	0,03	0,001	0,018	0,031	0,037	0,159	0,063	0,044
6	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,002	0,023	0,01	0,014	0,023	0,009	0,08	0,036	0,024
7	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.008	0.018	0.013	0.036	0.037	0.008	0.126	0.036	0.035
8	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.007	0.023	0.012	0.035	0.042	0.003	0.151	0.013	0.035
9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.004	0.026	0.005	0.027	0.035	0.001	0.109	0.047	0.031
10	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.008	0.029	0.014	0.018	0.026	0.008	0.115	0.05	0.033

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 5. İki implant maksimum tarama derinliği doğruluk sonuçları

1	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.009	0.016	0.051	0.093	0.041	0.016	0.019	0.02	0.025
T.2	0.016	0.06	0.021	0.002	0.008	0.038	0.056	0.02	0.03
2	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.001	0.074	0.021	0.003	0.033	0.075	0.018	0.047	0.034
T.2	0.006	0.018	0.013	0.013	0.041	0.014	0.019	0.045	0.021
3	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.034	0.083	0.021	0.023	0.016	0.074	0.027	0.025	0.037
T.2	0.019	0.059	0.036	0.03	0.007	0.006	0.015	0.045	0.027

4	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.008	0.078	0.014	0.012	0.02	0.067	0.027	0.017	0.03
T.2	0.024	0.006	0.031	0.052	0.016	0.028	0.015	0.015	0.020
5	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.003	0.069	0.009	0.015	0.02	0.079	0.017	0.039	0.031
T.2	0.031	0.009	0.034	0.003	0.008	0.001	0.005	0.044	0.016
6	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.025	0.103	0.007	0.027	0.001	0.057	0.002	0.028	0.031
T.2	0.007	0.021	0.004	0.032	0.014	0.036	0.008	0.009	0.016
7	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.031	0.097	0.01	0.016	0.012	0.052	0.014	0.032	0.033
T.2	0.018	0.019	0.015	0.025	0.002	0.028	0.008	0.026	0.017
8	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.016	0.051	0.01	0.011	0.001	0.061	0.022	0.008	0.022
T.2	0.015	0.006	0.033	0.036	0.012	0.015	0.002	0.012	0.016
9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.025	0.08	0.004	0.018	0.002	0.079	0.023	0.024	0.031
T.2	0.024	0.013	0.012	0.014	0.009	0.027	0.011	0.036	0.018
10	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.023	0.073	0.007	0.023	0.029	0.077	0.009	0.02	0.032
T.2	0.019	0.019	0.009	0.005	0.008	0.003	0	0.032	0.011

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 6. 6 implant minimum tarama derinliği doğruluk sonuçları

1	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0	0.022	0.002	0.016	0.023	0.04	0.025	0.001	0.016
T.2	0.008	0.017	0.011	0.014	0.015	0.024	0.003	0.008	0.012
T.3	0.04	0.005	0.041	0.035	0	0.051	0.076	0.02	0.033
T.4	0.042	0.021	0.025	0.092	0.143	0.014	0.007	0.092	0.054
T.5	0.025	0.02	0.018	0.039	0.009	0.01	0.017	0.011	0.018
T.6	0.025	0.023	0.043	0.014	0.02	0.016	0.011	0.008	0.02

2	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.003	0.024	0	0.046	0.042	0.017	0.032	0.005	0.021
T.2	0.005	0	0.029	0.007	0.017	0.016	0.001	0.026	0.012
T.3	0.043	0.015	0.025	0.024	0	0.038	0.036	0.043	0.028
T.4	0.025	0.235	0.029	0.093	0.167	0.012	0.013	0.016	0.073
T.5	0.009	0.001	0.025	0.033	0.004	0.022	0.02	0.002	0.014
T.6	0.033	0.026	0.038	0.04	0.006	0.027	0.053	0.019	0.03

3	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.02	0.014	0.002	0.004	0.033	0.03	0.011	0.012	0.015
T.2	0.015	0.009	0	0.005	0.008	0	0.008	0.05	0.011
T.3	0.026	0.012	0.008	0.02	0.004	0.022	0.046	0.061	0.024
T.4	0.026	0.225	0.012	0.035	0.188	0.024	0.025	0.023	0.069
T.5	0.038	0.035	0.004	0.009	0.019	0	0.016	0.012	0.016
T.6	0.02	0.052	0.026	0.023	0.032	0.017	0.009	0.029	0.026

4	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.017	0.037	0.036	0.013	0.066	0.051	0.007	0.045	0.034
T.2	0.021	0.019	0.029	0.026	0.003	0.008	0.019	0.04	0.02
T.3	0.06	0.019	0.071	0.056	0.015	0.07	0.103	0.095	0.061
T.4	0.033	0.206	0.016	0.069	0.169	0.014	0.002	0.045	0.069
T.5	0.045	0.02	0.028	0.065	0.047	0.032	0.028	0.038	0.037
T.6	0.018	0.025	0.008	0.014	0.018	0.009	0.019	0.021	0.016

5	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.004	0.006	0.014	0.02	0.017	0.015	0.042	0.006	0.015
T.2	0.01	0.006	0.01	0	0.007	0.005	0	0.054	0.011
T.3	0.027	0.03	0.023	0.019	0.013	0.021	0.05	0.026	0.026
T.4	0.021	0.213	0.014	0.043	0.196	0.033	0.02	0.066	0.075
T.5	0.023	0.042	0.013	0.033	0.032	0.011	0.037	0.042	0.029
T.6	0.006	0.016	0.027	0.014	0.002	0.026	0.023	0.015	0.016

6	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.04	0.019	0.005	0.021	0.047	0.071	0.01	0.025	0.029
T.2	0.004	0.011	0.001	0.021	0.01	0.009	0.031	0.044	0.016
T.3	0.041	0.019	0.027	0.03	0.017	0.038	0.072	0.017	0.032
T.4	0.025	0.175	0.001	0.046	0.168	0.007	0.002	0.032	0.057
T.5	0.014	0.037	0.005	0.023	0.03	0.014	0.01	0.005	0.017

T.6	0.027	0.034	0.013	0.024	0.013	0.004	0.022	0.032	0.021
-----	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

7	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.007	0.009	0.003	0.021	0.051	0.029	0.019	0.015	0.019
T.2	0.008	0.003	0.016	0.019	0.007	0.007	0.002	0.03	0.011
T.3	0.042	0.007	0.026	0.014	0.003	0.029	0.057	0.075	0.031
T.4	0.042	0.219	0.01	0.065	0.165	0.005	0.013	0.031	0.068
T.5	0.022	0.031	0.016	0.04	0.015	0.008	0.012	0.001	0.018
T.6	0.026	0.025	0.045	0.021	0.016	0.029	0.042	0.006	0.026

8	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.017	0.022	0.009	0.022	0.04	0.017	0.032	0.016	0.021
T.2	0.02	0.013	0.004	0.028	0.022	0.001	0.005	0.027	0.015
T.3	0.029	0.033	0.015	0.002	0.015	0.032	0.06	0.052	0.029
T.4	0.04	0.273	0.03	0.098	0.146	0.013	0.007	0.031	0.079
T.5	0.002	0.007	0.01	0.002	0.007	0.007	0.011	0.006	0.006
T.6	0.032	0.032	0.044	0.022	0.006	0.032	0.038	0.028	0.029

9	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.048	0.015	0.06	0.022	0.056	0.094	0.026	0.065	0.048
T.2	0.004	0.011	0.004	0.015	0.021	0.009	0.016	0.05	0.016
T.3	0.017	0.011	0.042	0.048	0.034	0.039	0.034	0.022	0.03
T.4	0.02	0.166	0.01	0.132	0.17	0.006	0.019	0.048	0.071
T.5	0.034	0.035	0.002	0.039	0.013	0.007	0.013	0.021	0.02
T.6	0.036	0.06	0.012	0.038	0.041	0.015	0.028	0.068	0.037

10	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0.035	0.03	0.015	0.012	0.043	0.056	0.001	0.015	0.025
T.2	0.008	0.002	0.002	0.004	0.013	0.024	0.003	0.05	0.013
T.3	0.045	0.03	0.028	0.036	0.006	0.045	0.034	0.098	0.04
T.4	0.036	0.289	0.009	0.059	0.097	0.055	0.004	0.021	0.071
T.5	0.042	0.033	0.02	0.046	0.007	0.032	0.048	0.022	0.031
T.6	0.046	0.025	0.009	0.019	0.011	0.002	0.018	0.061	0.023

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 7. 4 implant minimum tarama derinliği doğruluk sonuçları

1	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,038	0,098	0,010	0,008	0,005	0,017	0,012	0,004	0,024

T.2	0,015	0,024	0,032	0,078	0,014	0,032	0,047	0,059	0,038
T.3	0,008	0,012	0,005	0,028	0,008	0,010	0,038	0,016	0,016
T.4	0,043	0,082	0,012	0,091	0,033	0,022	0,045	0,007	0,042

2	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,040	0,077	0,010	0,002	0,028	0,002	0,024	0,039	0,028
T.2	0,020	0,055	0,038	0,076	0,030	0,042	0,076	0,122	0,057
T.3	0,018	0,004	0,017	0,016	0,038	0,027	0,043	0,028	0,024
T.4	0,017	0,015	0,037	0,020	0,011	0,013	0,023	0,062	0,025

3	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,042	0,118	0,017	0,004	0,005	0,020	0,017	0,103	0,041
T.2	0,023	0,027	0,046	0,058	0,024	0,032	0,033	0,041	0,036
T.3	0,050	0,025	0,052	0,042	0,005	0,070	0,088	0,009	0,043
T.4	0,010	0,036	0,011	0,033	0,004	0,010	0,011	0,025	0,018

4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,030	0,127	0,002	0,026	0,012	0,011	0,025	0,012	0,031
T. 2	0,011	0,026	0,038	0,054	0,024	0,031	0,037	0,055	0,035
T. 3	0,023	0,007	0,043	0,015	0,043	0,051	0,079	0,029	0,036
T. 4	0,032	0,006	0,016	0,006	0,011	0,007	0,017	0,066	0,020

5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,043	0,117	0,030	0,009	0,018	0,033	0,041	0,050	0,043
T. 2	0,016	0,036	0,050	0,057	0,002	0,036	0,045	0,079	0,040
T. 3	0,040	0,011	0,039	0,029	0,048	0,065	0,107	0,005	0,043
T. 4	0,032	0,035	0,015	0,027	0,012	0,005	0,012	0,047	0,023

6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,032	0,109	0,019	0,025	0,029	0,015	0,012	0,069	0,039
T. 2	0	0,010	0,026	0,035	0,024	0,030	0,047	0,055	0,028
T. 3	0,032	0,003	0,039	0,015	0,039	0,056	0,088	0,013	0,036
T. 4	0,049	0,014	0,037	0,021	0,013	0,020	0,030	0,084	0,034

7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,030	0,094	0,019	0,012	0,063	0,007	0,001	0,111	0,042
T. 2	0,039	0,033	0,045	0,052	0,029	0,031	0,049	0,090	0,046
T. 3	0,018	0,015	0,036	0,032	0,038	0,058	0,091	0,087	0,047
T. 4	0,047	0,040	0,033	0,012	0,012	0,020	0,045	0,101	0,039

8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
---	------	------	------	------	------	------	------	------	-------

T. 1	0,046	0,080	0,045	0,008	0,049	0,004	0,028	0,060	0,040
T. 2	0,050	0,040	0,064	0,088	0,025	0,048	0,051	0,108	0,059
T. 3	0,034	0,009	0,039	0,045	0,021	0,040	0,070	0,094	0,044
T. 4	0,015	0,044	0,005	0,016	0,002	0,010	0,005	0,130	0,028

9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,023	0,099	0,011	0,024	0,072	0,042	0,005	0,078	0,044
T. 2	0,012	0,021	0,036	0,030	0,008	0,023	0,035	0,066	0,029
T. 3	0,013	0,008	0,050	0,038	0,022	0,050	0,073	0,025	0,035
T. 4	0,043	0,008	0,043	0,001	0,009	0,020	0,028	0,121	0,034

10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,024	0,112	0,003	0,007	0,108	0,006	0,001	0,085	0,043
T. 2	0,042	0,060	0,047	0,045	0,007	0,036	0,080	0,097	0,052
T. 3	0,035	0,002	0,036	0,011	0,021	0,034	0,083	0,005	0,028
T. 4	0,027	0,026	0,009	0,005	0,001	0	0,023	0,113	0,026

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 8. Tek implant (anterior) minimum tarama derinliği doğruluk sonuçları

1	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,009	0,077	0,002	0,024	0,074	0,020	0,006	0,045	0,032

2	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,034	0,038	0,028	0,002	0,119	0,024	0,033	0,034	0,039

3	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,003	0,015	0,025	0,011	0	0,033	0,001	0,048	0,017

4	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,018	0,037	0,011	0,006	0,041	0,012	0,007	0,010	0,018

5	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,012	0,098	0,015	0,015	0,049	0,007	0,006	0,018	0,028

6	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,016	0,076	0,014	0,009	0,072	0,014	0,001	0,042	0,031

7	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,005	0,063	0,021	0,010	0,048	0,009	0,010	0,095	0,033

8	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,015	0,103	0,017	0,025	0,105	0,001	0,023	0,036	0,041

9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,036	0,116	0,032	0,025	0,104	0,012	0,079	0,100	0,063

10	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,004	0,231	0,007	0,029	0,104	0,006	0,090	0,071	0,068

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 9. Tek implant (posterior) minimum tarama derinliği doğruluk sonuçları

1	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,021	0,003	0,026	0,030	0,012	0,073	0,044	0,027

2	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,018	0,018	0,017	0,017	0,026	0,012	0,065	0,062	0,029

3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,018	0,011	0,021	0,023	0,015	0,068	0,066	0,029

4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,015	0,028	0,011	0,046	0,007	0,077	0,061	0,032

5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,018	0,013	0,012	0,026	0,036	0,020	0,078	0,058	0,033

6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,010	0,003	0,014	0,046	0,035	0,074	0,047	0,031

7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,004	0,026	0,009	0,036	0,048	0,034	0,056	0,125	0,042

8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0,011	0,009	0,026	0,044	0,037	0,089	0,065	0,037

9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,028	0,011	0,001	0,015	0,004	0,103	0,067	0,030

10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,036	0,006	0,011	0,024	0,002	0,088	0,122	0,037

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 10. İki implant minimum tarama derinliği doğruluk sonuçları

1	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,015	0,056	0,002	0,024	0,008	0,042	0,002	0,037	0,023
T.2	0,013	0,004	0,023	0,007	0,014	0,036	0,010	0,020	0,016

2	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,022	0,064	0,032	0,019	0,013	0,003	0,016	0,032	0,025
T.2	0,024	0,013	0,004	0,026	0,009	0,011	0,003	0,034	0,016

3	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,009	0,021	0,022	0,011	0,003	0,048	0,004	0,044	0,020
T.2	0,011	0,006	0,004	0,005	0,016	0,014	0,004	0,005	0,008

4	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,008	0,039	0,008	0,015	0,001	0,050	0,004	0,044	0,021
T.2	0,027	0,007	0,011	0,036	0,003	0,004	0,018	0,029	0,017

5	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,019	0,014	0,012	0,036	0,009	0,029	0,019	0,031	0,021
T.2	0,010	0,014	0,045	0,006	0,035	0,033	0,018	0,001	0,020

6	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,019	0,023	0,006	0,003	0,001	0,041	0,006	0,031	0,016
T.2	0,021	0,007	0,011	0,020	0,009	0,029	0,002	0,014	0,014

7	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,009	0,025	0,013	0,001	0,003	0,024	0,038	0,037	0,019
T.2	0,005	0,009	0,007	0,024	0,006	0,028	0,010	0,001	0,011

8	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,001	0,002	0,008	0,004	0,006	0,006	0,043	0,036	0,013

T.2	0,006	0,004	0,005	0,009	0,004	0,032	0,011	0,019	0,011
-----	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,001	0,040	0,009	0,049	0,055	0,089	0,036	0,117	0,050
T.2	0,020	0,026	0,037	0,021	0,013	0,011	0,068	0,037	0,029

10	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,018	0,011	0,001	0,054	0,047	0,089	0,029	0,141	0,049
T.2	0,027	0,025	0,020	0,004	0,060	0,013	0,082	0,021	0,032

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 11. 6 implant maksimum tarama derinliği tutarlılık sonuçları

1-2	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,007	0,008	0,005	0,009	0,009	0,002	0,005	0,008	0,007
T.2	0,028	0,032	0,023	0,028	0,008	0,002	0,047	0,032	0,025
T.3	0,03	0,022	0,001	0,032	0,013	0,009	0,046	0,048	0,025
T.4	0,015	0,015	0,016	0,036	0,024	0,002	0,017	0,039	0,021
T.5	0,061	0,014	0,029	0,043	0,022	0,054	0,032	0,026	0,035
T.6	0,212	0,007	0,165	0,204	0,103	0,087	0,056	0,182	0,127

1-3	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,056	0,006	0,05	0,091	0,016	0,034	0,04	0,068	0,045
T.2	0,005	0,005	0,011	0,022	0,005	0,003	0,002	0,012	0,008
T.3	0,018	0,006	0,001	0,016	0,004	0,028	0,013	0,015	0,013
T.4	0,041	0,002	0,02	0,029	0,015	0,007	0,014	0,008	0,017
T.5	0,013	0,004	0,006	0,001	0,006	0,019	0,022	0,028	0,012
T.6	0,08	0,017	0,045	0,044	0,022	0,07	0,041	0,062	0,048

