

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İMLANT ÖLÇÜ POSTLARININ YAŞLANDIRMA SONRASI
DEFORMASYONUNUN ÖLÇÜ HASSASİYETİ ÜZERİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Akın AKTAŞ

Danışman
Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

HATAY – 2023

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İMLANT ÖLÇÜ POSTLARININ YAŞLANDIRMA SONRASI
DEFORMASYONUNUN ÖLÇÜ HASSASİYETİ ÜZERİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Akın AKTAŞ

Danışman
Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

Bu tez Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 22.DHU.002 proje numarası ile desteklenmiştir.

HATAY – 2023

Kabul ve Onay

T.C
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

İMLANT ÖLÇÜ POSTLARININ YAŞLANDIRMA SONRASI DEFORMASYONUNUN ÖLÇÜ HASSASİYETİ ÜZERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ
Akın AKTAŞ

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından 23/08/2023 günü sözlü olarak yapılan tez savunma sınavında oy çokluğu/oy birliği ile kabul edilmiştir.

TEZ JÜRİSİ:

Jüri başkanı: Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Taha Yaşar MANAV

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Bilge ERGÜNBAŞ

Bu tez, Dekanlığımız Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında hazırlanmıştır.

23/08/2023

Prof. Dr. Mustafa ZORTUK
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitim sürecim boyunca hiçbir konuda benden desteğini esirgemeyen,
saygıdeğer hocam ve danışmanım Prof. Dr. Mustafa ZORTUK’a,

Her zaman bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, değerli hocam Doç. Dr. Caner
ÖZTÜRK’e,

Eğitimim boyunca birlikte vakit geçirmekten ve çalışmaktan çok keyif aldığım
çalışma arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde benden hiçbir zaman sevgilerini ve desteklerini esirgemeyen
her zaman yanımda olan aileme,

İçtenlikle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay.....	II
TEŞEKKÜR	III
İÇİNDEKİLER	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	VI
ÇİZELGELER DİZİNİ	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR	VIII
ÖZET	IX
ABSTRACT	X
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplantların Tarihsel Gelişimi.....	3
2.2. Protetik İmplant Komponentleri.....	4
2.2.1. İmplant Dayanakları.....	4
2.2.1.1. Dayanak Bağlantı Tipleri	7
2.2.1.1.1. Eksternal Hex Bağlantı.....	8
2.2.1.1.2. İnternal Hex Bağlantı	8
2.2.2. Vida	9
2.2.2.1. Bağlantı ayırma kuvvetleri.....	10
2.2.2.2. Oturma Etkisi	10
2.2.2.3. Vida Materyalleri	11
2.2.2.3.1. Saf Titanyum	11
2.2.2.3.2. Kaplanmış veya İşlenmiş Titanyum	11
2.2.2.3.3. Altın	12
2.2.3. İmplant Analogu.....	12
2.2.4. Konvansiyonel Ölçü Postu.....	13
2.2.4.1. İndirekt Ölçü Postu ve İndirekt Ölçü Tekniği.....	14
2.2.4.2. Direkt Ölçü Postu ve Direkt Ölçü Tekniği.....	14
2.2.5. Dijital Ölçü Postu ve Dijital Ölçü Tekniği	15
2.3. Konvansiyonel Ölçü Materyalleri	17
2.3.1. Polivinil siloksan.....	17
2.3.2. Polieter	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	21
3.1. Çalışma Modellerinin Elde Edilmesi	21
3.2. Konvansiyonel Ölçülerin Alınması	22
3.3. Alçı Modellerin Elde Edilmesi.....	24

3.4. Sterilizasyon Uygulaması.....	25
3.5. Modellerin Dijital Ortama Aktarılması	26
3.6. Dijital Ölçü Postlarının Yaşlandırmaya Maruz Bırakılması.....	26
3.7. Dijital Modeller Üzerinde Ölçümlerin Yapılması	28
4. BULGULAR.....	32
5. TARTIŞMA	44
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	53
KAYNAKLAR	54
EKLER.....	60
ÖZGEÇMİŞ.....	61