1-4	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,02	0,011	0,008	0,001	0,015	0,015	0,02	0,06	0,019
T.2	0,013	0,013	0,017	0,018	0,002	0,027	0,02	0,013	0,015
T.3	0,015	0,007	0,018	0,005	0,015	0,017	0,021	0,006	0,013
T.4	0,039	0,019	0,017	0,041	0,021	0,014	0,016	0,029	0,025
T.5	0,016	0,011	0,001	0,012	0,003	0,014	0,003	0,005	0,008
T.6	0,055	0,004	0,03	0,035	0,007	0,042	0,006	0,057	0,030

1-5	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,011	0,032	0,032	0,008	0,037	0,046	0,027	0,014	0,026

T.2	0,009	0,018	0,005	0,022	0,011	0,022	0,029	0,02	0,017
T.3	0,002	0,011	0,023	0,016	0,001	0,006	0,021	0,004	0,011
T.4	0,061	0,075	0,006	0,103	0,06	0,018	0,017	0,081	0,053
T.5	0,05	0,046	0,033	0,08	0,056	0,016	0,072	0,05	0,050
T.6	0,01	0,001	0,002	0,02	0,041	0,002	0,056	0,05	0,023

1-6	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,012	0,008	0,002	0,024	0,033	0,028	0,003	0,018	0,016
T.2	0,042	0,002	0,004	0,004	0,022	0,033	0,039	0,018	0,021
T.3	0,046	0,012	0,009	0,029	0,015	0,038	0,039	0,011	0,025
T.4	0,062	0,062	0,005	0,064	0,06	0,009	0,046	0,062	0,046
T.5	0,011	0,025	0,018	0,03	0,013	0,01	0,034	0,014	0,019
T.6	0,081	0,011	0,064	0,057	0,001	0,057	0,007	0,049	0,041

1-7	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,013	0,006	0,006	0,02	0,002	0,011	0,017	0,054	0,016
T.2	0,012	0,018	0,022	0,008	0,025	0,038	0,005	0,022	0,019
T.3	0,014	0,012	0,014	0,008	0,03	0,021	0,01	0,001	0,014
T.4	0,091	0,035	0,018	0,068	0,032	0,118	0,034	0,037	0,054
T.5	0,028	0,021	0,019	0,023	0,008	0,016	0,024	0,017	0,020
T.6	0,082	0,006	0,063	0,041	0,035	0,063	0,042	0,073	0,051

1-8	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,011	0,009	0,009	0,013	0,007	0,004	0,019	0,062	0,017
T.2	0,017	0,001	0,007	0,012	0,029	0,001	0,024	0,009	0,013
T.3	0,008	0,012	0,01	0,028	0,012	0,029	0,038	0,001	0,017
T.4	0,035	0,027	0,085	0,096	0,027	0,133	0,04	0,041	0,061
T.5	0,024	0,011	0,031	0,024	0,002	0,004	0,031	0,047	0,022
T.6	0,079	0,011	0,034	0,051	0,043	0,025	0,009	0,004	0,032

1-9	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,021	0,015	0,025	0,006	0,024	0,032	0,006	0,027	0,020
T.2	0,019	0,011	0,009	0,012	0,036	0,027	0,025	0,023	0,020
T.3	0,004	0,008	0,015	0,017	0,012	0,004	0,046	0,025	0,016
T.4	0,131	0,056	0,012	0,083	0,033	0,045	0,026	0,064	0,056
T.5	0,034	0,031	0,017	0,04	0,026	0,008	0,047	0,043	0,031
T.6	0,064	0,006	0,042	0,055	0,022	0,038	0,019	0,002	0,031

1-10	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,012	0,061	0,011	0,028	0,041	0,024	0,002	0,049	0,029
T.2	0,005	0,017	0,024	0,037	0,019	0,013	0,014	0,004	0,017
T.3	0,024	0,01	0,025	0,019	0,005	0,032	0,02	0,031	0,021
T.4	0,048	0,051	0	0,069	0,056	0,016	0,009	0,027	0,035
T.5	0,055	0,037	0,057	0,06	0,012	0,022	0,027	0,018	0,036
T.6	0,026	0,016	0,004	0,002	0,02	0,022	0,027	0,066	0,023

2-3	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,013	0,024	0,02	0,006	0,009	0,011	0,032	0,05	0,021
T.2	0,011	0,031	0,045	0,033	0,012	0,031	0,031	0,009	0,025
T.3	0,019	0,031	0,022	0,007	0,031	0,001	0,041	0,045	0,025
T.4	0,026	0,032	0,032	0,058	0,021	0,026	0,02	0,027	0,030
T.5	0,014	0,023	0,033	0,011	0,014	0,013	0,005	0,013	0,016
T.6	0,053	0,045	0,027	0,074	0,015	0,015	0,021	0,024	0,034

2-4	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,034	0,022	0,059	0,081	0,019	0,02	0,03	0,001	0,033
T.2	0,003	0,043	0,076	0,061	0,019	0,055	0,016	0,018	0,036
T.3	0,016	0,035	0,022	0,029	0,056	0,027	0,031	0,039	0,032
T.4	0,02	0,013	0,034	0,039	0,005	0,015	0,007	0,041	0,022
T.5	0,023	0,019	0,017	0	0,013	0	0,005	0,011	0,011
T.6	0,082	0,06	0,016	0,09	0,056	0,01	0,047	0,058	0,052

2-5	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,084	0,002	0,069	0,066	0,003	0,085	0,06	0,067	0,055
T.2	0,006	0,058	0,064	0,03	0,035	0,059	0,004	0,017	0,034
T.3	0,04	0,033	0,009	0,055	0,05	0,016	0,04	0,046	0,036
T.4	0,014	0,049	0,066	0,001	0,052	0,052	0,016	0,013	0,033
T.5	0,056	0,066	0,006	0,059	0,065	0,001	0,098	0,035	0,048
T.6	0,105	0,042	0,071	0,089	0,001	0,073	0,097	0,088	0,071

2-6	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,064	0,007	0,045	0,049	0,027	0,07	0,04	0,05	0,044
T.2	0,045	0,028	0,059	0,043	0,012	0,062	0,001	0,046	0,037
T.3	0,002	0,021	0,017	0,018	0,057	0,038	0,012	0,024	0,024
T.4	0,008	0,02	0,031	0,011	0,017	0,016	0,019	0,003	0,016
T.5	0,014	0,039	0,019	0,025	0,029	0,012	0,038	0,02	0,025

T.6	0,063	0,062	0,015	0,074	0,064	0,008	0,052	0,038	0,047
-----	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

2-7	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,058	0,017	0,056	0,074	0,007	0,041	0,053	0,063	0,046
T.2	0,015	0,066	0,075	0,037	0,062	0,075	0,032	0,031	0,049
T.3	0,02	0,057	0,027	0,053	0,077	0,023	0,052	0,024	0,042
T.4	0,039	0,021	0,03	0,02	0,005	0,019	0,003	0,029	0,021
T.5	0,024	0,038	0,017	0,015	0,013	0,015	0,044	0,02	0,023
T.6	0,055	0,047	0,035	0,066	0,027	0,006	0,035	0,015	0,036

2-8	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,05	0,002	0,071	0,072	0,132	0,059	0,028	0,076	0,061
T.2	0,003	0,059	0,039	0,021	0,045	0,04	0,002	0,021	0,029
T.3	0,032	0,03	0,008	0,028	0,05	0,008	0,016	0,1	0,034
T.4	0,035	0,02	0,021	0,003	0,022	0,013	0,027	0,006	0,018
T.5	0,029	0,029	0,008	0,027	0,007	0,003	0,036	0,04	0,022
T.6	0,032	0,037	0,025	0,055	0,04	0,002	0,027	0,046	0,033

2-9	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,09	0,003	0,071	0,07	0,012	0,086	0,072	0,12	0,066
T.2	0,008	0,072	0,064	0,032	0,073	0,059	0,008	0,032	0,044
T.3	0,032	0,025	0,007	0,059	0,058	0,001	0,017	0,034	0,029
T.4	0,015	0,027	0,034	0,009	0,02	0,029	0,001	0,007	0,018
T.5	0,029	0,042	0,004	0,038	0,023	0,035	0,052	0,051	0,034
T.6	0,055	0,018	0,025	0,073	0,003	0,03	0,045	0,022	0,034

2-10	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,08	0,01	0,078	0,077	0,015	0,074	0,075	0,041	0,056
T.2	0,01	0,061	0,043	0,009	0,045	0,039	0,013	0,002	0,028
T.3	0,062	0,016	0,023	0,063	0,033	0,036	0,071	0,05	0,044
T.4	0,021	0,037	0,055	0,006	0,033	0,002	0,022	0,031	0,026
T.5	0,054	0,045	0,015	0,057	0,021	0,048	0,04	0,056	0,042
T.6	0,107	0,064	0,004	0,119	0,052	0,077	0,099	0,081	0,075

2-10	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,08	0,01	0,078	0,077	0,015	0,074	0,075	0,041	0,056
T.2	0,01	0,061	0,043	0,009	0,045	0,039	0,013	0,002	0,028
T.3	0,062	0,016	0,023	0,063	0,033	0,036	0,071	0,05	0,044

T.4	0,021	0,037	0,055	0,006	0,033	0,002	0,022	0,031	0,026
T.5	0,054	0,045	0,015	0,057	0,021	0,048	0,04	0,056	0,042
T.6	0,107	0,064	0,004	0,119	0,052	0,077	0,099	0,081	0,075

3-4	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,041	0,028	0,036	0,085	0,068	0,002	0	0,081	0,043
T.2	0,033	0,006	0,042	0,036	0,017	0,022	0,019	0,037	0,027
T.3	0,062	0,016	0,023	0,063	0,033	0,036	0,071	0,05	0,044
T.4	0,021	0,037	0,055	0,006	0,033	0,002	0,022	0,031	0,026
T.5	0,054	0,045	0,015	0,057	0,021	0,048	0,04	0,056	0,042
T.6	0,107	0,064	0,004	0,119	0,052	0,077	0,099	0,081	0,075

3-5	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,07	0,016	0,068	0,082	0,002	0,07	0,047	0,016	0,046
T.2	0	0,023	0,015	0,013	0,034	0,022	0,004	0,026	0,017
T.3	0,013	0,003	0,027	0,028	0,002	0,012	0,004	0,017	0,013
T.4	0,021	0,072	0,016	0,051	0,047	0,013	0,014	0,031	0,033
T.5	0,048	0,021	0,046	0,064	0,026	0,033	0,065	0,026	0,041
T.6	0,038	0,005	0,009	0,013	0,003	0,039	0,039	0,04	0,023

3-6	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,035	0,043	0,048	0,022	0,034	0,031	0,026	0,055	0,037
T.2	0,012	0,003	0,008	0,002	0,022	0,017	0,016	0,026	0,013
T.3	0,018	0,004	0,015	0,006	0,03	0,02	0,023	0,011	0,016
T.4	0,064	0,05	0,007	0,053	0,025	0,009	0,043	0,043	0,037
T.5	0,06	0,012	0,033	0,04	0,002	0,018	0,057	0,044	0,033
T.6	0,017	0,022	0,008	0,03	0,043	0	0,023	0,02	0,020

3-7	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,036	0,002	0,053	0,057	0,002	0,022	0,01	0,024	0,026
T.2	0,019	0,03	0,02	0,02	0,036	0,039	0	0,013	0,022
T.3	0,012	0,024	0,003	0,029	0,036	0,029	0,014	0,015	0,020
T.4	0,013	0,051	0,008	0,037	0,015	0,015	0,017	0,028	0,023
T.5	0,013	0,025	0,023	0,026	0,002	0,035	0,049	0,02	0,024
T.6	0,005	0,009	0,009	0,013	0,012	0,022	0,01	0,015	0,012

3-8	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,033	0,019	0,076	0,045	0,012	0,03	0,009	0,006	0,029

T.2	0,002	0,007	0,005	0,009	0,021	0,006	0,023	0,006	0,010
T.3	0,009	0,012	0,014	0,01	0,004	0,003	0,018	0,028	0,012
T.4	0,034	0,039	0,035	0,061	0,032	0,048	0,031	0,034	0,039
T.5	0,004	0,012	0,021	0,042	0,004	0,03	0,032	0,054	0,025
T.6	0,016	0,007	0,001	0,003	0,015	0,013	0,008	0,041	0,013

3-9	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,066	0,006	0,068	0,081	0,009	0,063	0,032	0,03	0,044
T.2	0,001	0,023	0,021	0,001	0,041	0,024	0,017	0,02	0,019
T.3	0,008	0,003	0,015	0,04	0,028	0,006	0,014	0,002	0,015
T.4	0,052	0,056	0,023	0,061	0,024	0,008	0,027	0,069	0,04
T.5	0,05	0,024	0,038	0,052	0,028	0,02	0,063	0,026	0,038
T.6	0,013	0,019	0,019	0,004	0,027	0,033	0,02	0,022	0,020

3-10	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,055	0,003	0,106	0,111	0,005	0,076	0,005	0,012	0,047
T.2	0,045	0,023	0,022	0,003	0,032	0,024	0,005	0,004	0,020
T.3	0,015	0,01	0,012	0,033	0,009	0,011	0,001	0,014	0,013
T.4	0,005	0,045	0,018	0,017	0,034	0,013	0,008	0,028	0,021
T.5	0,038	0,017	0,03	0,041	0,006	0,033	0,03	0,038	0,029
T.6	0,02	0,025	0,006	0,007	0,013	0,013	0,017	0,007	0,014

4-5	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,057	0,001	0,058	0,015	0,055	0,065	0,018	0,032	0,038
T.2	0,005	0,033	0,004	0,044	0,013	0,005	0,007	0,044	0,019
T.3	0,017	0,015	0,026	0,02	0,006	0,016	0,002	0,012	0,014
T.4	0,021	0,048	0,017	0,037	0,035	0,008	0,017	0,03	0,027
T.5	0,042	0,03	0,035	0,049	0,011	0,003	0,029	0,026	0,028
T.6	0,014	0,007	0,001	0,011	0,023	0,018	0,017	0,003	0,012

4-6	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,014	0,032	0,014	0,052	0,051	0,036	0,006	0,002	0,026
T.2	0,013	0,002	0,028	0,022	0	0,011	0,012	0,008	0,012
T.3	0,02	0,03	0,007	0,018	0,004	0,024	0,03	0,024	0,020
T.4	0,024	0,036	0,009	0,034	0,017	0,012	0,023	0,04	0,024
T.5	0,034	0,011	0,024	0,028	0,006	0,027	0,028	0,039	0,025
T.6	0,021	0,002	0,021	0,01	0,018	0,024	0,003	0,028	0,016

4-7	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,014	0,02	0,008	0,015	0,03	0,018	0,007	0,042	0,019
T.2	0,007	0,036	0,003	0,026	0,021	0,016	0,018	0,001	0,016
T.3	0,009	0,002	0,003	0,012	0,022	0,014	0,013	0,007	0,010
T.4	0,023	0,027	0,007	0,023	0,015	0,007	0,006	0,01	0,015
T.5	0,032	0,015	0,013	0,021	0,002	0,037	0,041	0,018	0,022
T.6	0,013	0,001	0,02	0,015	0,002	0,015	0,016	0,043	0,016
4-8	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,001	0,038	0,013	0,025	0,035	0,033	0,028	0,03	0,025
T.2	0,016	0,03	0,028	0,049	0,001	0,033	0,016	0,019	0,024
T.3	0,012	0,021	0,016	0,005	0,009	0,032	0,033	0,035	0,020
T.4	0,033	0,033	0,023	0,055	0,008	0,009	0,026	0,011	0,025
T.5	0,035	0,016	0,021	0,026	0,002	0,026	0,034	0,023	0,023
T.6	0,021	0,016	0,011	0,012	0,008	0,033	0,026	0,021	0,019
4-9	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,025	0,04	0,007	0,026	0,045	0,057	0,02	0,01	0,029
T.2	0,001	0,021	0,016	0,034	0,015	0,01	0,006	0,013	0,015
T.3	0,008	0,027	0,034	0,025	0,007	0,022	0,001	0,004	0,016
T.4	0,028	0,037	0,01	0,04	0,044	0,008	0,009	0,023	0,025
T.5	0,033	0,018	0,03	0,043	0,007	0,045	0,04	0,049	0,033
T.6	0,003	0,025	0,011	0,01	0,038	0,017	0,003	0,012	0,015
4-10	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,061	0,033	0,064	0,017	0,053	0,06	0,014	0,058	0,045
T.2	0,008	0,025	0,016	0,044	0,028	0,003	0,007	0,023	0,019
T.3	0,018	0,02	0,021	0,021	0,007	0,039	0,006	0,034	0,021
T.4	0,005	0,027	0,018	0,014	0,03	0,012	0,007	0,031	0,018
T.5	0,04	0,021	0,03	0,039	0,002	0	0,022	0,001	0,019
T.6	0,006	0,012	0,002	0,005	0,005	0,012	0,003	0,027	0,009
5-6	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,04	0	0,049	0,043	0,003	0,034	0,006	0,024	0,0249
T.2	0,008	0,019	0,023	0,005	0,011	0,001	0,003	0,025	0,0119
T.3	0,024	0,009	0,029	0,025	0,006	0,038	0,01	0,02	0,0221
T.4	0,006	0,018	0,022	0,008	0,025	0,024	0,019	0,003	0,0156
T.5	0,009	0,011	0,011	0,026	0,012	0,003	0,007	0,005	0,0105
T.6	0,021	0,006	0,016	0,011	0,029	0,035	0,017	0,03	0,0206

5-7	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,037	0,04	0,038	0,024	0,055	0,048	0,029	0,079	0,044
T.2	0,013	0,001	0,009	0,015	0,009	0,006	0,003	0,04	0,012
T.3	0,008	0,019	0,029	0,007	0,026	0,017	0,008	0,035	0,0186
T.4	0,003	0,018	0,021	0,011	0,031	0,03	0,002	0,004	0,015
T.5	0,029	0,025	0,02	0,034	0,028	0,002	0,001	0,01	0,019
T.6	0,02	0,007	0,015	0,002	0,029	0,027	0,028	0,013	0,018

5-8	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,039	0,009	0,012	0,009	0,001	0,035	0,03	0,034	0,021
T.2	0,023	0,02	0,03	0,023	0,017	0,033	0,019	0,034	0,025
T.3	0,002	0,004	0,004	0,016	0,046	0,022	0,022	0,002	0,015
T.4	0,017	0,013	0,024	0,022	0,005	0,014	0,037	0,02	0,019
T.5	0,008	0,013	0,011	0,029	0,024	0,014	0,016	0,017	0,017
T.6	0,02	0,005	0,017	0,002	0,033	0,037	0,046	0,031	0,024

5-9	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,002	0,018	0,023	0,022	0,013	0,02	0,034	0,072	0,026
T.2	0,006	0,014	0,005	0,014	0,007	0,001	0,002	0,017	0,008
T.3	0,002	0,009	0,003	0,004	0,009	0,003	0,017	0,003	0,006
T.4	0,003	0,011	0,019	0,001	0,017	0,006	0,009	0,011	0,010
T.5	0,001	0,016	0,002	0,015	0,028	0,004	0,024	0,045	0,017
T.6	0,02	0,017	0	0,009	0,006	0,009	0,028	0,026	0,014

5-10	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,007	0,009	0,02	0,003	0,003	0,005	0,008	0,008	0,008
T.2	0,005	0,003	0,018	0,007	0	0,009	0,016	0,02	0,010
T.3	0,011	0	0	0,005	0,001	0,014	0,026	0,033	0,011
T.4	0,021	0,02	0,001	0,019	0,017	0,009	0,014	0,026	0,016
T.5	0,01	0,016	0,008	0,015	0,017	0,008	0,014	0,013	0,013
T.6	0,003	0,014	0,005	0,013	0,036	0,014	0,008	0,012	0,013

6-7	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,026	0,05	0,005	0,052	0,042	0,021	0,045	0,069	0,039
T.2	0,007	0,018	0,024	0,017	0,006	0,009	0,012	0,009	0,013
T.3	0,02	0,021	0,006	0,013	0,002	0,013	0,031	0,008	0,014

T.4	0,022	0,006	0,007	0,011	0,008	0,005	0,021	0,015	0,012
T.5	0,001	0,004	0,02	0,007	0,004	0,006	0,002	0,013	0,007
T.6	0,007	0,007	0,01	0,022	0,021	0,006	0,014	0,001	0,011

6-8	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,015	0,002	0,027	0,017	0,015	0,012	0,021	0,023	0,017
T.2	0,024	0,002	0,016	0,022	0,002	0,016	0,004	0,028	0,014
T.3	0,033	0,011	0,022	0,017	0,002	0,072	0,006	0,018	0,023
T.4	0,011	0,009	0,007	0,017	0,024	0,021	0,006	0,012	0,013
T.5	0,003	0,007	0,01	0,001	0,007	0,015	0,001	0,026	0,009
T.6	0,005	0,016	0,009	0,019	0,002	0,001	0,003	0,009	0,008

6-9	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,035	0,009	0,024	0,043	0,004	0,016	0,034	0,061	0,028
T.2	0,009	0,017	0,018	0,006	0,023	0,006	0,01	0,001	0,011
T.3	0,027	0,001	0,029	0,036	0,004	0,037	0,026	0,028	0,024
T.4	0,011	0,012	0,007	0,003	0,012	0,009	0,014	0,008	0,010
T.5	0,011	0,007	0,007	0,008	0	0,007	0,008	0,026	0,009
T.6	0,008	0,031	0,026	0,006	0,06	0,031	0,007	0,01	0,022

6-10	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,042	0,012	0,046	0,053	0,02	0,011	0,029	0,008	0,028
T.2	0,009	0,017	0,007	0,007	0,02	0,011	0,013	0,015	0,012
T.3	0,047	0,006	0,03	0,036	0,015	0,06	0,035	0,058	0,036
T.4	0,037	0,003	0,028	0,002	0,014	0,023	0,033	0,03	0,021
T.5	0,006	0,002	0,008	0,014	0,002	0,005	0,01	0,01	0,007
T.6	0,02	0,006	0,03	0,001	0,007	0,01	0,021	0,008	0,013

7-8	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,002	0,004	0,017	0,014	0,005	0,001	0,048	0,024	0,014
T.2	0	0,025	0,029	0,025	0,026	0,037	0,008	0,01	0,02
T.3	0,007	0,026	0,023	0,018	0,032	0,038	0,037	0,026	0,026
T.4	0,014	0,005	0,017	0,029	0,007	0,017	0,018	0,001	0,014
T.5	0,005	0,006	0,008	0,009	0,011	0,012	0,01	0,034	0,012
T.6	0,007	0,008	0,007	0,008	0,01	0,004	0,004	0,005	0,006

7-9	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,033	0,021	0,017	0,014	0,017	0,039	0,013	0,004	0,020

T.2	0,008	0,009	0,008	0,005	0,001	0,003	0,003	0,026	0,008
T.3	0,003	0,028	0,032	0,015	0,021	0,021	0,023	0,02	0,020
T.4	0,01	0,01	0,009	0,021	0,02	0,007	0,003	0,015	0,012
T.5	0,026	0,002	0,017	0,02	0,013	0,007	0,009	0,044	0,017
T.6	0,009	0,031	0,027	0,003	0,04	0,024	0,011	0,008	0,019

7-10	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,057	0,041	0,057	0,017	0,021	0,051	0,005	0,015	0,033
T.2	0,015	0,006	0,021	0,016	0,009	0,018	0,011	0,007	0,013
T.3	0,021	0,029	0,027	0,014	0,026	0,039	0,002	0,045	0,025
T.4	0,044	0,002	0,018	0,002	0,018	0,013	0,017	0,02	0,017
T.5	0,001	0,006	0,013	0,018	0,01	0,002	0,007	0,033	0,011
T.6	0,022	0,011	0,023	0,018	0,005	0,016	0,034	0,027	0,020

8-9	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,045	0,006	0,004	0,023	0,002	0,027	0,048	0,016	0,021
T.2	0,01	0,008	0,018	0,015	0,026	0,031	0,002	0,043	0,019
T.3	0,002	0,001	0,011	0,036	0,022	0,002	0,006	0,041	0,015
T.4	0,043	0,006	0,021	0,024	0,031	0,003	0,021	0,018	0,021
T.5	0,011	0,007	0,003	0,004	0,01	0,006	0,023	0,012	0,010
T.6	0,022	0,012	0,011	0,007	0,035	0,028	0,004	0,011	0,016

8-10	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,042	0,028	0,005	0,002	0,012	0,028	0,042	0,016	0,022
T.2	0,013	0,006	0,001	0,002	0,003	0,012	0,022	0,046	0,013
T.3	0,027	0,02	0,028	0,037	0,003	0,031	0,01	0,006	0,020
T.4	0,039	0,016	0,047	0,032	0	0,019	0,035	0,04	0,029
T.5	0,022	0,012	0,024	0,027	0,017	0,008	0,001	0,005	0,015
T.6	0,038	0,045	0,035	0,037	0,003	0,025	0,046	0,014	0,030

9-10	R.1	R.2	R.3	R. 4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,011	0,021	0,023	0,002	0,003	0,008	0,001	0,037	0,013
T.2	0,004	0,01	0,017	0,014	0,019	0,003	0,009	0,03	0,013
T.3	0,02	0,002	0,011	0	0,008	0,018	0,024	0,031	0,014
T.4	0,015	0,003	0,016	0,016	0,001	0,006	0,02	0,018	0,012
T.5	0,006	0,002	0,012	0,001	0,011	0,004	0,01	0,002	0,006
T.6	0,028	0,032	0,018	0,026	0,022	0,009	0,047	0,037	0,027

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 12. 4 implant maksimum tarama derinliği tutarlılık sonuçları

1-2	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,009	0,016	0,051	0,093	0,020	0,058	0,019	0,002	0,034
T.2	0,016	0,060	0,021	0,002	0,009	0,074	0,088	0,072	0,043
T.3	0,031	0,032	0,018	0,002	0,021	0,043	0,014	0,072	0,029
T.4	0,038	0,008	0,099	0,103	0,045	0,009	0,057	0,034	0,049
1-3	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,071	0,028	0,057	0,086	0,018	0,014	0,029	0,058	0,045
T.2	0	0,029	0,005	0,021	0,015	0,029	0,077	0,046	0,028
T.3	0,007	0,012	0,001	0	0,005	0,030	0,027	0,117	0,025
T.4	0,060	0,020	0,088	0,056	0,006	0,041	0,077	0,041	0,049
1-4	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,005	0,067	0,057	0,066	0,069	0,082	0,040	0,028	0,052
T.2	0,028	0,003	0,009	0,019	0,028	0,088	0,083	0,096	0,044
T.3	0,023	0,107	0,037	0,041	0,062	0,016	0,015	0,096	0,050
T.4	0,012	0,045	0,033	0,008	0,010	0,002	0,011	0,101	0,028
1-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,026	0,033	0,007	0,081	0,044	0,051	0,012	0,023	0,035
T. 2	0,036	0,038	0,018	0,016	0,015	0,045	0,071	0,058	0,037
T. 3	0,031	0,062	0,011	0,028	0,008	0,043	0,007	0,094	0,036
T. 4	0,047	0,021	0,078	0,060	0,024	0,018	0,075	0,023	0,043
1-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,041	0,020	0,005	0,092	0,023	0,026	0,010	0,042	0,032
T. 2	0,002	0,043	0,012	0,001	0,016	0,033	0,110	0,073	0,036
T. 3	0,042	0,050	0,023	0,057	0,004	0,032	0,004	0,094	0,038
T. 4	0,020	0,009	0,054	0,050	0,015	0,009	0,025	0,023	0,026
1-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,019	0,011	0,012	0,077	0,028	0,003	0,011	0,022	0,023
T. 2	0,026	0,070	0,003	0,021	0,005	0,056	0,074	0,071	0,041
T. 3	0,030	0,063	0,004	0,027	0	0,029	0,002	0,118	0,034
T. 4	0,026	0,004	0,053	0,064	0,034	0,007	0,035	0,007	0,029
1-8	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,042	0,049	0,001	0,075	0,059	0,014	0,014	0,083	0,042

T.2	0,017	0,021	0,005	0,005	0,020	0,030	0,077	0,082	0,032
T.3	0,041	0,075	0,012	0,077	0,030	0,041	0,015	0,148	0,055
T.4	0,007	0,027	0,032	0,015	0,004	0,018	0,021	0,015	0,017

1-9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,064	0,043	0,098	0,053	0,066	0,013	0,018	0,052	0,051
T.2	0,011	0,011	0,012	0,014	0,022	0,084	0,050	0,052	0,032
T.3	0,023	0,062	0,035	0,028	0,018	0,008	0,001	0,137	0,039
T.4	0,006	0,021	0,028	0,065	0,045	0,022	0,002	0,019	0,026

1-10	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,060	0,035	0,014	0,090	0,049	0,006	0,014	0,111	0,047
T.2	0,019	0,021	0,012	0,005	0,015	0,051	0,076	0,092	0,036
T.3	0,045	0,068	0,014	0,062	0,037	0,048	0,003	0,152	0,054
T.4	0,018	0,017	0,041	0,040	0,019	0	0,031	0,011	0,022

2-3	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,036	0,011	0,043	0,019	0,027	0,093	0,038	0,048	0,039
T.2	0,016	0,002	0,025	0,019	0,030	0,025	0,027	0,024	0,021
T.3	0,022	0,044	0,003	0,018	0,019	0,011	0,026	0,008	0,019
T.4	0,022	0,011	0,019	0,031	0,030	0,012	0,005	0,016	0,018

2-4	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,001	0,053	0,098	0,026	0,038	0,062	0,017	0,060	0,044
T.2	0,023	0,032	0,005	0,004	0,017	0,015	0	0,040	0,017
T.3	0,004	0,034	0,007	0,029	0,045	0,015	0,021	0,029	0,023
T.4	0,066	0,030	0,063	0,133	0,036	0,035	0,067	0,151	0,073

2-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0,022	0,066	0,011	0,036	0,100	0,014	0,008	0,034
T. 2	0,009	0,012	0,010	0,014	0,016	0,012	0,010	0,011	0,012
T. 3	0,004	0,033	0,001	0	0,009	0,009	0,018	0,026	0,014
T. 4	0,019	0,004	0,023	0,055	0,019	0,011	0,022	0,001	0,019

2-6	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,005	0,020	0,076	0,014	0,036	0,066	0,005	0,017	0,030
T.2	0,004	0,014	0,006	0,036	0,004	0,011	0,001	0,031	0,013
T.3	0,004	0,026	0,005	0,036	0,009	0,002	0,005	0,036	0,015
T.4	0,021	0,005	0,003	0,056	0,033	0,010	0,002	0,009	0,017

2-7	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,013	0,005	0,059	0,004	0,005	0,120	0,015	0,002	0,028
T.2	0,004	0,008	0,026	0,012	0,036	0,004	0,005	0,047	0,018
T.3	0,016	0,007	0,003	0,004	0,009	0,023	0,015	0,012	0,011
T.4	0,006	0,007	0,015	0,031	0,007	0,006	0,005	0,051	0,016

2-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,008	0,032	0,086	0,025	0,029	0,084	0,019	0,023	0,038
T. 2	0,017	0,009	0,014	0,008	0,017	0,032	0,008	0,014	0,015
T. 3	0,010	0	0,012	0,035	0,041	0,012	0,002	0,048	0,020
T. 4	0,035	0,003	0,065	0,104	0,036	0,033	0,061	0,096	0,054

2-9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,004	0,021	0,122	0,024	0,018	0,095	0,003	0,027	0,039
T.2	0,009	0,037	0,001	0,041	0,069	0,006	0,020	0,013	0,025
T.3	0,005	0,008	0,013	0,008	0,009	0,013	0,013	0,028	0,012
T.4	0,041	0,017	0,049	0,065	0,001	0,025	0,045	0,088	0,041

2-10	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,030	0,094	0,019	0,012	0,063	0,007	0,001	0,111	0,042
T.2	0,039	0,033	0,045	0,052	0,029	0,031	0,049	0,090	0,046
T.3	0,018	0,015	0,036	0,032	0,038	0,058	0,091	0,087	0,047
T.4	0,047	0,040	0,033	0,012	0,012	0,020	0,045	0,101	0,039

3-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,035	0,076	0,046	0,016	0,032	0,076	0,069	0,109	0,057
T. 2	0,007	0,037	0,029	0,014	0,044	0,036	0,020	0,033	0,028
T. 3	0,013	0,074	0,043	0,020	0,070	0,002	0,012	0,002	0,030
T. 4	0,072	0,052	0,020	0,075	0,036	0,040	0,070	0,132	0,062

3-5	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,008	0,008	0,006	0,019	0,006	0,004	0,013	0,029	0,012
T.2	0,009	0,021	0,032	0,005	0,035	0,035	0,013	0,030	0,023
T.3	0,020	0,034	0	0,030	0,017	0	0,023	0,004	0,016
T.4	0,011	0,003	0,003	0,011	0,002	0,019	0,006	0,002	0,007

3-6	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,012	0,017	0,010	0,033	0,034	0,017	0,018	0,004	0,018
T.2	0,006	0,001	0,006	0,015	0,015	0,001	0,014	0,020	0,010

T.3	0,039	0,055	0,026	0,058	0,014	0,025	0,022	0,052	0,036
T.4	0,022	0,007	0,012	0,010	0,005	0,038	0,031	0,036	0,020

3-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,012	0,018	0,010	0,005	0,005	0,014	0,012	0,043	0,015
T. 2	0,018	0	0,005	0,031	0,021	0,037	0,017	0,047	0,022
T. 3	0,004	0,030	0,001	0,024	0,004	0,002	0,013	0,002	0,010
T. 4	0,022	0,016	0,015	0,010	0,031	0,030	0,034	0,022	0,023

3-8	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,042	0,014	0,028	0,003	0,031	0,045	0,044	0,048	0,032
T.2	0	0,014	0,016	0,024	0,032	0,025	0,024	0,036	0,022
T.3	0,024	0,066	0,018	0	0,034	0,013	0,034	0,039	0,036
T.4	0,059	0,006	0,044	0,055	0,011	0,052	0,083	0,062	0,047