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1. İmplant üstü protezlerde katman sistemleri	6
Şekil 3. 1. Çalışma gruplarının oluşturulması.....	21
Şekil 3. 2. İmplantların yerleşiminde kullanılan paralelometre	22
Şekil 3. 3. Kullanılan A tipi silikon materyali	22
Şekil 3. 4. Kullanılan yarım ark ölçü kaşığı.....	23
Şekil 3. 5. A tipi silikon karıştırıcısı ve ölçü kaşığına silikon yerleştirilmesi.....	23
Şekil 3. 6. Modellerden ölçü alınması işlemi.....	23
Şekil 3. 7. Ölçü içerisine yerleştirilmiş ölçü postu ve analog bileşkesi.	24
Şekil 3. 8. Elde edilen alçı modeller	25
Şekil 3. 9. Çalışmanın döngüsel anlatımı.....	25
Şekil 3. 10. Çalışmada kullanılan ağız içi tarayıcı.....	26
Şekil 3. 11. Straumann dijital ölçü postu yerleştirilmiş model	26
Şekil 3. 12. Dio dijital ölçü postu yerleştirilmiş model	27
Şekil 3. 13. Mode dijital ölçü postu yerleştirilmiş model	27
Şekil 3. 14. Çalışma iş akışı.....	27
Şekil 3. 15. Rms hesaplama formülü	28
Şekil 3. 16. Hizalama sonrası straussmann dijital modelleri	28
Şekil 3. 17. Üç boyutlu karşılaştırma sonrası straussmann dijital modelleri	29
Şekil 3. 18. Hizalama sonrası dio dijital modelleri	29
Şekil 3. 19. Üç boyutlu karşılaştırma sonrası dio dijital modelleri.....	30
Şekil 3. 20. Hizalama sonrası mode dijital modelleri	30
Şekil 3. 21. Üç boyutlu karşılaştırma sonrası mode dijital modelleri	31
Şekil 4. 1. Konvansiyonel straussmann sonuçlarının grafik haline getirilmesi	32
Şekil 4. 2. Konvansiyonel dio sonuçlarının grafik haline getirilmesi	33
Şekil 4. 3. Konvansiyonel mode sonuçlarının grafik haline getirilmesi	34
Şekil 4. 4. Üç firmaya ait konvansiyonel sonuçlarının tek grafik haline getirilmesi	35
Şekil 4. 5. Dijital straussmann sonuçlarının grafik haline getirilmesi	36
Şekil 4. 6. Dijital dio sonuçlarının grafik haline getirilmesi.....	37
Şekil 4. 7. Dijital mode sonuçlarının grafik haline getirilmesi	38
Şekil 4. 8. Üç firmaya ait dijital sonuçlarının tek grafik haline getirilmesi	38

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4. 1. Konvansiyonel straumann grubu ölçüm sonuçlarıÇizelge	32
Çizelge 4. 2. Konvansiyonel dio grubu ölçüm sonuçları	33
Çizelge 4. 3. Konvansiyonel mode grubu ölçüm sonuçları	34
Çizelge 4. 4. Dijital straumann grubu ölçüm sonuçları.....	35
Çizelge 4. 5. Dijital dio grubu ölçüm sonuçları	36
Çizelge 4. 6. Dijital mode grubu ölçüm sonuçları	37
Çizelge 4. 7. Marka, grup ve ölçümlere göre RMS değerlerinin karşılaştırılması.....	39
Çizelge 4. 8. Marka, grup ve ölçümlere göre RMS değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları	40
Çizelge 4. 9. Marka, grup ve ölçümlere göre 1.ölçümden sapma değerlerinin karşılaştırılması	41
Çizelge 4. 10. Marka, grup ve ölçümlere göre 1.ölümden sapma değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları	42

SİMGELER VE KISALTMALAR

ark.	Arkadaşları
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli İmalat)
IOS	Intraoral scanner (Ağız içi tarayıcı)
N	Newton
p	Anlamlılık
Peek	Polieter eter keton
PVS	Polivinil siloksan
RMS	Root Mean Square (Tüm yüzeylerdeki sapma değerlerinin toplam ölçüsü)
STL	Standard Tessellation Language
°C	Santigrad derece
µm	Mikron

ÖZET

Amaç: Diş hekimliğinde sıklıkla tekrar kullanılan implant ölçü postlarının tekrar kullanımları sonucunda maruz kaldıkları deformasyonun etkileri ve implant ölçü postlarının kaçınıcı kullanıma kadar kabul edilebilir seviyede ölçü transferine izin verdiği araştırıldı.

Gereç ve Yöntem: Konvansiyonel grubu için model çenelere yerleştirilen 3 farklı firmaya ait implantlardan, her firmaya ait 5'er adet indirekt ölçü postuyla tekrarlanan ölçüler alındı. Postlara her ölçü arasında 134 °C'de 10 dakika sterilizasyon işlemi uygulandı. Her posttan 10'ar model elde edilene kadar işlemler tekrarlandı. Alçı modellere dijital ölçü postu yerleştirilip bir ağız içi tarayıcı yardımıyla tarandı ve elde edilen modeller üzerinde 3B analiz yapıldı. Dijital grubu için referans modele dijital ölçü postları yerleştirilip tekrarlanan taramalar gerçekleştirildi. Her tarama arasında 134 °C'de 3 dakika sterilizasyon işlemi uygulandı. Dijital taramalar her firmaya ait 5'er dijital ölçü postundan 10'ar model elde edilene kadar devam etti. Elde edilen dijital modeller üzerinde 3B analiz yapıldı.

Bulgular: İstatistiksel analiz sonucunda konvansiyonel straumann 1. ölçümdeki 0,0304 değerinin 10. ölçümde 0,0702'ye, konvansiyonel dio 1. ölçümdeki 0,0522 değerinin 10. ölçümde 0,1145'e, konvansiyonel mode 1. ölçümdeki 0,0609 değerinin 0,1047'ye yükseldiği görülmüştür. Ayrıca dijital straumann 1.ölçümdeki 0,0149 değerinin 10. ölçümde 0,0652'ye, dijital dio 1. ölçümdeki 0,0134 değerinin 10. ölçümde 0,0554'e, dijital mode 1. ölçümdeki 0,0203 değerinin 10. ölçümde 0,0810'a yükseldiği görülmüştür.

Sonuçlar: Konvansiyonel ölçü için kullanılan indirekt ölçü postlarının ve dijital ölçü için kullanılan dijital ölçü postlarının tekrarlanan kullanımının ve sterilizasyon işlemine tabi tutulmasının tüm firmalar için artan sapmalara neden olduğu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$).