3-9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,020	0,001	0,040	0,024	0,001	0,031	0,015	0,051	0,023
T.2	0,001	0,036	0,015	0,010	0,045	0,040	0,005	0,034	0,023
T.3	0,008	0,039	0,034	0,024	0,031	0,008	0,023	0,047	0,027
T.4	0,047	0,007	0,047	0,006	0,030	0,040	0,071	0,071	0,040

3-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,004	0,001	0,004	0,008	0,023	0,011	0,010	0,015	0,010
T. 2	0,017	0,015	0,011	0,002	0,023	0,026	0,017	0,061	0,022
T. 3	0,029	0,040	0,009	0,052	0,028	0,009	0,040	0,057	0,033
T. 4	0,024	0,004	0,023	0,005	0,013	0,038	0,034	0,057	0,025

4-5	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,047	0,041	0,043	0,007	0,010	0,065	0,053	0,062	0,041
T.2	0,009	0,026	0,002	0,027	0,020	0,018	0,009	0,023	0,017
T.3	0,010	0,034	0,031	0,009	0,045	0,035	0,012	0,023	0,025
T.4	0,055	0,024	0,035	0,073	0,051	0,033	0,071	0,083	0,053

4-6	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,001	0,045	0,047	0,039	0,007	0,067	0,031	0,059	0,037
T.2	0,001	0,036	0,016	0,002	0,030	0,037	0,001	0	0,015
T.3	0,032	0,012	0,042	0,021	0,035	0,011	0,029	0,040	0,028
T.4	0,035	0,057	0,006	0,045	0,059	0,019	0,012	0,079	0,039

4-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,067	0,040	0,017	0,058	0,071	0,046	0,068	0,046

T. 2	0,014	0,118	0,033	0,042	0,032	0,012	0,009	0,022	0,035
T. 3	0,010	0,028	0,021	0,008	0,030	0,012	0,004	0,011	0,016
T. 4	0,043	0,025	0,047	0,080	0,020	0,018	0,010	0,057	0,038

4-8	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,012	0,018	0,012	0,009	0,001	0,023	0,014	0,030	0,015
T.2	0,007	0,022	0,007	0,018	0,017	0,012	0,006	0,007	0,012
T.3	0,024	0,004	0,021	0,024	0,020	0,017	0,043	0,023	0,022
T.4	0,015	0,005	0,020	0,023	0,002	0,021	0,035	0,045	0,021

4-9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,012	0,026	0,009	0,007	0,009	0,029	0,034	0,045	0,021
T.2	0,007	0,012	0,004	0	0,002	0,001	0,017	0,018	0,008
T.3	0,007	0,025	0,010	0,019	0,026	0,025	0,008	0,018	0,017
T.4	0,030	0,032	0,040	0,062	0,027	0,020	0,033	0,072	0,040

4-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,008	0,054	0,054	0,023	0,008	0,070	0,067	0,067	0,044
T. 2	0,008	0,021	0,016	0,013	0,020	0,022	0,005	0,034	0,017
T. 3	0,029	0,024	0,043	0,008	0,031	0,029	0,015	0,010	0,024
T. 4	0,036	0,018	0,029	0,052	0,033	0,012	0,037	0,068	0,036

5-6	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,004	0,034	0,012	0,065	0,052	0,017	0,017	0,044	0,031
T.2	0,002	0,023	0,026	0,025	0,013	0,017	0,009	0,017	0,017
T.3	0,019	0	0,005	0,017	0,003	0,003	0,015	0,047	0,014
T.4	0,023	0,003	0	0,007	0,012	0,012	0,046	0,009	0,014

5-7	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,001	0,016	0,003	0,003	0,010	0,002	0,003	0,010	0,006
T.2	0	0,027	0,004	0,016	0,014	0,007	0,003	0,035	0,014
T.3	0,010	0,003	0,005	0	0,004	0,008	0,012	0,015	0,008
T.4	0,014	0,006	0,015	0,020	0,015	0,034	0,040	0,037	0,023

5-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,031	0,023	0,027	0,015	0,027	0,039	0,031	0,051	0,031
T. 2	0,010	0,010	0,008	0,003	0,008	0,001	0,015	0,006	0,008
T. 3	0,012	0,029	0,011	0,021	0,042	0,027	0,022	0,046	0,026
T. 4	0,046	0,003	0,035	0,032	0,013	0,028	0,098	0,065	0,040

5-9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,023	0,007	0,033	0,014	0,002	0,023	0,009	0,013	0,016
T.2	0,013	0,017	0,013	0,008	0,010	0,017	0,008	0,006	0,012
T.3	0,011	0,014	0,031	0,007	0,001	0,002	0,015	0,028	0,014
T.4	0,036	0,017	0,035	0,003	0,020	0,038	0,103	0,075	0,041
5-10	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,007	0,005	0,008	0,013	0,016	0,006	0,012	0,030	0,012
T.2	0,006	0,004	0,002	0,001	0,018	0,003	0,005	0,042	0,010
T.3	0,009	0,006	0,009	0,021	0,012	0,001	0,015	0,044	0,015
T.4	0,018	0,006	0,020	0,001	0,005	0,005	0,029	0,044	0,016
6-7	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,002	0,006	0,002	0,030	0,026	0,007	0,017	0,014	0,013
T.2	0,012	0,006	0,030	0,032	0,006	0,027	0,004	0,023	0,018
T.3	0,021	0,015	0,018	0,035	0,007	0,020	0,010	0,027	0,019
T.4	0,002	0,008	0,002	0,003	0,011	0,014	0,004	0,007	0,006
6-8	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,030	0,018	0,037	0,039	0,010	0,017	0,015	0,037	0,025
T.2	0,001	0,025	0,030	0,010	0,015	0,020	0,001	0,017	0,015
T.3	0,007	0,006	0,015	0,002	0,006	0,007	0,008	0,035	0,011
T.4	0,013	0,010	0,023	0,021	0,004	0,004	0,049	0,046	0,021
6-9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,012	0	0,037	0,060	0,018	0,022	0,010	0,020	0,022
T.2	0,004	0,032	0,023	0,003	0,030	0,028	0,013	0,012	0,018
T.3	0,021	0,009	0,042	0,036	0,025	0,022	0	0,034	0,024
T.4	0,023	0,010	0,012	0,012	0,008	0,003	0,016	0,021	0,013
6-10	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0	0,022	0,006	0,020	0,012	0,006	0,021	0,023	0,014
T.2	0,012	0,022	0,021	0,018	0,016	0,016	0,006	0,047	0,020
T.3	0,008	0,005	0,001	0,006	0,002	0,008	0,008	0,008	0,006
T.4	0,002	0,015	0,002	0,007	0,019	0,001	0,030	0,018	0,012
7-8	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,021	0,035	0,025	0,012	0,031	0,037	0,030	0,030	0,028
T.2	0,012	0,020	0,001	0,028	0,012	0,006	0,013	0,022	0,014
T.3	0,025	0,030	0,006	0,025	0,038	0,004	0,023	0,037	0,024
T.4	0,032	0,015	0,031	0,060	0,029	0,003	0,036	0,042	0,031

7-9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,043	0,012	0,041	0,019	0,012	0,027	0,011	0,034	0,025
T.2	0,012	0,035	0,028	0,026	0,021	0,009	0,013	0,022	0,021
T.3	0,006	0,026	0,015	0,001	0,005	0,005	0,011	0,020	0,011
T.4	0,027	0,006	0,020	0,016	0,002	0,014	0,020	0,033	0,017

7-10	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,017	0	0,003	0,002	0,011	0,006	0,009	0,014	0,008
T.2	0,007	0,016	0,015	0,007	0,001	0,001	0,001	0,022	0,009
T.3	0,025	0,004	0,018	0,030	0,032	0,023	0,017	0,017	0,021
T.4	0	0,003	0,008	0,010	0,010	0,001	0,004	0,032	0,009

8-9	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,010	0,024	0,009	0,031	0,028	0,017	0,014	0,005	0,017
T.2	0,002	0,015	0,001	0,004	0,002	0,013	0,021	0,011	0,009
T.3	0,019	0,029	0,010	0,033	0,034	0,016	0,018	0,017	0,022
T.4	0,015	0,020	0,013	0,039	0,028	0,004	0,011	0,016	0,018

8-10	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,038	0,039	0,029	0,013	0,012	0,044	0,039	0,030	0,031
T.2	0,009	0,004	0,017	0,005	0,002	0,001	0,001	0,017	0,007
T.3	0,001	0,019	0,016	0,012	0,019	0,011	0,004	0,002	0,011
T.4	0,013	0,001	0,014	0,024	0,022	0,007	0,018	0,008	0,013

9-10	R.1	R.2	R.3	R.4	R.5	R.6	R.7	R.8	Sonuç
T.1	0,029	0,016	0,041	0,068	0,054	0,018	0,051	0,092	0,046
T.2	0,001	0,006	0,015	0,011	0,008	0,010	0,003	0,006	0,008
T.3	0,016	0,014	0,030	0,018	0,002	0,015	0,013	0	0,014
T.4	0,013	0,025	0,019	0,018	0,020	0,021	0,034	0,010	0,020

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 13. Tek implant (anterior) maksimum tarama derinliği tutarlılık sonuçları

1-2	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,006	0,004	0,013	0,008	0,002	0,003	0,017	0,007

1-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,008	0,009	0,002	0,008	0,007	0,010	0,002	0,007

1-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,003	0,005	0,014	0	0,003	0,009	0	0,006
1-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,013	0,006	0,009	0,003	0,001	0,009	0,015	0,008	0,008
1-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,025	0,001	0,010	0,005	0	0,005	0,040	0,011	0,012
1-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0,012	0,015	0,008	0,004	0,007	0,039	0,019	0,015
1-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,012	0,017	0,008	0	0,013	0,001	0,044	0,026	0,015
1-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,103	0,017	0,025	0,105	0,001	0,023	0,036	0,041
1-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,021	0,011	0,002	0,006	0,001	0,020	0,042	0,024	0,016
2-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,018	0,018	0,017	0,017	0,026	0,012	0,065	0,062	0,029
2-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,002	0,012	0,007	0,002	0,008	0,015	0,038	0,011
2-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,007	0,005	0,003	0,016	0,012	0,013	0,039	0,013
2-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,022	0,001	0,011	0,001	0	0,005	0,033	0,041	0,015
2-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,006	0,009	0,011	0,012	0,004	0,034	0,043	0,124
2-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,016	0,015	0,005	0,001	0,001	0,041	0,030	0,015

2-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,027	0,012	0,006	0,004	0	0,012	0,036	0,023	0,015
2-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,005	0,004	0,006	0,005	0,005	0,035	0,048	0,015
3-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0	0	0,002	0	0,001	0,002	0,003	0,016	0,003
3-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,001	0,004	0,005	0,010	0,006	0,003	0,003	0,004
3-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,006	0,016	0,010	0,001	0,001	0,026	0,012	0,011
3-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,006	0,032	0,006	0,004	0,010	0,020	0,017	0,012
3-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,025	0,018	0,007	0,001	0,003	0,027	0,029	0,014
3-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0,004	0	0,009	0	0,002	0,026	0,015	0,010
3-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,001	0,012	0,001	0,005	0,005	0,024	0,016	0,009
4-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,004	0,004	0,005	0,003	0,010	0,004	0,001	0,010	0,005
4-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,021	0	0,004	0,012	0,014	0,025	0,027	0,024	0,017
4-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,004	0,013	0,009	0,001	0,008	0,010	0,023	0,010
4-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,021	0,024	0,003	0,007	0,001	0,030	0,014	0,014

4-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,018	0,008	0,014	0,002	0,002	0,006	0,023	0,011	0,011
4-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,003	0	0,003	0,002	0,010	0,022	0,005	0,007
5-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,002	0,017	0	0,006	0,009	0,024	0,005	0,010
5-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,006	0,019	0,002	0	0,021	0,023	0,019	0,012
5-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,020	0,019	0	0,007	0,012	0,028	0,034	0,016
5-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,007	0,006	0,005	0,007	0,009	0,025	0,011	0,010
5-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,001	0,001	0,005	0,007	0,013	0,022	0,002	0,007
6-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,006	0,002	0,004	0,008	0,010	0,001	0,013	0,007
6-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,008	0,011	0,002	0,004	0,007	0,005	0,001	0,025	0,008
6-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0	0,009	0,015	0,005	0,004	0,006	0,003	0,029	0,009
6-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,008	0,004	0,017	0,008	0,001	0,005	0,001	0,008	0,0065
7-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,021	0,004	0,004	0,011	0,007	0,005	0,012	0,008
7-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,003	0,012	0,004	0	0,008	0,005	0,013	0,008

7-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0	0,015	0,005	0,002	0,006	0,002	0,002	0,005
8-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,030	0,011	0,002	0,006	0,003	0,004	0,026	0,011
8-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,017	0,019	0,018	0,011	0,003	0,002	0,013	0,011
9-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,005	0,003	0,005	0,004	0,006	0,005	0,019	0,007

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 14. Tek implant (posterior) maksimum tarama derinliği tutarlılık sonuçları

1.-2	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,006	0,003	0,007	0,016	0,008	0,004	0,004	0,003	0,006
1.-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,007	0,008	0,012	0,012	0,005	0,007	0,010	0,008
1.-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,009	0,003	0,023	0	0,001	0,006	0	0,010
1.-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,004	0,005	0	0,007	0,003	0	0,005	0,012	0,005
1.-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,021	0,001	0,001	0,003	0	0,048	0,030	0,059	0,021
1.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,003	0,010	0,006	0,004	0,019	0,018	0,055	0,016
1.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,017	0,003	0,002	0	0,009	0,010	0,017	0,057	0,016
1.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,022	0,005	0,001	0,004	0,007	0,022	0,027	0,057	0,018

1.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0	0	0,007	0,009	0,014	0,023	0,059	0,016
2.-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,007	0,010	0,005	0,011	0,003	0,010	0,023	0,009
2.-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,004	0,011	0,003	0,005	0,004	0,001	0,001	0,014	0,005
2.-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,001	0,004	0	0,003	0,003	0,003	0,013	0,004
2.-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0,001	0,001	0,007	0	0,042	0,035	0,046	0,022
2.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,003	0,015	0,007	0,008	0,010	0,012	0,039	0,012
2.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,001	0,004	0,001	0,009	0,023	0,012	0,042	0,013
2.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,017	0,003	0,006	0,004	0	0,025	0,022	0,037	0,015
2.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,004	0,007	0,016	0,013	0,019	0,019	0,025	0,014
3.-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0	0	0,002	0	0,004	0,003	0,003	0,008	0,006
3.-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,002	0,003	0,002	0,004	0	0,002	0,001	0,002
3.-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,020	0,007	0,002	0,009	0,025	0,040	0,022	0,030	0,019
3.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0,001	0,012	0,008	0,007	0,015	0,015	0,032	0,013
3.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç

T. 1	0,018	0,002	0,002	0,003	0,016	0,014	0,013	0,027	0,012
3.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,022	0,002	0	0,008	0	0,034	0,021	0,036	0,017
3.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0,001	0,006	0,010	0,013	0,016	0,014	0,024	0,013
4.-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,003	0,004	0,010	0,007	0,002	0	0,003	0,004
4.-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,021	0	0,004	0,012	0,014	0,025	0,027	0,024	0,017
4.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,004	0,013	0,009	0,001	0,008	0,010	0,023	0,010
4.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0,011	0	0,009	0,014	0,026	0,013	0,024	0,014
4.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,020	0,003	0,004	0,013	0,011	0,029	0,024	0,030	0,017
4.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0,002	0	0,019	0,013	0,018	0,011	0,011	0,012
5.-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,019	0,010	0,005	0	0,019	0,039	0,026	0,032	0,019
5.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,004	0,011	0,009	0	0,019	0,010	0,020	0,010
5.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,013	0,005	0,001	0	0,015	0,019	0,019	0,029	0,013
5.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,002	0,004	0,001	0,008	0,026	0,019	0,026	0,013
5.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç

T. 1	0,013	0,004	0,004	0,005	0,007	0,013	0,013	0,016	0,009
6.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,004	0,002	0,003	0,011	0,013	0,012	0,005	0,008
6.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,002	0,005	0,008	0,016	0,015	0,012	0,002	0,008
6.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,002	0,004	0,005	0,009	0,005	0,002	0,006	0,004
6.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,001	0,002	0,002	0,008	0,012	0,011	0	0,00475
7.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,002	0,013	0,005	0,003	0	0,001	0,001	0,004
7.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,007	0,006	0,006	0	0,006	0,007	0,003	0,006
7.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,004	0,006	0,001	0	0,001	0,005	0,005	0,004
8.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,004	0,007	0,002	0,005	0,002	0,007	0,007	0,005	0,005
8.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0	0,001	0,006	0,010	0,004	0,001	0,001	0,008	0,004
9.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,007	0	0,006	0,002	0,009	0,008	0,010	0,006

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 15. İki implant maksimum tarama derinliği tutarlılık sonuçları

1-2	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,017	0,020	0,006	0,014	0,013	0,004	0,014	0,018	0,013
T. 2	0,016	0,011	0,022	0,032	0,012	0,023	0,012	0,015	0,018

1-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,008	0,005	0,003	0,020	0,011	0,002	0,005	0,005	0,007
T. 2	0,007	0,002	0,007	0,003	0,023	0,015	0,009	0,025	0,011
1-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0	0,015	0,021	0,016	0	0,012	0,005	0,010
T. 2	0,016	0,005	0,015	0,007	0,008	0,025	0,012	0,039	0,016
1-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,010	0,011	0,016	0,012	0,004	0,011	0,007	0,010
T. 2	0,009	0,005	0,008	0,004	0,014	0,025	0,004	0,028	0,012
1-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,034	0,010	0,037	0,046	0,013	0,020	0,024	0,009	0,024
T. 2	0,032	0,015	0,036	0,004	0,056	0,062	0,035	0,040	0,035
1-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,024	0,009	0,032	0,040	0,003	0,011	0,012	0,007	0,017
T. 2	0,015	0,012	0,020	0,004	0,039	0,043	0,033	0,037	0,025
1-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,025	0,013	0,001	0,003	0,024	0,038	0,037	0,019
T. 2	0,005	0,009	0,007	0,024	0,006	0,028	0,010	0,001	0,011
1-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,017	0,008	0,023	0,039	0,010	0,007	0,001	0,011	0,015
T. 2	0,022	0,007	0,027	0,022	0,030	0,032	0,040	0,057	0,030
1-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,025	0	0,022	0,049	0,010	0,012	0,016	0,016	0,019
T. 2	0,028	0,010	0,035	0,031	0,022	0,029	0,030	0,056	0,030
2-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0,027	0	0,005	0,006	0,008	0,020	0,027	0,013
T. 2	0,001	0,002	0,012	0,026	0,036	0,025	0,002	0,017	0,015
2-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,006	0,016	0,013	0,006	0,003	0,003	0,007	0,013	0,008
T. 2	0,002	0	0,008	0,025	0,023	0,019	0,002	0,024	0,013

2-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,012	0,011	0,006	0,003	0,007	0,001	0,023	0,008
T. 2	0,005	0,003	0,007	0,030	0,028	0,028	0,008	0,001	0,014
2-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0,018	0,025	0,035	0,011	0,022	0,007	0,004	0,017
T. 2	0,022	0,013	0	0,030	0,061	0,061	0,027	0,025	0,030
2-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,02	0,018	0,012	0,021	0,02	0,004	0,03	0,016
T. 2	0,009	0,009	0,007	0,027	0,047	0,041	0,017	0,024	0,022
2-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,019	0,014	0,012	0,036	0,009	0,029	0,019	0,031	0,021
T. 2	0,010	0,014	0,045	0,006	0,035	0,033	0,018	0,001	0,020
2-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,016	0,026	0,019	0,008	0,006	0,009	0,023	0,014
T. 2	0,008	0,020	0,002	0,018	0,042	0,037	0,027	0,044	0,025
2-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,013	0,014	0,032	0,032	0,002	0,017	0,004	0,005	0,015
T. 2	0,019	0,011	0,017	0	0,016	0,040	0,027	0,035	0,021
3-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,011	0,009	0,002	0,005	0,002	0,015	0,026	0,009
T. 2	0,001	0,002	0,001	0,004	0,016	0,009	0,001	0,002	0,005
3-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,012	0,006	0,001	0,004	0,005	0,013	0,006	0,007
T. 2	0,003	0,001	0	0,007	0,009	0,005	0,008	0,006	0,005
3-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,029	0,014	0,021	0,026	0,005	0,012	0,022	0,017	0,018
T. 2	0,020	0,009	0,027	0,004	0,026	0,039	0,018	0,009	0,019
3-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,021	0,004	0,028	0,008	0,011	0,017	0,012	0,009	0,014
T. 2	0,010	0,010	0,004	0,005	0,002	0,031	0,011	0,003	0,010

3.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,013	0,008	0,010	0,007	0,011	0,014	0,006	0,010
T. 2	0,009	0,005	0,001	0,001	0,007	0,017	0,021	0,003	0,008
3.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0,016	0,021	0,020	0,011	0,001	0,005	0,006	0,012
T. 2	0,005	0,017	0,009	0,005	0,009	0,001	0,025	0,015	0,011
3.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,017	0,019	0,014	0,033	0,020	0,003	0,023	0,031	0,020
T. 2	0,015	0,017	0,034	0,021	0,005	0,006	0,028	0,021	0,018
4.-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,003	0,001	0,002	0,003	0,001	0,003	0,006	0,003
T. 2	0,004	0,002	0,004	0,004	0,006	0,001	0,008	0,016	0,006
4.-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,027	0,003	0,015	0,022	0,002	0,018	0,014	0,003	0,013
T. 2	0,017	0,014	0,020	0,007	0,030	0,029	0,025	0,005	0,018
4.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0,004	0,017	0,005	0,013	0,017	0	0,013	0,010
T. 2	0,001	0,009	0,013	0,004	0,023	0,016	0,005	0,007	0,010
4.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,005	0,004	0,007	0,001	0,002	0,006	0,014	0,006
T. 2	0,010	0,010	0,006	0,005	0,018	0,030	0,023	0,011	0,014
4.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,006	0,009	0,013	0,002	0,006	0,010	0,026	0,010
T. 2	0,002	0,021	0,020	0,017	0,015	0,008	0,026	0,021	0,016
4.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,006	0,020	0,024	0,001	0,010	0,002	0,006	0,011
T. 2	0,015	0,019	0,027	0,019	0,015	0,016	0,032	0,016	0,020
5.-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,020	0,002	0,013	0,031	0,005	0,016	0,004	0,003	0,012
T. 2	0,024	0,011	0,023	0	0,033	0,041	0,031	0,027	0,024

5.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,002	0,020	0,009	0,014	0,016	0,004	0,002	0,010
T. 2	0,012	0,010	0,014	0,014	0,024	0,022	0,028	0,016	0,018
5.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,003	0,003	0,001	0,001	0,004	0,012	0,015	0,005
T. 2	0,014	0,011	0,006	0,003	0,005	0,017	0,036	0,030	0,015
5.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,004	0,003	0,014	0,009	0,013	0	0,008	0,013	0,008
T. 2	0,014	0,024	0,021	0,004	0,013	0,008	0,034	0,033	0,019
5.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,001	0,010	0,027	0,015	0,009	0	0,013	0,011
T. 2	0,019	0,017	0,020	0,019	0,006	0,017	0,042	0,042	0,023
6.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,006	0,002	0,010	0,010	0,012	0	0,009	0,013	0,008
T. 2	0,017	0,007	0,007	0,002	0,010	0,014	0,009	0,007	0,009
6.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,001	0,014	0,011	0,002	0,015	0,011	0,016	0,011
T. 2	0,013	0,001	0,012	0,017	0,024	0,013	0,007	0,005	0,012
6.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0	0,001	0,009	0,003	0,022	0,014	0,014	0,010
T. 2	0,012	0,010	0	0,020	0,024	0,019	0,002	0,006	0,012
6.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,002	0,003	0,001	0,007	0,006	0,012	0,001	0,005
T. 2	0,010	0,006	0,010	0,024	0,022	0,017	0,003	0,009	0,013
7.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,008	0	0,022	0,002	0,013	0,012	0,001	0,006	0,008
T. 2	0,010	0,002	0,008	0,005	0,013	0,005	0,006	0,017	0,008
7.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,002	0,004	0,005	0,011	0,005	0,005	0,003	0,005
T. 2	0,009	0,004	0,005	0,021	0,013	0,012	0,007	0,008	0,010

7.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,004	0,011	0,015	0,029	0,016	0,002	0,012	0,011
T. 2	0,009	0,005	0,017	0,020	0,011	0,010	0,008	0,006	0,011
8.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,001	0,010	0	0,001	0,003	0,001	0,009	0,003
T. 2	0,001	0,007	0,016	0,009	0,005	0,004	0,002	0,018	0,008
8.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,002	0,008	0,006	0,012	0,003	0,001	0,040	0,010
T. 2	0,007	0,014	0,029	0,022	0,002	0,001	0,009	0,001	0,011
9.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,003	0,006	0,005	0,005	0,007	0,002	0,028	0,008
T. 2	0,002	0,001	0,010	0,002	0,004	0	0,001	0,002	0,003

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 16. 6 implant minimum tarama derinliği tutarlılık sonuçları

1.-2	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,028	0,002	0,022	0,041	0,01	0,017	0,016	0,003	0,017
T. 2	0,002	0,009	0,001	0,003	0,011	0,008	0,006	0,014	0,007
T. 3	0,015	0,004	0,009	0,014	0,001	0,011	0,012	0,001	0,008
T. 4	0,017	0,009	0,009	0,002	0,007	0,008	0,006	0,011	0,009
T. 5	0,012	0,015	0,002	0,011	0,023	0,007	0,012	0,011	0,012
T. 6	0,03	0,012	0,024	0,038	0,009	0,027	0,029	0,039	0,026
1.-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,016	0,006	0,008	0,002	0,006	0,004	0,011	0,001	0,007
T. 2	0,02	0,001	0,019	0,018	0,005	0,018	0,015	0,04	0,017
T. 3	0,023	0,007	0,029	0,011	0,014	0,028	0,012	0,035	0,020
T. 4	0,043	0,007	0,023	0,018	0,005	0,019	0,018	0,008	0,018
T. 5	0,022	0,011	0,026	0,026	0,013	0,013	0,001	0,01	0,015
T. 6	0,035	0,038	0,012	0,039	0,017	0,004	0,063	0,004	0,027
1.-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,047	0,02	0,016	0,018	0,017	0,02	0,024	0,021	0,023
T. 2	0,005	0,004	0,002	0,006	0,009	0,002	0,008	0,013	0,006
T. 3	0,015	0,02	0,017	0,011	0,014	0,01	0,019	0	0,013

T. 4	0,008	0,004	0,018	0,004	0,015	0,018	0,006	0,034	0,013
T. 5	0,005	0,017	0,006	0,014	0,011	0,003	0,026	0,012	0,012
T. 6	0,017	0,025	0,007	0,019	0,004	0,014	0,019	0,006	0,014

1.-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,014	0,018	0,015	0,006	0,002	0,02	0,016	0,005	0,012
T. 2	0,014	0,017	0,009	0,021	0,008	0,016	0,018	0,034	0,017
T. 3	0,015	0,016	0,01	0,012	0,017	0,007	0,007	0,002	0,011
T. 4	0,003	0,009	0,015	0,011	0,009	0,02	0,01	0,018	0,012
T. 5	0,008	0,021	0,024	0,006	0,016	0,025	0,017	0,025	0,018
T. 6	0,003	0,009	0,012	0,006	0,017	0,01	0,088	0,001	0,018

1.-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,043	0,017	0,041	0,024	0,014	0,023	0,028	0,041	0,028875
T. 2	0,009	0,005	0,006	0,025	0,006	0,013	0,011	0,025	0,013
T. 3	0,005	0,01	0,011	0,007	0	0	0,002	0,024	0,007
T. 4	0,042	0,013	0,029	0,019	0	0,009	0,008	0,023	0,018
T. 5	0,002	0,015	0,014	0,003	0,01	0,019	0,014	0,014	0,011
T. 6	0,065	0,019	0,041	0,042	0,008	0,035	0,026	0,04	0,035

1.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,004	0,007	0,015	0,027	0,025	0,004	0,002	0,003	0,011
T. 2	0,019	0,015	0,004	0,023	0,001	0,012	0,014	0,005	0,012
T. 3	0,013	0,009	0,022	0,015	0,016	0,023	0,008	0,02	0,016
T. 4	0,01	0,005	0,02	0,007	0,007	0,008	0,016	0,056	0,016
T. 5	0,025	0,014	0,011	0,009	0	0,019	0,015	0,008	0,013
T. 6	0,005	0,006	0,016	0,019	0,009	0	0,019	0,026	0,013

1.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,019	0,019	0,022	0,023	0,021	0,013	0,007	0,002	0,016
T. 2	0,01	0,022	0,02	0,029	0,009	0,007	0,031	0,034	0,020
T. 3	0,013	0,022	0,025	0,028	0,004	0,02	0,012	0,044	0,021
T. 4	0,007	0,01	0,006	0,019	0,033	0,014	0,023	0,005	0,015
T. 5	0,035	0,006	0,025	0,03	0,008	0,03	0,049	0,007	0,024
T. 6	0,001	0,016	0,018	0,009	0,007	0,021	0	0,012	0,011

1.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,064	0,008	0,04	0,042	0,018	0,043	0,052	0,017	0,036
T. 2	0,013	0,009	0,025	0,004	0,025	0,028	0,032	0,026	0,020

T. 3	0,012	0,009	0,011	0,006	0,017	0,011	0,011	0,029	0,013
T. 4	0,016	0,012	0,02	0,014	0,001	0,022	0,022	0,041	0,019
T. 5	0,015	0,029	0,011	0,008	0,015	0,004	0,019	0,025	0,016
T. 6	0,054	0,051	0,02	0,023	0,058	0,017	0,07	0,044	0,042

1.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,025	0,012	0,005	0,002	0,026	0,008	0,025	0,006	0,014
T. 2	0,011	0,003	0,014	0,011	0,014	0,04	0,029	0,04	0,020
T. 3	0,002	0,029	0,017	0,004	0	0,031	0,014	0,032	0,016
T. 4	0,012	0,011	0,027	0,026	0,008	0,004	0,019	0,024	0,016
T. 5	0,015	0,023	0,008	0	0,003	0,005	0,001	0,04	0,011
T. 6	0,05	0,01	0,023	0,041	0,019	0,034	0,051	0,064	0,037

2.-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0	0,006	0,004	0,016	0,004	0,008	0,004	0,004	0,006
T. 2	0,012	0,012	0,003	0,005	0,013	0,01	0,001	0,014	0,009
T. 3	0,008	0,018	0,012	0,009	0,02	0,018	0,007	0,016	0,014
T. 4	0,012	0,006	0,016	0,014	0,009	0,013	0,006	0,037	0,014
T. 5	0,029	0,02	0	0,001	0,011	0,012	0,024	0,031	0,016
T. 6	0,084	0,043	0,069	0,074	0,009	0,058	0,065	0,1	0,063

2.-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,046	0,008	0,038	0,061	0,006	0,035	0,044	0,038	0,035
T. 2	0,001	0,011	0	0,016	0,02	0,018	0,001	0,018	0,011
T. 3	0,029	0,031	0,014	0,028	0,017	0,01	0,023	0,03	0,023
T. 4	0,016	0,008	0,028	0,006	0,022	0,024	0,037	0,021	0,020
T. 5	0,022	0,024	0,003	0,037	0,02	0,008	0,038	0,031	0,023
T. 6	0,058	0,029	0,03	0,063	0,024	0,04	0,058	0,065	0,046

2.-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,006	0	0,004	0,029	0,017	0	0,004	0,005	0,008
T. 2	0,021	0,008	0,013	0,013	0,011	0,024	0,009	0,009	0,014
T. 3	0,003	0,028	0,02	0,004	0,019	0,016	0,001	0,001	0,012
T. 4	0,001	0,019	0,025	0,007	0,014	0,024	0,002	0,023	0,014
T. 5	0,006	0,031	0,027	0,002	0,023	0,003	0,026	0,048	0,021
T. 6	0,031	0,008	0,028	0,031	0,017	0,018	0,05	0,043	0,028

2.-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,063	0,025	0,046	0,075	0,003	0,054	0,077	0,062	0,051

T. 2	0,006	0,011	0,01	0,026	0,002	0,02	0,011	0,017	0,013
T. 3	0,01	0,028	0,011	0,002	0,017	0,007	0,015	0,008	0,012
T. 4	0,025	0,012	0,045	0,016	0,016	0,023	0,002	0,025	0,021
T. 5	0,014	0,035	0,027	0,002	0,032	0,028	0,019	0,017	0,022
T. 6	0,072	0,016	0,062	0,056	0,003	0,052	0,074	0,064	0,050

2.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,015	0,012	0,012	0,013	0,009	0,02	0,015	0,008	0,013
T. 2	0,01	0,008	0,006	0,026	0,002	0,023	0,005	0,015	0,012
T. 3	0,022	0,017	0,019	0,005	0,007	0,036	0,007	0,007	0,015
T. 4	0,007	0,016	0,032	0,013	0,014	0,005	0,016	0,035	0,017
T. 5	0,011	0,032	0,009	0,001	0,022	0,023	0,029	0,01	0,017
T. 6	0,043	0,029	0,003	0,018	0,005	0,022	0,011	0,047	0,022

2.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,017	0,016	0,001	0,027	0,015	0,001	0,014	0,005	0,012
T. 2	0,02	0,028	0,017	0,029	0,016	0,017	0,018	0,021	0,021
T. 3	0,015	0,013	0,031	0,027	0,001	0,005	0,006	0,034	0,017
T. 4	0,011	0,016	0,005	0,027	0,02	0,013	0,019	0,006	0,015
T. 5	0,014	0,002	0,022	0,025	0,008	0,029	0,04	0,038	0,022
T. 6	0,022	0,024	0,004	0,02	0,001	0,039	0,034	0,029	0,022

2.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,098	0,011	0,068	0,054	0,004	0,064	0,077	0,063	0,055
T. 2	0,026	0,009	0,028	0,006	0,022	0,038	0,034	0,008	0,021
T. 3	0,05	0,002	0,013	0,021	0,019	0,009	0,022	0,038	0,022
T. 4	0,007	0,013	0,027	0,015	0,013	0,023	0,003	0,05	0,019
T. 5	0,015	0,026	0,016	0,005	0,033	0,016	0,011	0,017	0,017
T. 6	0,085	0,054	0,022	0,093	0,05	0,056	0,092	0,059	0,064