Anahtar kelimeler: implant, ölçü postu, ölçü doğruluğu, yaşlandırma, çoklu kullanım

ABSTRACT

Objective: The effects of deformation of implant impression copings that are frequently reused in dentistry and the number of uses of implant impression copings that allow acceptable level of impression transfer were investigated.

Materials and Methods: For the conventional group, repeated impressions were taken from 3 different implants placed in model jaws, with 5 indirect impression copings for each company. The copings were sterilized at 134 °C for 10 minutes between each impressions. The operations were repeated until 10 models were obtained from each coping. Cast models were scanned with an intraoral scanner with a digital impression coping inserted and 3D analysis was performed on the obtained models. For the digital group, repeated scans were performed by placing digital impression copings on the reference model. The sterilization process was applied at 134 °C for 3 minutes between each scan. Digital scans continued until 10 models were obtained from 5 digital impression copings for each company. 3D analysis was performed on the obtained digital models.

Results: As a result of the statistical analysis, it was seen that the value of 0.0304 in the first measurement of conventional Straumann increased to 0.0702 in the 10th measurement, the value of 0.0522 in the first measurement of conventional Dio increased to 0.1145 in the 10th measurement, and the value of 0.0609 in the first measurement of conventional Mode increased to 0.1047. In addition, it was seen that the value of 0.0149 in the first measurement of digital Straumann increased to 0.0652 in the 10th measurement, the value of 0.0134 in the first measurement of digital Dio increased to 0.0554 in the 10th measurement, and the value of 0.0203 in the first measurement of digital Mode increased to 0.0810 in the 10th measurement.

Conclusions: The repeated use and sterilization of indirect impression posts used for conventional impression and digital impression posts used for digital impression were found to cause increased deviations for all companies statistically significantly ($p < 0.001$).

Keywords: implant, impression coping, impression accuracy, aging, multiple use

1. GİRİŞ

Modern diş hekimliğinin amacı, ister bir dişteki çürükleri kaldırarak ister birkaç dişi değiştirerek hastayı kontur, fonksiyon, konfor, estetik, konuşma ve sağlık anlamında normaline kavuşturmadır. İmplant diş hekimliğini benzersiz kılan şey, stomatognatik sistemin atrofisi, hastalığı veya yaralanmasından bağımsız olarak bu hedefe ulaşma yeteneğidir.¹

Endosseöz implantoloji, diş hekimliğinde bütünüyle bir tedavi yöntemi olarak kendini kabul ettirmiş ve böylece protetik tedavi seçenekleri yelpazesini önemli ölçüde genişletmiştir. Birçok klinik durumda hasta geleneksel hareketli protez yerine sabit implant destekli protezlerle restore edilebilir. Böylece hastanın fonksiyon, konfor ve estetik istekleri daha kolay yerine getirilebilir.²

Potansiyel mekanik ve biyolojik komplikasyonları ortadan kaldırmak veya en aza indirmek için doğru, pasif olarak oturan bir implant restorasyonu gereklidir.³ İmplant konumlarının, pozisyonlarının ağızdan çalışma modeline hassas bir şekilde aktarılması, doğru oturan bir implant protezi üretimi için çok önemlidir ve implant ölçüleri bu amaca ulaşmada hayati bir rol oynar.⁴

İndirekt ölçü tekniğinde, elastik özellikler gerektiren ölçü materyalleri kullanılır.⁵ İndirekt ölçü postu, dayanak veya implant gövdesine vidalanır ve geleneksel “kapalı kaşık” ölçüsü ağızdan alınır ve çıkarılır. İndirekt ölçü postu ağızda implant gövdesinden çıkarılır, bir implant gövdesi analoguna bağlanır ve ardından kapalı kaşık ölçüsüne yeniden yerleştirilir; dolayısıyla aktarım indirektir. İndirekt ölçü postunda genellikle, yeniden yerleştirildiğinde elastik ölçü malzemesine tutunmak için andırkat alanları, ölçüden çıkarmayı kolaylaştırmak için hafif bir taper açısı vardır. Çıkarıldıktan sonra ölçüye yeniden yerleştirilebilmesini kolaylaştırmak için genellikle kenarları düz ve andırkat alanları pürüzsüzdür.⁶

Dental implant tedavisinin pahalı bir tedavi yöntemi olduğu bir gerçektir.⁷ Bu nedenle, ekonomik ve çevresel nedenlerle implant bileşenlerinin yeniden kullanımı istenebilir. Metal implant bileşenleri, kolayca yeniden sterilize edilebildiklerinden yeniden kullanım için uygun olabilir.⁸ Ölçü postları, klinisyenlerin yeniden kullanmayı düşünmesi gereken metal bileşenlerden biridir. Bileşenlerin yeniden kullanımında, yeniden kullanım ve

yeniden sterilizasyon sırasında oluşabilecek temel özelliklerin olası değişiklikleri tam olarak incelenmelidir.⁹ Ayrıca, bileşenin güvenli ve etkin bir şekilde kaç kez tekrar kullanılabilmesi belirlenmelidir.¹⁰

Çalışmamızın amacı diş hekimliğinde sıklıkla tekrar kullanılan implant ölçü postlarının tekrar kullanımları sonucunda maruz kaldıkları deformasyonun gözler önüne serilmesi, implant ölçü postlarının kaçınıcı kullanıma kadar kabul edilebilir seviyede ölçü transferine izin verdiğinin tespit edilmesi ve implant ölçü postlarının kullanım ömürlerini daha net şekilde belirlenmesidir.

Çalışmamızda üç farklı firmaya ait ölçü postlarının yaşlandırmaya maruz bırakıldıktan ve onuncu kullanımdan sonra dahi ölçü doğrulukları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığına dair sıfır hipotezi kurulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantların Tarihsel Gelişimi

Orofasiyal dokulara cerrahi olarak yerleştirilen ve ankraj, fonksiyonel, terapötik ve/veya estetik amaçlarla kullanılan biyouyumlu alloplastik materyal veya cihazlara implant denir.¹¹ Kaybedilen dişleri restore etme arzusu yeni bir kavram değildir. Dental implant cerrahisi, diş çekiminden sonra diş hekimliğinde en eski uygulamalardan biridir. İnsanların binlerce yıldır eksik dişleri kök formu implantlarla değiştirmeye çalıştıklarına dair arkeolojik kanıtlar vardır.¹²

1809'da Maggiolo, kök şekilli altın implantları ve ardından Harris, kurşun kaplı platin postlarla desteklenen porselen dişleri tanıttı.¹³ Altın, magnezyum, bakır, pirinç, alüminyum, gümüş ve nikel ve altınla kaplanmış yumuşak çelik, 1900'lerde Lambotte tarafından implantları imal etmek için kullanıldı.¹⁴ Bu metallerin çoğunun vücut dokuları tarafından korozyonu gözlemlendi ve bu da elektrolitik etkiye neden oldu. 1909'da Greenfield, kök şeklindeki implantlardan önemli ölçüde farklı olan silindirik kafes şeklinde bir implant tanıttı.¹⁵ 1940 yılında Bothe titanyum implant-kemik arayüzünü kemik kaynaşması olarak tanımlamıştır.¹⁶ İlk iki parçalı titanyum vidalı implant 1946'da Strock tarafından tasarlandı ve yine Strock tarafından implant-kemik arayüzüne ankiloz adı verildi.¹⁷

Cherchève, içine yivler açılmış içi boş bir vida şeklinde bir implant tasarladı. Linkow bu implantı "uyutulan" implant olarak adlandırdı. İmplantın yerleştirilmesi İki aşamada yapılmıştır. İlk operasyonda içi boş vida kemik içerisine yerleştirilir. İyileşme gerçekleştiğinde implant, içi boş vidaya yerleştirilir. Cherchève, sınırlı başarı nedeniyle bu implantı yine kendisi başarısız addetmiştir.¹⁸

Brånemark'ın 1952'de kemik iliği iyileşmesi konusundaki çalışmaları, 1960'ların başlarında köpeklerde diş implantı uygulamasına yol açtı ve kemikte implant entegrasyonları, çevre dokularda olumsuz reaksiyon oluşmadan sağlandı. Brånemark felsefesi ile insanlarda implant uygulamalarına 1965 yılında başlanmış ve 1977 yılında 10 yıllık sonuçlar yayınlanmıştır.¹⁹ Ankiloz veya kemik kaynaşması yerine günümüzde implantlar için kullanılan bir terim haline gelen osseointegrasyon, Brånemark tarafından implant yüzeyi ile canlı kemik arasında ışık mikroskobu ile gözlenebilen doğrudan temas olarak tanımlanmıştır.²⁰ İmplant terimleri sözlüğü 2007 basımına göre ise osseointegrasyonun klinik belirtisi mobilitenin olmamasıdır.¹¹

2.2. Protetik İmplant Komponentleri

2.2.1. İmplant Dayanakları

Bir dental implantın veya bir dental implant bileşeninin bir protezi desteklemeye ve/veya tutmaya yarayan kısmına implant dayanağı denir. Bir veya daha fazla parçadan oluşabilir.¹¹ On yıl önceki dayanak tasarımı eksikliği, yerini çeşitli seçeneklere bırakmıştır. İmplant diş hekimliğinin genişlemesi, estetik diş hekimliği uygulamaları ve bu çok rekabetçi pazardaki üreticilerin yaratıcılığı, günümüzde mevcut olan implant dayanaklarının stillerinin hızlıca çoğalmasına neden olmuştur.

Protezin veya üst yapının dayanağa tutunduğu yönteme göre implant dayanaklarının üç ana kategorisi tanımlanmıştır: (1) vida tutuculu bir dayanak, protezi veya üst yapıyı tutmak için bir vida kullanır, (2) siman tutuculu bir dayanak proteze retansiyon sağlamak veya üst yapıyı tutmak için siman kullanır ve (3) ataşman tipi bir dayanak, hareketli bir protezi tutmak için bir bağlantı parçası kullanır (örn. top başlı ataşman). Simante, vidalı ve ataşman tipi dayanak implant gövdesine vidalanabilir veya yapıştırılabilir, ancak bu husus genel terminolojide tanımlanmamıştır.⁶

Üç dayanak tipinin her biri, implant gövdesi ile dayanak arasındaki aksiyal ilişkiyi tanımlayan düz veya açılı dayanaklar olarak da sınıflandırılabilir. Vida tutuculu bir dayanak, protez randevuları arasında protez üretimi sırasında dayanağın iç dişli kısmını debris ve kalkülüsün işgal etmesini önlemek amacıyla dayanak üzerine yerleştirilen bir hijyen kapak vidası kullanır.