2-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,029	0,024	0,036	0,055	0,004	0,026	0,045	0,014	0,029
T. 2	0,03	0,005	0,017	0,023	0,019	0,04	0,023	0,037	0,024
T. 3	0,004	0,032	0	0,008	0,016	0,006	0	0,016	0,010
T. 4	0,003	0,02	0,036	0,001	0,007	0,001	0,018	0,043	0,016
T. 5	0,033	0,027	0,005	0,021	0,005	0,009	0,112	0,049	0,033
T. 6	0,079	0,015	0,059	0,068	0,008	0,053	0,078	0,103	0,058

3-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
-----	------	------	------	------	------	------	------	------	-------

T.1	0,019	0,003	0,017	0,015	0,017	0,02	0,014	0,03	0,017
T. 2	0,027	0,013	0,028	0,029	0,007	0,006	0,011	0,021	0,018
T. 3	0,039	0,014	0,039	0,034	0	0,03	0,022	0,015	0,024
T. 4	0,017	0,014	0	0,022	0,009	0,009	0,002	0,005	0,010
T. 5	0,015	0,005	0,035	0,041	0,007	0,018	0,009	0,02	0,019
T. 6	0,008	0,014	0,003	0,01	0,017	0,005	0,013	0,002	0,009

3-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,001	0	0,003	0,008	0,011	0,008	0,005	0,001	0,005
T. 2	0,008	0,003	0,002	0,008	0,002	0,01	0,001	0,002	0,005
T. 3	0,003	0,01	0,009	0,009	0,009	0	0,011	0,018	0,009
T. 4	0,015	0,009	0,003	0,006	0,004	0,003	0,016	0,018	0,009
T. 5	0,001	0,005	0,009	0,016	0,003	0,004	0,019	0,025	0,010
T. 6	0,06	0,056	0,018	0,061	0,033	0,01	0,03	0,034	0,038

3-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,055	0,004	0,023	0,038	0,014	0,035	0,029	0,05	0,031
T. 2	0,001	0,012	0,013	0,031	0,006	0,002	0,006	0,002	0,009
T. 3	0,027	0,003	0,01	0,015	0,012	0,017	0,016	0,026	0,016
T. 4	0,005	0,009	0,016	0	0,003	0,001	0,01	0,008	0,007
T. 5	0,001	0,005	0,009	0,016	0,003	0,004	0,019	0,025	0,010
T. 6	0,06	0,056	0,018	0,061	0,033	0,01	0,03	0,034	0,038

3-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,004	0,025	0,014	0,016	0,015	0,016	0,016	0,007	0,014
T. 2	0,022	0	0,002	0,011	0,011	0,004	0,001	0,018	0,009
T. 3	0,005	0,015	0,009	0,007	0,002	0,004	0,008	0,01	0,008
T. 4	0,018	0,015	0,005	0,01	0,021	0,015	0,005	0,003	0,012
T. 5	0,007	0,009	0,006	0,014	0,004	0,012	0,008	0,015	0,009
T. 6	0,036	0,035	0,033	0,065	0,037	0,002	0,087	0,031	0,041

3-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,04	0,001	0,014	0,02	0,004	0,015	0,018	0,013	0,016
T. 2	0,003	0,01	0	0,017	0,006	0,007	0,008	0,026	0,010
T. 3	0,004	0,02	0,003	0,011	0,015	0,014	0,018	0,018	0,013
T. 4	0,024	0,014	0,013	0,006	0,02	0,03	0,037	0,023	0,021
T. 5	0,025	0,022	0,007	0,006	0,019	0,011	0,044	0,026	0,020
T. 6	0,041	0,017	0,042	0,058	0,008	0,009	0,015	0,03	0,028

3-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,06	0,004	0,053	0,04	0,001	0,057	0,063	0,043	0,040
T. 2	0,001	0,013	0,014	0,014	0,016	0,009	0,007	0,004	0,010
T. 3	0,016	0,023	0,035	0,032	0,001	0,01	0,005	0,034	0,020
T. 4	0,012	0,018	0,007	0,012	0,026	0,002	0,043	0,001	0,015
T. 5	0,022	0,01	0,007	0,026	0,014	0,012	0,01	0,019	0,015
T. 6	0,037	0,003	0,007	0,007	0,005	0,015	0,043	0,057	0,022

3-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,024	0,012	0,02	0,012	0,005	0,025	0,02	0,023	0,018
T. 2	0	0,01	0,009	0,006	0,012	0,016	0,013	0,006	0,009
T. 3	0,019	0,005	0,01	0,016	0,012	0,026	0,011	0,004	0,013
T. 4	0,002	0,014	0,01	0,008	0,006	0,005	0,004	0,02	0,009
T. 5	0,03	0,016	0,019	0,035	0,01	0,024	0,045	0,035	0,027
T. 6	0,05	0,015	0,02	0,003	0,012	0,011	0,003	0,044	0,020

4-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,073	0,018	0,039	0,068	0,051	0,021	0,064	0,017	0,044
T. 2	0,019	0,002	0,005	0,003	0	0,004	0,008	0,003	0,006
T. 3	0,009	0,009	0,001	0,01	0,002	0,002	0,008	0	0,005
T. 4	0,002	0,009	0,007	0,004	0,001	0,012	0,01	0,025	0,009
T. 5	0,011	0,014	0,017	0,016	0,005	0,012	0,01	0,001	0,011
T. 6	0,002	0,015	0,025	0,005	0,02	0,007	0,008	0,001	0,010

4-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,028	0,011	0,001	0,02	0,008	0,02	0,005	0,029	0,015
T. 2	0,007	0,001	0,009	0,013	0,008	0,004	0,001	0,02	0,008
T. 3	0,016	0,025	0,022	0,018	0,004	0,008	0,018	0,036	0,018
T. 4	0,02	0,008	0,014	0,02	0,022	0,008	0	0,01	0,013
T. 5	0,011	0,001	0,012	0,029	0,018	0,003	0,04	0,011	0,016
T. 6	0,019	0,004	0,016	0,014	0,01	0,024	0,027	0,01	0,016

4-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,035	0,011	0,031	0,059	0,046	0,014	0,021	0,019	0,030
T. 2	0,006	0,007	0,022	0,023	0,002	0,005	0,007	0,001	0,009
T. 3	0,014	0,017	0,019	0,025	0,005	0,011	0,007	0,018	0,015
T. 4	0	0,006	0,003	0,008	0,006	0,005	0,016	0,013	0,007
T. 5	0,004	0,002	0,004	0,01	0,017	0,008	0,013	0,018	0,010
T. 6	0,01	0,01	0,022	0,026	0,015	0,015	0,048	0,009	0,019

4-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,048	0,031	0,05	0,044	0,008	0,037	0,031	0,022	0,034
T. 2	0,004	0,028	0,005	0,033	0,053	0,015	0,031	0,004	0,022
T. 3	0,03	0,038	0,014	0,046	0,031	0,014	0,003	0,073	0,031
T. 4	0,009	0,024	0,007	0,014	0,049	0,01	0,028	0,024	0,021
T. 5	0,033	0,017	0,023	0,042	0,04	0,01	0,036	0,017	0,027
T. 6	0,011	0,004	0,021	0,032	0,017	0,007	0,031	0,013	0,017

4-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,033	0,011	0,02	0,012	0,004	0,019	0,024	0,005	0,016
T. 2	0,003	0,003	0,011	0,002	0,008	0,011	0,013	0,005	0,007
T. 3	0,021	0,032	0,008	0,007	0,005	0,002	0,021	0,044	0,0175
T. 4	0,01	0,008	0,005	0,005	0,024	0,026	0,031	0,005	0,014
T. 5	0,003	0,012	0,007	0,011	0	0,007	0,009	0,009	0,007
T. 6	0,079	0,036	0,001	0,034	0,029	0,014	0,002	0,066	0,033

4-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,026	0	0,002	0,003	0,002	0,01	0,006	0,007
T. 2	0,011	0,013	0,014	0,031	0,005	0,018	0,027	0,005	0,016
T. 3	0,013	0,014	0,004	0,017	0,009	0,013	0,007	0,02	0,012
T. 4	0,014	0,003	0,002	0,015	0,014	0,005	0,025	0	0,010
T. 5	0,006	0,002	0,005	0,014	0,007	0,024	0,007	0,023	0,011
T. 6	0,024	0,008	0,007	0,011	0,014	0,009	0,026	0,043	0,018

5-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,059	0,015	0,036	0,035	0,013	0,046	0,047	0,045	0,037
T. 2	0,007	0,02	0,006	0,041	0,007	0,007	0,006	0,018	0,014
T. 3	0,016	0,006	0,007	0,014	0,027	0,011	0,013	0,009	0,013
T. 4	0,014	0,005	0,016	0,01	0,006	0,006	0,009	0,04	0,013
T. 5	0,002	0,001	0,003	0,003	0,004	0,021	0,007	0,029	0,009
T. 6	0,058	0,038	0,023	0,052	0,03	0,003	0,037	0,046	0,036

5-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,023	0,004	0,005	0,002	0,024	0,023	0,017	0,015	0,014
T. 2	0,009	0	0,014	0,007	0,005	0,004	0,004	0,028	0,009
T. 3	0,005	0,01	0,004	0,001	0,009	0,001	0,014	0,011	0,007
T. 4	0,004	0,002	0,006	0,004	0,006	0,024	0,004	0,025	0,009
T. 5	0,002	0,001	0,011	0,004	0,016	0,002	0,036	0,022	0,012

T. 6	0,035	0,016	0,031	0,011	0,019	0,01	0,003	0,014	0,017
------	-------	-------	-------	-------	-------	------	-------	-------	-------

5-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,008	0,004	0,016	0,007	0,006	0,003	0,002	0,002	0,006
T. 2	0,01	0,008	0,003	0,017	0,041	0,011	0,022	0,002	0,014
T. 3	0,018	0,026	0,006	0,016	0,02	0,002	0,014	0,036	0,017
T. 4	0,005	0,024	0,007	0,007	0,041	0,035	0,02	0,019	0,020
T. 5	0,033	0,019	0,003	0,026	0,013	0,025	0,068	0,05	0,030
T. 6	0,005	0,027	0,033	0,003	0,022	0,017	0,011	0,023	0,018

5-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,068	0,047	0,039	0,032	0,014	0,055	0,059	0,046	0,045
T. 2	0,008	0,02	0,008	0,03	0,018	0,01	0,003	0,003	0,013
T. 3	0,009	0,021	0,026	0,026	0,002	0,017	0,018	0,041	0,020
T. 4	0,012	0,003	0,001	0,007	0,02	0,01	0,017	0,034	0,013
T. 5	0,02	0,002	0,014	0,02	0,005	0,018	0,03	0,016	0,016
T. 6	0,099	0,057	0,013	0,071	0,033	0,053	0,079	0,084	0,061

5-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,037	0,05	0,021	0,03	0,014	0,028	0,044	0,048	0,034
T. 2	0,005	0,014	0,009	0,005	0,015	0,014	0,012	0,005	0,010
T. 3	0,002	0,002	0,005	0,01	0,009	0,006	0,016	0,024	0,009
T. 4	0,012	0,004	0,009	0,011	0,001	0,004	0,016	0,031	0,011
T. 5	0,012	0,005	0,009	0,001	0,021	0,013	0,022	0,004	0,011
T. 6	0,013	0,028	0,008	0,043	0,032	0,026	0,061	0,081	0,037

6-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,048	0,004	0,04	0,055	0,02	0,029	0,037	0,048	0,035
T. 2	0,029	0,011	0,002	0,046	0,001	0,001	0	0,005	0,012
T. 3	0,021	0,013	0,009	0,006	0,004	0,021	0,009	0,014	0,012
T. 4	0,019	0,005	0,014	0,004	0,017	0,018	0,015	0,002	0,012
T. 5	0,005	0,005	0,01	0,005	0,005	0,003	0,005	0,008	0,006
T. 6	0,037	0,007	0,052	0,051	0,001	0,033	0,039	0,052	0,034

6-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,106	0,023	0,069	0,095	0	0,063	0,07	0,026	0,049
T. 2	0,029	0,004	0,02	0,015	0,005	0,017	0,005	0	0,012
T. 3	0,005	0,008	0,006	0	0,008	0,003	0	0,002	0,004
T. 4	0,025	0,004	0,018	0,007	0,009	0,007	0,015	0,038	0,015

T. 5	0,019	0,014	0,013	0,003	0,022	0,014	0,004	0,004	0,012
T. 6	0,004	0,004	0,024	0,018	0,002	0,005	0,022	0,003	0,010

6-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,003	0,014	0,023	0,008	0,014	0,02	0,022	0,005	0,014
T. 2	0,002	0,005	0,01	0,015	0,024	0,016	0,004	0,001	0,010
T. 3	0,005	0,015	0,021	0,019	0,005	0,007	0,004	0,023	0,012
T. 4	0,001	0,009	0,008	0,012	0,012	0,007	0,018	0,004	0,009
T. 5	0,017	0,001	0,008	0,011	0,007	0,016	0,02	0,023	0,013
T. 6	0,025	0,03	0,014	0,02	0,024	0,027	0,014	0,036	0,024

6-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,02	0,023	0,006	0,014	0	0,016	0,001	0,026	0,013
T. 2	0	0,005	0,015	0,042	0,017	0,011	0,02	0,005	0,014
T. 3	0,004	0,005	0	0,003	0,001	0	0,009	0,007	0,004
T. 4	0,027	0,009	0,005	0,007	0,002	0,014	0,017	0,001	0,010
T. 5	0,023	0,007	0,005	0,009	0,021	0,025	0,027	0,025	0,018
T. 6	0,002	0	0,015	0,002	0,008	0,001	0,01	0,024	0,008

7-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0,005	0,008	0,003	0,016	0,017	0,012	0,005	0,010
T. 2	0,013	0,01	0,006	0,004	0,026	0,006	0,015	0,017	0,012
T. 3	0,008	0,015	0,006	0,018	0,01	0,008	0,01	0,033	0,014
T. 4	0,003	0,024	0,008	0,014	0,019	0,008	0,011	0,031	0,015
T. 5	0,024	0,027	0,022	0,027	0,008	0	0,016	0,002	0,016
T. 6	0,007	0,008	0,007	0,008	0,01	0,004	0,004	0,005	0,007

7-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,062	0,01	0,054	0,06	0,01	0,049	0,058	0,047	0,044
T. 2	0,004	0,014	0,011	0,026	0,016	0,017	0,005	0,01	0,013
T. 3	0,008	0,013	0,032	0,029	0,001	0,033	0,003	0,016	0,017
T. 4	0,01	0,005	0,002	0,001	0,008	0,01	0,007	0,005	0,006
T. 5	0,02	0,004	0,002	0,007	0,008	0,01	0,018	0,018	0,011
T. 6	0,06	0,033	0,041	0,066	0,012	0,082	0,066	0,052	0,052

7-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,026	0,008	0,031	0,034	0,021	0,009	0,026	0,024	0,022
T. 2	0,009	0,006	0,004	0,013	0,018	0,022	0,024	0,008	0,013
T. 3	0,013	0,035	0,013	0,016	0,003	0,009	0,003	0,01	0,013

T. 4	0,007	0,002	0,005	0	0,01	0,009	0,007	0,004	0,006
T. 5	0,027	0,011	0,01	0,013	0,008	0,031	0,038	0,014	0,019
T. 6	0,077	0,001	0,042	0,059	0,038	0,016	0,064	0,048	0,043

8-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,13	0,009	0,101	0,103	0,01	0,089	0,094	0,037	0,072
T. 2	0,037	0	0,032	0,019	0,023	0,043	0,003	0,013	0,021
T. 3	0,016	0,008	0,009	0,012	0,015	0,019	0,009	0,015	0,013
T. 4	0,005	0,01	0,006	0,003	0,01	0,004	0,005	0,014	0,007
T. 5	0,005	0,019	0	0,003	0,011	0,003	0,011	0,016	0,009
T. 6	0,021	0,019	0,003	0,023	0,012	0,016	0,02	0,036	0,019

8-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,042	0,01	0,051	0,038	0,009	0,032	0,033	0,008	0,028
T. 2	0,003	0,018	0,009	0,017	0,036	0,028	0,001	0,002	0,014
T. 3	0,019	0,03	0,016	0,028	0,006	0,009	0,013	0,027	0,019
T. 4	0,02	0,025	0,017	0,003	0,03	0,031	0,006	0,024	0,020
T. 5	0,043	0,026	0,012	0,03	0,024	0,022	0,04	0,032	0,029
T. 6	0,026	0,005	0,032	0,046	0,004	0,019	0,04	0,004	0,022

9-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,026	0,031	0,016	0,005	0,017	0,028	0,018	0,02	0,020
T. 2	0,011	0,009	0,005	0,016	0,006	0,024	0,008	0,007	0,011
T. 3	0,001	0,027	0,02	0,013	0,009	0,007	0,006	0,006	0,011
T. 4	0,007	0,002	0,008	0,015	0,011	0,009	0,008	0,001	0,008
T. 5	0,009	0,003	0,001	0,002	0,002	0,007	0,006	0,011	0,005
T. 6	0,033	0,029	0,008	0,021	0,01	0,01	0,024	0,01	0,018

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 17. 4 implant minimum tarama derinliği tutarlılık sonuçları