Simante dayanak kategorisinde hekim, tek veya iki parçalı dayanaklar arasından seçim yapabilir; UCLA tipi (Evrensel Dökülebilir Uzun Dayanak); iki parçalı estetik; iki parçalı anatomik; iki parçalı omuz; önceden açıldırılmış (birkaç açıda); seramik, zirkonya veya bilgisayar destekli özel tasarımlar seçenekler arasındadır. Vida kategorisindeki dayanaklar günümüzde, farklı kontur ve yüksekliklerde tek ve iki parçalı overdenture dayanaklar ile zenginleştirildi.

Birçok üretici, implant üstü protezleri, siman tutuculu olduğunda sabit, vida tutuculu olduğunda sabit veya çıkarılabilir, restorasyonun hasta tarafından çıkarılabildiği protezlerde ise çıkarılabilir olarak sınıflandırır. Bu açıklama, yalnızca vidalı protezlerin çıkarılabileceği anlamına gelir. Bu doğru bir tanım değildir, çünkü sabit, simante bir protez diş hekimisi tarafından da çıkarılabilir (özellikle geçici bir siman kullanıldığında).¹²

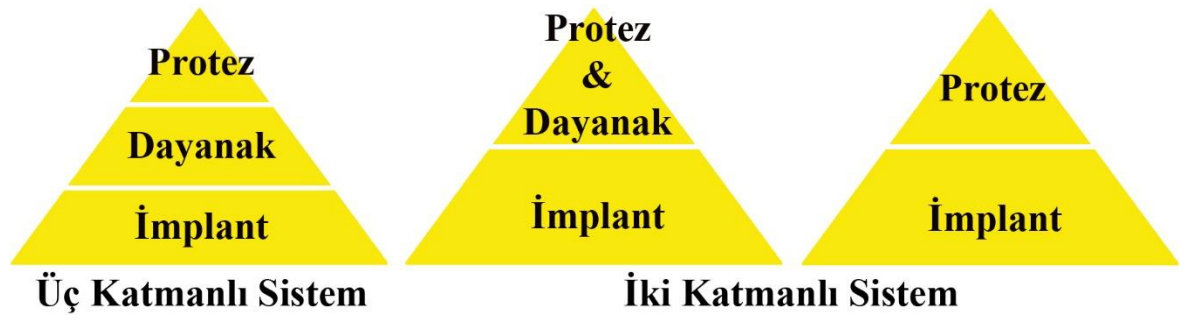
İdeal bir dayanak dayanıklı olmalı ve deformasyon ve kırılma riski olmaksızın fonksiyonel yüklere dayanabilmelidir. Ön bölge için ise, abutment ideal olarak diş renginde olmalı ve yumuşak doku renklenmesine izin vermelidir. İnce dişeti biyotiplerinin bulunduğu bölgelerde, implant dayanağı genellikle doku yüzeyinin servikal bölgesinde görünebilir ve estetik olmayan bir sonuca sebep olabilir. Bu gibi durumlarda dayanak tasarımında üç seçenek mevcuttur. Hekim, diş eti boyunca renk yansımalarını maskeleyerek için bir zirkonyum dayanak, titanyum nitrür kaplı dayanak veya pembe dişeti porselenli titanyum dayanak kullanmayı seçebilir. Titanyum dayanaklar standarttır ancak artık restorasyonlar daha tatmin edici sonuçlar elde etmek için ön estetik bölgede planlanıyorsa, genellikle titanyumla güçlendirilmiş zirkonyum dayanaklar, zirkonyum veya alümina dayanaklar kullanılabilir. Bununla birlikte, tam seramik abutmentler kırılmandır ve ince bölgelerde kırılmaya karşı hassastır ve protetik dayanağın dikkatli bir şekilde incelenmesi ve tasarımı gereklidir.²¹

Dişeti profilinin kaybedildiği durumlarda, daimi restorasyonda dişeti konturları CAD/CAM ile üretilmiş restorasyonlar ile yeniden oluşturulabilir. CAD/CAM dayanaklarının, artan doğruluk, uyum hassasiyeti, dayanıklılık ve yapım kolaylığı gibi avantajları vardır.²² Bilgisayar tarafından oluşturulan teknolojinin 1980'lerde ortaya çıkmasıyla birlikte, birçok üretici artık CAD/CAM teknolojisini implant dayanaklarının üretimine dahil etmiştir. Geleneksel protez teknikleri, uzun yıllar kayıp mum tekniğini kullandı ve bu teknikler ölçü materyalleri, alçı ürünleri, modelaj mumları, revetman ve alaşımlarla yüksek sıcaklıklarda döküm işlemlerine dayanıyordu. Bu işlemlerin doğruluğu, her aşamada malzemelerin genleşmesi ve büzülmesi ile sınırlıdır. CAD/CAM üretimi; tarama, CAD modelleme ve CAM üretimi adımlarını içerir. Tüm implant üreticileri, prefabrik veya özelleştirilebilir formda mevcut olan seramik dayanaklar sunmaktadır. Mevcut tercih edilen malzemeler, yoğun sinterlenmiş yüksek saflıkta alümina (Al_2O_3) ve itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya poli-kristal seramiklerdir. Zirkonyanın, oda sıcaklığında yarı kararlı bir tetragonal kristal yapı içinde işlenmesine izin veren itriyumun stabilize edici etkisi nedeniyle üstün özelliklere sahip olduğu gösterilmiştir. Oda sıcaklığında stabil olan bu tetragonal faz, stres altında dönüşüm sertleşmesi adı verilen monoklinik forma dönüşüme izin vererek, materyal içindeki mikro çatlakların yayılmasını önler.²³

Alümina dayanaklar %99,5 saf alümina seramikten oluşur.²⁴ Bu dayanaklar, beyazımsı zirkonyaya göre daha estetik sonuç verir. Alümina dayanakların hazırlanması da daha kolaydır, ancak zirkonya emsalleri kadar kırılmaya karşı dirençli değildir. Bir

çalışmada, çeşitli zirkonya, alümina ve titanyum dayanaklar sabitlenmelerinden ve metal kuronların adeziv simantasyonundan sonra çiğneme yüklemesine tabi tutulmuştur. Zirkonya, alümina ve titanyum dayanaklar için medyan kırılma dirençleri sırasıyla 294 N, 239 N ve 324 N bulunmuştur. Yazarlar, titanyum takviyeli zirkonya dayanakların metal dayanaklarla kırılma direnci bakımından karşılaştırılabilir olduğu sonucuna varmışlardır.²⁵

Dayanakların çoğu implant gövdesine bir vida (Vidalı sistem) ile tutturulur. Final protez doğrudan dayanağa (Üç Katmanlı sistem) veya doğrudan implant gövdesi (İki Katmanlı sistem) üzerine vidalı olarak yerleştirilebilir. Alternatif olarak, kuron, implanta bir vidayla tutturulan dayanak üzerine geleneksel bir kuron ve köprü protokolünde olduğu gibi simante edilebilir. Ayrıca dayanağın, implanta bir vida veya siman olmadan sürtünmeyle kilitlenmesini sağlayan mevcut implant sistemleri de vardır.²⁶



Şekil 2. 1. İmplant üstü protezlerde katman sistemleri

İmplant dayanakları genellikle ya bir diş laboratuvarında özel olarak yapılır ya da implant üreticileri tarafından önceden üretilir.²⁷ Özel dayanakların üretimi, diş hekiminin bir ölçü postu yardımıyla, implant seviyesi veya doku seviyesi bir ölçü alınmasını gerektirir. Prefabrike bir dayanak, üretici tarafından makine üretimi ile standart olarak hazırlanır ve doğrudan implant veya doku seviyesi ölçüsü ile seçilebilir, doğrudan mevcut bir platforma yerleştirilip geleneksel bir kron gibi işlev görebilir.

Kişiye özel dayanaklar, standart prefabrik implant parçalarıyla protetik düzeltmelerin mümkün olmadığı durumlarda yaygın olarak kullanıldıkları için maliyetli olabilir. Prefabrike dayanaklar daha ucuzdur ve kullanımı kolaydır, ancak bazı sınırlamaları vardır ve bu dayanaklar bazı durumlarda kontrendikedir.²⁸

Kişiye özel dayanak gerektirebilecek durumlar şunları içerebilir: (1) restorasyon için yetersiz interoklüzal mesafe varsa, (2) 15°'den büyük bir açı düzeltme sorunu varsa, (3) gerekli basamak yüksekliği implant üreticisi tarafından sunulan en yüksek basamak

yüksekliğine sahip prefabrike dayanaktan 1 mm fazlaysa, (4) ideal bir çıkış profili elde etmek için dışın orijinal çıkış profilini kopyalamaya ihtiyaç varsa ve son olarak (5) üç veya daha fazla implantı splintlemek gerekiyorsa. Bu durumlarda, standart prefabrike dayanaklar gerekli düzenlemeleri karşılayamayacağından, implant dayanaklarının kişiye özel üretilmesi daha faydalı olabilir.

Dayanaklar iki forma ayrılabilir: geçici dayanak ve daimi dayanak. Bu dayanaklar, implantlara internal veya eksternal olarak tasarlanmış bir platform ile bağlanır. Bağlantı tipinin protez başarısızlıklarının insidansı üzerinde bir etkisi olduğu görülmektedir ve internal bağlantılar daha yaygın olarak kullanılır.²⁹

2.2.1.1. Dayanak Bağlantı Tipleri

İmplant dayanak bağlantı bölgesi, dayanağın oturduğu bir platforma sahiptir ve bu platform dayanak ile implant gövdesi arasında dönmeye karşı direnç gösterecek anti-rotasyonel özellik taşır. Bu anti-rotasyonel bileşene, dayanağın oturduğu implant platformundaysa eksternal hex, implant gövdesinin içine uzanıyorsa internal hex adı verilir. Bu anti-rotasyonel bileşenlerin, altıgen, sekizgen, tripod, spline ve mors taper bağlantılar gibi çeşitli konfigürasyonları olabilir. Anti-rotasyonel özelliklere sahip olmayan diğer bir bağlantı tipi, genellikle tek parça non-hex dayanak ile kullanılan düz bir yüzeye sahiptir. Bu bağlantılar, kuron-köprü protezleri tarafından splintlenen birden fazla implant olması ve dolayısıyla dayanak rotasyonunun önleneyeceği durumlarda önerilir. Dayanakların rotasyonunu engellemek için tek diş restorasyonlarda anti-rotasyonel özelliklere sahip implantlar önerilir. İmplant dayanak bağlantısı, eşleşen parçalar arasında çok az boşluk bulunan durumlarda kaymalı veya parçalar arasında boşluk olmadığı durumlarda sıkışmalı olarak adlandırılabilir. Bu arayüz, düz veya eğimli bir bağlantıya sahip olabilir.³⁰ İmplant dayanağını seçerken arayüz; güvenli, güçlü, pasif olmalı ve fonksiyon altında vida gevşemesine karşı koymalıdır.³¹ Güvensiz bağlantı sadece vida gevşemesine yol açmaz, aynı zamanda plak birikimine ve yumuşak doku tepkisinin değişmesine neden olur. Bu nedenle, arayüz seçiminde idealden uzaklaşılması, önemli biyolojik ve mekanik komplikasyonlara neden olabilir.³²