1-2	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,014	0,001	0,004	0,007	0,010	0,018	0,031	0,012
T. 2	0,020	0,003	0,016	0,018	0,006	0,011	0,020	0,043	0,017
T. 3	0,005	0,002	0,008	0,008	0,015	0,016	0,016	0,065	0,017
T. 4	0,082	0,035	0,088	0,110	0,042	0,033	0,046	0,071	0,063

1-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0,039	0,009	0,001	0,030	0,027	0,002	0,030	0,019

T. 2	0	0,016	0,010	0,012	0,030	0,022	0,010	0,001	0,014
T. 3	0,046	0,012	0,052	0	0,026	0,046	0,053	0,004	0,037
T. 4	0,064	0,024	0,052	0,060	0,035	0,037	0,090	0,085	0,056

1-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,013	0,016	0,010	0,017	0,046	0,002	0,001	0,027	0,017
T. 2	0,005	0,009	0,001	0,010	0,006	0,012	0,004	0,010	0,007
T. 3	0,029	0,016	0,025	0,036	0,005	0,026	0,067	0,117	0,040
T. 4	0,082	0,070	0,015	0,080	0,081	0,017	0,091	0,086	0,065

1-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,028	0,019	0,027	0,021	0,013	0,009	0,023	0,009	0,019
T. 2	0,001	0,024	0,020	0	0,013	0,020	0,009	0,015	0,013
T. 3	0,046	0,002	0,056	0,054	0,015	0,048	0,068	0,130	0,052
T. 4	0,071	0,028	0,035	0,057	0,046	0,016	0,078	0,095	0,053

1-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,012	0,029	0,018	0,005	0,014	0,029	0,008	0,017	0,017
T. 2	0,011	0,009	0,004	0,015	0,016	0	0,012	0,013	0,010
T. 3	0,006	0,009	0,025	0,030	0,024	0,041	0,045	0,043	0,028
T. 4	0,118	0,068	0,023	0,119	0,106	0	0,082	0,140	0,082

1-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,011	0,006	0,009	0,014	0,015	0,014	0,030	0,013
T. 2	0,005	0	0,004	0,001	0,011	0,015	0,001	0,007	0,006
T. 3	0,009	0,013	0,033	0,033	0	0,034	0,040	0,073	0,032
T. 4	0,093	0,002	0,096	0,090	0,030	0,063	0,071	0,136	0,073

1-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,019	0,003	0,003	0,014	0,015	0,013	0,002	0,010
T. 2	0,007	0,008	0,018	0,016	0,007	0,019	0,008	0,019	0,013
T. 3	0,009	0,002	0,034	0,056	0,008	0,024	0,033	0,092	0,032
T. 4	0,075	0,016	0,051	0,057	0,017	0,035	0,076	0,113	0,055

1-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,033	0,040	0,011	0,026	0,052	0,057	0,020	0,051	0,036
T. 2	0,013	0,003	0,003	0,032	0,018	0,039	0,010	0,008	0,016
T. 3	0,028	0,008	0,057	0,030	0,023	0,026	0,031	0,082	0,036
T. 4	0,093	0,022	0,065	0,071	0,018	0,097	0,098	0,122	0,073

1-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,006	0,020	0,010	0,003	0,003	0,024	0,013	0,002	0,010
T. 2	0,013	0,021	0,018	0,012	0,023	0,019	0,006	0,020	0,017
T. 3	0,029	0,006	0,036	0,061	0,008	0,015	0,047	0,072	0,034
T. 4	0,088	0,036	0,055	0,063	0,015	0	0,087	0,132	0,065

2-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,021	0,010	0,007	0,023	0,019	0,003	0,011	0,011	0,013
T. 2	0,020	0,003	0,018	0,026	0,020	0,006	0,022	0,013	0,016
T. 3	0,009	0,007	0,010	0,009	0,006	0,010	0,015	0,008	0,009
T. 4	0,038	0,008	0,023	0,004	0,011	0,026	0,020	0,028	0,020

2-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,012	0,006	0,002	0,022	0,003	0,007	0,004	0,018	0,009
T. 2	0,014	0,001	0,020	0,028	0,009	0,006	0	0,035	0,016
T. 3	0,016	0,006	0,017	0,022	0,006	0,015	0,034	0,035	0,019
T. 4	0,008	0,019	0,016	0,016	0,001	0,002	0,002	0,033	0,012

2-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,028	0,011	0,009	0,013	0,022	0,031	0,020	0,038	0,022
T. 2	0	0,010	0,005	0,027	0,005	0,002	0,026	0,049	0,017
T. 3	0,002	0,001	0,024	0	0,014	0,009	0,040	0,051	0,021
T. 4	0,008	0,009	0,006	0,032	0,020	0,021	0,010	0,015	0,015

2-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0,013	0,018	0,001	0,019	0,022	0,031	0,028	0,019
T. 2	0,015	0,003	0,026	0,032	0,018	0,011	0,026	0,047	0,022
T. 3	0,008	0,011	0,018	0,016	0,008	0,023	0,033	0,015	0,017
T. 4	0,013	0,015	0,006	0,001	0,009	0,055	0,006	0,024	0,016

2-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,002	0,003	0,004	0,017	0,002	0,028	0,001	0,009
T. 2	0,022	0	0,016	0,026	0,016	0,001	0,015	0,025	0,015
T. 3	0,006	0,017	0,024	0,014	0,017	0,023	0,029	0,015	0,018
T. 4	0,013	0,012	0,006	0,006	0,007	0,002	0,013	0,033	0,012

2-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,022	0,012	0,004	0,008	0,007	0,011	0,004	0,007	0,009
T. 2	0,003	0,005	0,003	0,008	0,004	0,013	0,014	0,018	0,009
T. 3	0,029	0	0,018	0,013	0,001	0,003	0,016	0,034	0,014

T. 4	0,002	0,008	0,030	0,032	0,011	0,009	0,020	0,053	0,021
------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

2.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,036	0,019	0,007	0,028	0,041	0,046	0,034	0,011	0,028
T. 2	0,016	0,002	0,027	0,053	0,004	0,011	0,021	0,031	0,021
T. 3	0,015	0,003	0,017	0,022	0,002	0,013	0,031	0,031	0,017
T. 4	0,031	0,006	0,010	0,011	0,007	0,011	0,009	0,037	0,015

2-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,017	0,005	0,007	0,001	0,001	0,022	0,022	0,031	0,013
T. 2	0,010	0,032	0,010	0,018	0,011	0,003	0,011	0,018	0,014
T. 3	0,007	0,004	0,021	0,021	0,008	0,005	0,031	0,014	0,014
T. 4	0,021	0,002	0,015	0,031	0,014	0,009	0,007	0,062	0,020

3-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,002	0,018	0,001	0,004	0,009	0,004	0,013	0,007
T. 2	0,006	0,007	0,010	0,001	0,014	0,001	0,005	0,007	0,006
T. 3	0,003	0,002	0,004	0,002	0,009	0,006	0,004	0,016	0,006
T. 4	0,003	0,002	0,007	0,008	0,008	0,004	0,011	0,031	0,009

3-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0,035	0,004	0,022	0,022	0,035	0,022	0,012	0,021
T. 2	0,003	0	0,007	0,003	0,022	0	0,002	0,002	0,005
T. 3	0,006	0,005	0	0,002	0,004	0	0,017	0,033	0,010
T. 4	0,013	0,008	0,012	0,023	0,010	0,002	0,010	0,010	0,011

3-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,048	0,011	0	0,015	0,009	0,017	0,003	0,014
T. 2	0,008	0	0,013	0,014	0	0,009	0,011	0,011	0,008
T. 3	0,037	0,012	0,004	0,007	0,012	0,004	0,002	0,001	0,010
T. 4	0,031	0,002	0,020	0,028	0,009	0,014	0,027	0,039	0,021

3-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,006	0,045	0,008	0,009	0,007	0,006	0,006	0,001	0,011
T. 2	0,010	0	0,003	0,005	0,001	0,004	0,005	0,018	0,007
T. 3	0,014	0,009	0,001	0,006	0,004	0	0,007	0,002	0,005
T. 4	0,024	0,002	0,010	0,006	0,014	0,013	0,031	0,018	0,015

3-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,008	0,007	0,003	0	0,004	0,003	0,002	0,004

T. 2	0	0,004	0	0,022	0,027	0,002	0,008	0,026	0,014
T. 3	0,032	0,003	0,005	0	0,002	0,017	0,001	0,004	0,010
T. 4	0,007	0,002	0,026	0,017	0,001	0,031	0,023	0,022	0,016

3-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,022	0,007	0,005	0,029	0,045	0,027	0,019	0,018	0,022
T. 2	0,017	0,003	0,013	0,064	0,008	0,007	0,006	0,006	0,016
T. 3	0	0,004	0,004	0,023	0,012	0,014	0,009	0,003	0,009
T. 4	0,024	0,003	0,002	0,005	0,003	0,018	0,007	0,038	0,013

3-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,008	0,015	0,013	0,011	0,002	0,006	0,002	0,014	0,009
T. 2	0,007	0,013	0,002	0,002	0,008	0,006	0,004	0,017	0,007
T. 3	0,009	0,006	0,007	0,001	0,014	0,022	0,005	0,033	0,012
T. 4	0,017	0,001	0,014	0,016	0,008	0,014	0,006	0,011	0,012

4-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,012	0,002	0,004	0,034	0,012	0,020	0,020	0,007	0,014
T. 2	0,004	0,007	0,006	0,003	0,004	0,011	0,004	0,008	0,006
T. 3	0,005	0,010	0,013	0,008	0,002	0,007	0,012	0,004	0,008
T. 4	0,011	0,004	0,001	0,016	0,008	0,002	0,007	0,007	0,007

4-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,014	0,024	0,011	0,016	0,023	0,015	0,014	0,016
T. 2	0,011	0,008	0	0,010	0,016	0,001	0,012	0	0,009
T. 3	0,008	0,007	0,002	0,002	0,017	0,011	0,007	0,034	0,011
T. 4	0,029	0,003	0,020	0,019	0,005	0,013	0,017	0,014	0,015

4-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,005	0,003	0,001	0,001	0,012	0,011	0,019	0,007
T. 2	0,006	0,002	0,006	0,003	0,007	0,009	0,003	0,018	0,007
T. 3	0,005	0,008	0,010	0,001	0,010	0,009	0,006	0,007	0,007
T. 4	0,034	0,005	0,015	0,004	0,010	0,015	0,020	0,039	0,018

4-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,018	0,009	0,007	0,013	0,005	0,008	0,041	0,013
T. 2	0,016	0,001	0,015	0,019	0,007	0,014	0,009	0,043	0,016
T. 3	0,025	0,006	0,006	0,010	0,005	0,010	0,014	0,037	0,014
T. 4	0,008	0,014	0,005	0,014	0,001	0	0,002	0,013	0,007

4-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,023	0,025	0,002	0,016	0,037	0,054	0,020	0,050	0,028
T. 2	0,004	0,022	0,008	0	0,007	0,001	0,010	0,011	0,011
T. 3	0,027	0,001	0,015	0,006	0,005	0,008	0,001	0,024	0,011
T. 4	0,027	0,006	0,009	0,010	0,002	0,015	0,011	0,021	0,013

4-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,026	0,004	0,005	0,001	0,015	0,010	0,012	0	0,009
T. 2	0,012	0,008	0,010	0,025	0,002	0,004	0,002	0,028	0,011
T. 3	0,003	0,009	0,003	0,003	0,003	0,006	0,001	0,017	0,006
T. 4	0,012	0,005	0,014	0,005	0,003	0,003	0,006	0,046	0,012

5-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,022	0,015	0,009	0,031	0,035	0,043	0,034	0,002	0,024
T. 2	0,016	0,002	0,019	0,017	0,013	0,009	0,004	0,008	0,011
T. 3	0,008	0	0,009	0,014	0,014	0,009	0,017	0,031	0,015
T. 4	0,026	0,020	0	0,046	0,008	0,020	0,028	0,014	0,023

5-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,022	0,006	0,009	0,034	0,019	0,037	0,030	0,016	0,022
T. 2	0	0,014	0,009	0,006	0,010	0,001	0,005	0,011	0,008
T. 3	0,011	0,014	0,003	0	0,007	0,007	0,019	0,024	0,011
T. 4	0,015	0,006	0,006	0,021	0,025	0,009	0,021	0,032	0,017

5-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,013	0,005	0,018	0,028	0,006	0,024	0,017	0,015	0,016
T. 2	0,018	0,007	0,002	0,014	0,009	0,007	0,013	0,031	0,013
T. 3	0,025	0,005	0,013	0,012	0,001	0,019	0,029	0,014	0,015
T. 4	0,007	0,004	0,010	0,005	0,007	0,003	0,009	0,001	0,006

5-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,049	0,035	0,014	0,065	0,054	0,070	0,041	0,051	0,047
T. 2	0,003	0	0,017	0,054	0,019	0,009	0,006	0,001	0,014
T. 3	0,007	0,001	0,001	0,034	0,010	0,015	0,012	0,018	0,012
T. 4	0,020	0,004	0,020	0,004	0,018	0,002	0,018	0,021	0,013

5-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,031	0,026	0,007	0,041	0,003	0,021	0,026	0,008	0,020
T. 2	0	0,034	0,004	0,001	0,006	0,002	0,009	0,021	0,010
T. 3	0,010	0,001	0,012	0,004	0,009	0,020	0,014	0,019	0,011

T. 4	0,007	0,001	0	0,012	0,012	0	0,006	0,020	0,007
------	-------	-------	---	-------	-------	---	-------	-------	-------

6-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,003	0,016	0,009	0,015	0,013	0,003	0,004	0,008
T. 2	0,021	0,013	0,004	0,006	0,001	0,007	0,010	0,017	0,010
T. 3	0,004	0,006	0,011	0,003	0,007	0,002	0,001	0,028	0,008
T. 4	0,004	0,002	0,001	0,015	0,006	0,004	0,002	0,018	0,007

6-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,020	0,010	0,021	0,012	0,026	0,026	0,027	0,019	0,020
T. 2	0,019	0,011	0,016	0,025	0,016	0,012	0,009	0,035	0,018
T. 3	0,013	0,011	0,005	0,006	0,013	0,028	0,005	0,006	0,011
T. 4	0,014	0,005	0,022	0,035	0,013	0,003	0,023	0,011	0,016

6-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,018	0	0,022	0,036	0,030	0,011	0,008	0,019	0,018
T. 2	0,021	0,006	0,005	0	0,006	0,007	0,004	0,013	0,008
T. 3	0,010	0,007	0,011	0,009	0,014	0,015	0	0,003	0,009
T. 4	0,003	0,006	0,007	0,012	0,005	0,006	0,002	0,006	0,006

6-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0	0,007	0,027	0,028	0,020	0,021	0,013	0,009	0,016
T. 2	0,009	0,011	0,008	0,006	0,009	0,015	0,008	0,023	0,011
T. 3	0,003	0,014	0,009	0,001	0,018	0,021	0,003	0,014	0,010
T. 4	0,007	0,008	0,010	0,026	0,016	0,005	0,007	0,046	0,016

7-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,038	0,006	0,015	0,009	0,014	0,025	0,014	0,017	0,017
T. 2	0,004	0,008	0,008	0,019	0,009	0,005	0,002	0,030	0,011
T. 3	0,016	0,013	0,017	0,005	0,011	0,015	0,015	0,006	0,012
T. 4	0,016	0,006	0,022	0,019	0,002	0,008	0,022	0,004	0,012

7-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,030	0,012	0,003	0,007	0,026	0,035	0,029	0,070	0,027
T. 2	0	0,001	0,009	0,006	0,006	0,007	0,004	0,010	0,005
T. 3	0,014	0,009	0	0,009	0,012	0,013	0,009	0,011	0,010
T. 4	0,011	0,001	0,006	0,008	0,001	0,008	0,007	0,005	0,006

7-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
------	------	------	------	------	------	------	------	------	-------

T. 1	0,033	0	0,020	0,014	0,013	0,013	0,011	0,019	0,016
T. 2	0,010	0,001	0	0,006	0,003	0,005	0,006	0,016	0,006
T. 3	0,003	0,015	0,012	0,007	0,025	0,010	0,004	0,008	0,011
T. 4	0	0,004	0,018	0,004	0,008	0,004	0,012	0,037	0,011

8-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,056	0,018	0,005	0,001	0,012	0,058	0,054	0,035	0,030
T. 2	0,004	0,013	0,019	0,021	0,002	0,006	0,004	0,016	0,011
T. 3	0,016	0,004	0,017	0,016	0,004	0,007	0,018	0,003	0,011
T. 4	0,015	0,012	0,015	0,009	0,006	0,010	0,018	0,009	0,012

8-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,037	0,006	0,003	0,001	0,005	0,014	0,021	0,007	0,012
T. 2	0,001	0,021	0,005	0,004	0,003	0,003	0,003	0,006	0,006
T. 3	0,016	0,005	0,002	0,009	0,010	0,012	0,014	0,012	0,010
T. 4	0,019	0,005	0,004	0	0,002	0	0,006	0,006	0,005

9-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,054	0,008	0,020	0,017	0,018	0,058	0,052	0,082	0,039
T. 2	0,006	0,009	0,004	0,008	0,020	0,003	0,002	0,004	0,007
T. 3	0,005	0,002	0,011	0,008	0,002	0,010	0,002	0	0,006
T. 4	0,001	0,002	0,008	0	0,003	0,006	0,003	0,018	0,005

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 18. Tek implant (anterior) minimum tarama derinliği tutarlılık sonuçları