2.2.1.1.1. Eksternal Hex Bağlantı

Eksternal hex implantlar ilk olarak Brånemark tarafından tanıtıldı ve yıllar boyunca iyi hizmet verdi. Eksternal hex'in avantajları, iki aşamalı yöntem için uygulanabilirliği, dönme önleyici özelliği, geri alınabilirliği ve üreticiler arasında değiştirilebilirliğidir. Eksternal hex, eşleşen parçalar arasındaki mikro hareketler, yanal ve rotasyonel hareketlere karşı daha az direnç ve kemik erimesine neden olan mikro boşluklar gibi bazı dezavantajlara sahiptir.³³

Bu dezavantajların üstesinden gelmek için, eksternal hex, konik eksternal hex, eksternal sekizgen ve kamalı bağlantının çeşitli modifikasyonları kullanıma sunuldu.³²

2.2.1.1.2. İnternal Hex Bağlantı

Bu tasarımın savunucuları, bu konfigürasyonun implant platformundan dayanak tepesine olan yüksekliği azalttığını, kuvvetleri implant içinde derinlere dağıtarak dayanak vidası için daha iyi bir koruyuculuk sağladığını ve uzun iç duvarları yakalayarak mikro harekete direnecek sabit bir gövde oluşturduğunu ve böylece mikro sızıntıyı önlediğini iddia eder. Bu ayırt edici özellik sabit bir bağlantı sağlar. Ayrıca bileşenler yerine oturduğunda hekime dokunsal ve işitsel bir geri bildirim verir.³³

Mors taper, implant dayanak bağlantısını daha da geliştirme amacıyla tanıtıldı, burada dayanaktan gelen konik çıkıntı, implant içindeki karşılık gelen girintiye yerleştirildi. Bu internal bağlantı tasarımı, bükülme kuvvetlerine, mikro hareketlere, mikro sızıntılara ve dayanak gevşemesine karşı direnci artıran, bağlantı bölgesinde sürtünme ile elde edilen bir oturma ve soğuk kaynak ile sonuçlandı. Çalışmaların çoğu, mors taper internal hex bağlantısının, dayanağı yerinde tutmak için tamamen vidaya bağlı olan eksternal hex bağlantılardan daha üstün olduğu sonucuna varmıştır.^{30, 33}

İnternal hex, uygun bir dayanak oturması, mükemmel estetik, anti-rotasyonel kavrama, oblik kuvvetlere karşı direnç ve yükleme koşullarında daha yüksek stabilite sağlamaktadır. İmplant protezi vida, siman veya bir ataşman ile tutulabilir. Protez için retansiyon şeklini seçmeden önce göz önünde bulundurulması gereken çeşitli faktörler vardır. Mekanizmaları ve işlevleri hakkında kapsamlı bir bilgi, operatörün doğru retansiyon tipini seçmesine yardımcı olacaktır.³⁰

2.2.2. Vida

Vida, spiral eğimli bir düzlemin mekaniğini takip eden basit bir makinedir ve bu nedenle oldukça verimlidir. Çoğu medeniyette birkaç yüzyıl boyunca kullanılmıştır. Vida tasarımı, bir implantı başlangıçta kemiğe sabitlemek ve sert doku iyileşmesinden sonra kemiğe yüklemek için en yaygın kullanılan implant gövdesi formudur.⁶ Dayanak vidası, dayanağı dental implanta bağlamak için kullanılan dişli bir tutturucudur. Genellikle son oturma pozisyonuna torklanır.¹¹ Dayanak bileşenlerini implant gövdesine bağlamak için neredeyse her zaman bir vida kullanılır. Ayrıca protezi, dayanağa veya doğrudan implant gövdesine sabitlemek için bir vida kullanılabilir.

Dayanak ve protez vidasının gevşemesi, implant protezlerinin en yaygın komplikasyonlarından biridir. Bu nedenle, diş hekimleri, mesleğin ihtiyaçlarını karşılamak için yalnızca bir implant üreticisine bağlı kalmak yerine implant vida mekaniği hakkında bilgi sahibi olmalıdır.⁶ Vidaların nasıl güvenli bir şekilde sıkı tutulabileceğini anlamak için klinisyen vidaların neden gevşediğini anlamalıdır. Vida ile iki parça birbirine sıkıldığında, üniteye vidalı bağlantı denir. Vida ancak, parçaları ayırmaya çalışan dış kuvvetler, onları bir arada tutan kuvvetten daha büyükse gevşer. Kenetlenme kuvveti parçaları bir arada tutar. Parçaları ayırmaya çalışan kuvvetlere bağlantı ayırma kuvvetleri denir. Vida gevşemesini önlemek için bağlantı ayırma kuvvetlerinin ortadan kaldırılması gerekmez. Ayırma kuvvetleri, yalnızca belirlenen kenetlenme kuvvetinin eşiğinin altında kalmalıdır. Bir kuvvet uygulandığında bağlantı açılmazsa vida gevşemez. Bu nedenle implant vidalarını sıkı tutmakla ilgili iki temel faktör şunlardır: kenetleme kuvvetini en üst düzeye çıkarmak ve bağlantı ayırma kuvvetlerini en aza indirmek.³⁴