1-2	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,006	0,004	0,013	0,008	0,002	0,003	0,017	0,007

1-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,008	0,009	0,002	0,008	0,007	0,010	0,002	0,007

1-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,003	0,005	0,014	0	0,003	0,009	0	0,006

1-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,013	0,006	0,009	0,003	0,001	0,009	0,015	0,008	0,008

1-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,025	0,001	0,010	0,005	0	0,005	0,040	0,011	0,012

1-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0,012	0,015	0,008	0,004	0,007	0,039	0,019	0,015
1-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,012	0,017	0,008	0	0,013	0,001	0,044	0,026	0,015
1-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,103	0,017	0,025	0,105	0,001	0,023	0,036	0,041
1-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,021	0,011	0,002	0,006	0,001	0,020	0,042	0,024	0,016
2-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,007	0,010	0,005	0,011	0,003	0,010	0,023	0,009
2-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,002	0,012	0,007	0,002	0,008	0,015	0,038	0,011
2-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,007	0,005	0,003	0,016	0,012	0,013	0,039	0,013
2-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,022	0,001	0,011	0,001	0	0,005	0,033	0,041	0,015
2-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,006	0,009	0,011	0,012	0,004	0,034	0,043	0,124
2-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,016	0,015	0,005	0,001	0,001	0,041	0,030	0,015
2-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,027	0,012	0,006	0,004	0	0,012	0,036	0,023	0,015
2-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,005	0,004	0,006	0,005	0,005	0,035	0,048	0,015
3-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç

T. 1	0	0	0,002	0	0,001	0,002	0,003	0,016	0,003
3-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,001	0,004	0,005	0,010	0,006	0,003	0,003	0,004
3-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,006	0,016	0,010	0,001	0,001	0,026	0,012	0,011
3-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,006	0,032	0,006	0,004	0,010	0,020	0,017	0,012
3-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,025	0,018	0,007	0,001	0,003	0,027	0,029	0,014
3-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0,004	0	0,009	0	0,002	0,026	0,015	0,010
3-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,001	0,012	0,001	0,005	0,005	0,024	0,016	0,009
4-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,004	0,004	0,005	0,003	0,010	0,004	0,001	0,010	0,005
4-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,017	0	0,002	0,001	0,002	0,008	0,016	0,011	0,007
4-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,006	0,019	0,007	0,016	0,001	0,021	0,007	0,010
4-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,021	0,024	0,003	0,007	0,001	0,030	0,014	0,014
4-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,018	0,008	0,014	0,002	0,002	0,006	0,023	0,011	0,011
4-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,003	0	0,003	0,002	0,010	0,022	0,005	0,007

5-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,002	0,017	0	0,006	0,009	0,024	0,005	0,010
5-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,006	0,019	0,002	0	0,021	0,023	0,019	0,012
5-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,020	0,019	0	0,007	0,012	0,028	0,034	0,016
5-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,007	0,006	0,005	0,007	0,009	0,025	0,011	0,010
5-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,001	0,001	0,005	0,007	0,013	0,022	0,002	0,007
6-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,006	0,002	0,004	0,008	0,010	0,001	0,013	0,007
6-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,008	0,011	0,002	0,004	0,007	0,005	0,001	0,025	0,008
6-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0	0,009	0,015	0,005	0,004	0,006	0,003	0,029	0,009
6-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T.1	0,008	0,004	0,017	0,008	0,001	0,005	0,001	0,008	0,007
7-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,021	0,004	0,004	0,011	0,007	0,005	0,012	0,008
7-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,003	0,012	0,004	0	0,008	0,005	0,013	0,008
7-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0	0,015	0,005	0,002	0,006	0,002	0,002	0,005
8-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,030	0,011	0,002	0,006	0,003	0,004	0,026	0,011

8-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,017	0,019	0,018	0,011	0,003	0,002	0,013	0,011
9-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,005	0,003	0,005	0,004	0,006	0,005	0,019	0,007

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 19. Tek implant (posterior) minimum tarama derinliği tutarlılık sonuçları

1-2	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,001	0,003	0,012	0,001	0,003	0,008	0,003	0,004
1-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0	0,002	0,001	0,009	0	0,004	0,004	0,012	0,004
1-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,001	0,006	0,009	0	0,003	0,005	0	0,006
1-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,006	0,003	0,004	0,008	0,007	0,006	0,011	0,002	0,006
1-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,009	0	0,001	0	0,018	0,016	0,006	0,008
1-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,003	0,007	0,007	0,001	0,026	0,016	0,004	0,008
1-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,002	0,005	0	0,020	0,020	0,003	0,016	0,010
1-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,013	0,016	0	0,021	0,023	0,012	0,013	0,038	0,017
1-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,009	0,008	0,016	0,026	0,012	0,011	0,027	0,015
2-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,001	0,004	0	0,001	0,001	0,003	0,011	0,003

2.-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,003	0,008	0,001	0,001	0,002	0,002	0,002	0,003
2.-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,007	0,008	0	0,005	0,006	0,004	0,002	0,004
2.-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,019	0,004	0,009	0	0,021	0,021	0,009	0,012
2.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,005	0,009	0,006	0,006	0,021	0,024	0,001	0,011
2.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,016	0,009	0,008	0,008	0,021	0,011	0,004	0,010
2.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,015	0,002	0,028	0	0,020	0,026	0,020	0,018
2.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,008	0,004	0,011	0,036	0,025	0,019	0,016	0,021	0,018
3.-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0	0	0,007	0	0	0,001	0	0,008	0,003
3.-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,006	0,003	0,001	0,009	0,007	0,005	0,003	0,005
3.-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,008	0,002	0,007	0,006	0,026	0,026	0,004	0,010
3.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,001	0,005	0,008	0,011	0,025	0,017	0,022	0,012
3.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0	0,011	0,006	0,005	0,006	0,030	0,017	0,008	0,010
3.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç

T. 1	0,010	0,015	0	0,014	0	0,016	0,015	0,021	0,016
3.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,012	0,003	0,024	0,004	0,007	0,012	0,011	0,010
4.-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,004	0,002	0	0,002	0,007	0,004	0,014	0,005
4.-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0	0,007	0,004	0,005	0,015	0,018	0,020	0,010
4.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0	0,001	0	0,020	0,012	0,017	0,021	0,009
4.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,008	0,002	0,007	0,001	0,028	0,016	0,011	0,010
4.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,016	0,004	0,014	0,022	0,016	0,015	0,020	0,014
4.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,005	0	0,032	0,027	0,014	0,013	0,024	0,016
5.-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,008	0,006	0,006	0	0,002	0,022	0,026	0,019	0,011
5.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,002	0,001	0,001	0	0,018	0,028	0,018	0,009
5.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,011	0	0	0,002	0,021	0,014	0,015	0,009
5.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,013	0,021	0,003	0,027	0,027	0,017	0,023	0,037	0,021
5.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,018	0,014	0	0,029	0,022	0,018	0,027	0,026	0,019

6.-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,005	0,006	0,001	0,002	0,002	0,001	0,002	0,003
6.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,004	0,006	0,003	0,002	0,006	0,008	0,018	0,006
6.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0	0,023	0,003	0,015	0,025	0,040	0,003	0,031	0,018
6.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,005	0,015	0,039	0,024	0,04	0,001	0,031	0,020
7.-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,005	0	0,002	0,002	0,003	0,009	0,004	0,004
7.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,006	0,011	0,005	0,032	0	0,039	0,006	0,017	0,017
7.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0	0,002	0,034	0,029	0,041	0,010	0,002	0,015
8.-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,023	0,005	0,023	0,021	0,034	0	0,014	0,016
8.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,015	0,006	0,028	0,027	0,044	0,002	0,013	0,018
9.-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0	0,003	0,005	0	0,003	0,003	0	0,005	0,002

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

Ek 20. İki implant minimum tarama derinliği tutarlılık sonuçları

1-2	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,017	0,020	0,006	0,014	0,013	0,004	0,014	0,018	0,013
T. 2	0,016	0,011	0,022	0,032	0,012	0,023	0,012	0,015	0,018

1-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,008	0,005	0,003	0,020	0,011	0,002	0,005	0,005	0,007
T. 2	0,007	0,002	0,007	0,003	0,023	0,015	0,009	0,025	0,011
1-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0	0,015	0,021	0,016	0	0,012	0,005	0,010
T. 2	0,016	0,005	0,015	0,007	0,008	0,025	0,012	0,039	0,016
1-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,011	0,010	0,011	0,016	0,012	0,004	0,011	0,007	0,010
T. 2	0,009	0,005	0,008	0,004	0,014	0,025	0,004	0,028	0,012
1-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,034	0,010	0,037	0,046	0,013	0,020	0,024	0,009	0,024
T. 2	0,032	0,015	0,036	0,004	0,056	0,062	0,035	0,040	0,035
1-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,024	0,009	0,032	0,040	0,003	0,011	0,012	0,007	0,017
T. 2	0,015	0,012	0,020	0,004	0,039	0,043	0,033	0,037	0,025
1-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,009	0,025	0,013	0,001	0,003	0,024	0,038	0,037	0,019
T. 2	0,005	0,009	0,007	0,024	0,006	0,028	0,010	0,001	0,011
1-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,017	0,008	0,023	0,039	0,010	0,007	0,001	0,011	0,015
T. 2	0,022	0,007	0,027	0,022	0,030	0,032	0,040	0,057	0,030
1-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,025	0	0,022	0,049	0,010	0,012	0,016	0,016	0,019
T. 2	0,028	0,010	0,035	0,031	0,022	0,029	0,030	0,056	0,030
2-3	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0,027	0	0,005	0,006	0,008	0,020	0,027	0,013
T. 2	0,001	0,002	0,012	0,026	0,036	0,025	0,002	0,017	0,015
2-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,006	0,016	0,013	0,006	0,003	0,003	0,007	0,013	0,008
T. 2	0,002	0	0,008	0,025	0,023	0,019	0,002	0,024	0,013

2-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,012	0,011	0,006	0,003	0,007	0,001	0,023	0,008
T. 2	0,005	0,003	0,007	0,030	0,028	0,028	0,008	0,001	0,014
2-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0,018	0,025	0,035	0,011	0,022	0,007	0,004	0,017
T. 2	0,022	0,013	0	0,030	0,061	0,061	0,027	0,025	0,030
2-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,02	0,018	0,012	0,021	0,02	0,004	0,03	0,017
T. 2	0,009	0,009	0,007	0,027	0,047	0,041	0,017	0,024	0,023
2-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,019	0,014	0,012	0,036	0,009	0,029	0,019	0,031	0,021
T. 2	0,010	0,014	0,045	0,006	0,035	0,033	0,018	0,001	0,020
2-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,016	0,026	0,019	0,008	0,006	0,009	0,023	0,014
T. 2	0,008	0,020	0,002	0,018	0,042	0,037	0,027	0,044	0,025
2-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,013	0,014	0,032	0,032	0,002	0,017	0,004	0,005	0,015
T. 2	0,019	0,011	0,017	0	0,016	0,040	0,027	0,035	0,021
3-4	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,011	0,009	0,002	0,005	0,002	0,015	0,026	0,009
T. 2	0,001	0,002	0,001	0,004	0,016	0,009	0,001	0,002	0,005
3-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,012	0,006	0,001	0,004	0,005	0,013	0,006	0,007
T. 2	0,003	0,001	0	0,007	0,009	0,005	0,008	0,006	0,005
3-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,029	0,014	0,021	0,026	0,005	0,012	0,022	0,017	0,018
T. 2	0,020	0,009	0,027	0,004	0,026	0,039	0,018	0,009	0,019
3-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,021	0,004	0,028	0,008	0,011	0,017	0,012	0,009	0,014
T. 2	0,010	0,010	0,004	0,005	0,002	0,031	0,011	0,003	0,010

3-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,013	0,008	0,010	0,007	0,011	0,014	0,006	0,010
T. 2	0,009	0,005	0,001	0,001	0,007	0,017	0,021	0,003	0,008
3-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0,016	0,021	0,020	0,011	0,001	0,005	0,006	0,012
T. 2	0,005	0,017	0,009	0,005	0,009	0,001	0,025	0,015	0,011
3-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,017	0,019	0,014	0,033	0,020	0,003	0,023	0,031	0,020
T. 2	0,015	0,017	0,034	0,021	0,005	0,006	0,028	0,021	0,018
4-5	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,003	0,001	0,002	0,003	0,001	0,003	0,006	0,003
T. 2	0,004	0,002	0,004	0,004	0,006	0,001	0,008	0,016	0,006
4-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,027	0,003	0,015	0,022	0,002	0,018	0,014	0,003	0,013
T. 2	0,017	0,014	0,020	0,007	0,030	0,029	0,025	0,005	0,018
4-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,014	0,004	0,017	0,005	0,013	0,017	0	0,013	0,010
T. 2	0,001	0,009	0,013	0,004	0,023	0,016	0,005	0,007	0,010
4-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,005	0,004	0,007	0,001	0,002	0,006	0,014	0,006
T. 2	0,010	0,010	0,006	0,005	0,018	0,030	0,023	0,011	0,014
4-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,006	0,009	0,013	0,002	0,006	0,010	0,026	0,010
T. 2	0,002	0,021	0,020	0,017	0,015	0,008	0,026	0,021	0,016
4-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,006	0,020	0,024	0,001	0,010	0,002	0,006	0,011
T. 2	0,015	0,019	0,027	0,019	0,015	0,016	0,032	0,016	0,020
5-6	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,020	0,002	0,013	0,031	0,005	0,016	0,004	0,003	0,012
T. 2	0,024	0,011	0,023	0	0,033	0,041	0,031	0,027	0,024

5-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,002	0,020	0,009	0,014	0,016	0,004	0,002	0,010
T. 2	0,012	0,010	0,014	0,014	0,024	0,022	0,028	0,016	0,018

5-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,003	0,003	0,003	0,001	0,001	0,004	0,012	0,015	0,005
T. 2	0,014	0,011	0,006	0,003	0,005	0,017	0,036	0,030	0,015

5-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,004	0,003	0,014	0,009	0,013	0	0,008	0,013	0,008
T. 2	0,014	0,024	0,021	0,004	0,013	0,008	0,034	0,033	0,019

5-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,001	0,010	0,027	0,015	0,009	0	0,013	0,011
T. 2	0,019	0,017	0,020	0,019	0,006	0,017	0,042	0,042	0,023

6-7	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,006	0,002	0,010	0,010	0,012	0	0,009	0,013	0,008
T. 2	0,017	0,007	0,007	0,002	0,010	0,014	0,009	0,007	0,009

6-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,015	0,001	0,014	0,011	0,002	0,015	0,011	0,016	0,011
T. 2	0,013	0,001	0,012	0,017	0,024	0,013	0,007	0,005	0,012

6-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,016	0	0,001	0,009	0,003	0,022	0,014	0,014	0,010
T. 2	0,012	0,010	0	0,020	0,024	0,019	0,002	0,006	0,012

6-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,010	0,002	0,003	0,001	0,007	0,006	0,012	0,001	0,005
T. 2	0,010	0,006	0,010	0,024	0,022	0,017	0,003	0,009	0,013

7-8	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,008	0	0,022	0,002	0,013	0,012	0,001	0,006	0,008
T. 2	0,010	0,002	0,008	0,005	0,013	0,005	0,006	0,017	0,008

7-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,002	0,004	0,005	0,011	0,005	0,005	0,003	0,005

T. 2	0,009	0,004	0,005	0,021	0,013	0,012	0,007	0,008	0,010
------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

7-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,001	0,004	0,011	0,015	0,029	0,016	0,002	0,012	0,011
T. 2	0,009	0,005	0,017	0,020	0,011	0,010	0,008	0,006	0,011

8-9	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,002	0,001	0,010	0	0,001	0,003	0,001	0,009	0,003
T. 2	0,001	0,007	0,016	0,009	0,005	0,004	0,002	0,018	0,008

8-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,005	0,002	0,008	0,006	0,012	0,003	0,001	0,040	0,010
T. 2	0,007	0,014	0,029	0,022	0,002	0,001	0,009	0,001	0,011

9-10	R. 1	R. 2	R. 3	R. 4	R. 5	R. 6	R. 7	R. 8	Sonuç
T. 1	0,007	0,003	0,006	0,005	0,005	0,007	0,002	0,028	0,008
T. 2	0,002	0,001	0,010	0,002	0,004	0	0,001	0,002	0,003

R: Referans noktası; T: Tarama parçası

ÖZ GEÇMİŞ

Parvin Ahmadlı , Şeki Reşid Bey Efendiyev Lisesi’ni bitirdikten sonra Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ‘nden 28.06.2018 tarihinde mezun oldu. 2018 yılında OMÜ Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı doktora programına başladı. Mezuniyetinden bu yana doktora öğrencisi olarak görev yapan Parvin Ahmadlı, iyi derecede İngilizce/ Türkçe/ Azerice bilmektedir.

İletişim Bilgileri:

ORCID ID : 0000-0003-4727-8360.

Yayınlar:

1. Farklı Tarama Stratejilerinin İmplant Üzeri Dijital Ölçü Hassasiyeti Üzerine Etkilerinin İncelenmesi: In-Vitro Çalışma
2. Tamamı Dijital İş Akışı Kullanılarak Gerçekleştirilen Tam Ağız bir Restorasyonda, Açılı Ti-Base Dayanak Kullanımı: Vaka raporu