Vidayı sıkma sırasında tork uygulandığında aktarılan enerjiye ön yük denir. Bu gerdirme, vida dişlerini vidanın eşleşen karşılığına sıkıca sabitler ve vida başı ile yuvası arasında bir sıkıştırma kuvveti üreterek bunları bir arada tutar.¹¹

Klinisyen, bileşenleri birlikte sıkma için vidaya bir tork uyguladığında, sıkma torku vidada bir ön yük oluşturur. Ön yük, uygulanan tork, vida alaşımı, vida başı tasarımı ve dayanak yüzeyi gibi faktörler tarafından belirlenir. Belirlenen ön yük, uygulanan torkla orantılıdır. Tork değeri klinisyen tarafından kontrol edilebilir ve uygulanan proteze göre değişkenlik gösterebilir. Çok az uygulanan tork, bağlantının ayrılmasına izin verebilir ve vidanın yorulmasına, gevşemesine ve arızalanmasına neden olabilir. Çok büyük bir tork ise vida dişlerini sıyrabilir. Torkun arttırılması, ön yükü arttıracaktır. Ön yükün arttırılması, vida

gevşemesine neden olan ayırma kuvvetlerinin üstesinden gelmesi gereken sıkıştırma eşiğini artırarak vidalı bağlantının stabilitesini en üst düzeye çıkarır.

Uygulanabilecek tork miktarı, vidanın nihai gücü ile sınırlıdır. McGlumphy ve arkadaşları, optimal tork değerinin vida arızasına neden olmak için gereken torkun %75'i olduğunu belirtmişlerdir.³⁴

2.2.2.1. Bağlantı ayırma kuvvetleri

Klinik olarak, bir implant protezindeki vida ünitesi sürekli olarak dış bağlantı ayırma kuvvetlerine maruz kalır. Bu tür ağız içi ayırma kuvvetleri, eksen dışı oklüzal temaslar, düzensiz lateral temaslar, doğal dişler ve implant restorasyonları arasındaki interproksimal temaslar, prematür temaslar, parafonksiyonel kuvvetler ve implantlara bağlanan pasif olmayan altyapıları içerebilir. Dış kuvvetler vidalı bağlantı ön yükünü aştığında, bağlantı dengesiz hale gelir. Dış yük, ön yükü hızla aşındırır, bu da vidanın gevşemesine yol açan titreşim ve mikro hareketle sonuçlanır. Gevşeme meydana geldiğinde, vida eklemi amaçlanan işlevi yerine getirmeyi durdurur ve başarısız olarak kabul edilebilir.³⁵

Klinisyen, vida gevşemesi ve diğer olası komplikasyonların en aza indirilebilmesi veya önlenmesi için vida eklemine etki edecek olası kuvvetleri tanımalıdır. Klinisyenlerin, implant üreticilerinin önerdiği belirtilen tork değerlerine implant bileşenlerinin tutarlı bir şekilde sıkılmasını sağlamak için bir tür mekanik tork uygulayan alet kullanmaları önerilir.³⁶

2.2.2.2. Oturma Etkisi

Oturma etkisi implant destekli restorasyonların vida gevşemesine neden olan önemli bir mekanizmadır. Vida stabilitesinde kritik bir rol oynayan oturma etkisi, hiçbir yüzeyin tamamen pürüzsüz olmamasının sonucudur. Bir implant yüzeyi ne kadar dikkatli işlenmiş olursa olsun, mikroskobik olarak bakıldığında biraz pürüzlüdür. Bu mikro pürüzlülük nedeniyle, hiçbir iki yüzey birbiriyle tamamen temas halinde değildir. Pürüzlü noktalar yük altında düzleştikçe oturma oluşur,

İlk sıkma torku uygulandığında yalnızca temas eden yüzeyler olduklarından, pürüzlü noktalar yük altında düzleştikçe oturma meydana gelir. Vida arayüzü dış yüklere maruz kaldığında yüzeyler arasında mikro hareket oluşur. Temas alanlarının aşınması 2 yüzeyi birbirine yaklaştırır. Yerleşme sonucunda ilk ön yükün %2 ila %10'unun kaybolduğu

bildirilmiştir.³⁷ Sonuç olarak, bir vidayı çıkarmak için gereken tork, vidayı yerleştirmek için başlangıçta kullanılan torktan daha azdır.³⁸

Yerleşmenin boyutu, başlangıçtaki yüzey pürüzlülüğü yüzey sertliğine ve yükleme kuvvetlerinin büyüklüğüne bağlıdır. Pürüzlü yüzeyler ve büyük dış yükler oturmayı artırır. Toplam oturma etkisi, vidanın elastik uzamasından daha büyük olduğunda, vidayı yerinde tutmak için artık herhangi bir temas kuvveti olmadığından vida gevşek çalışır.

Vidanın ilk sıkılıp gevşetilmesinde dış sürtünmesi daha yüksektir ve daha sonra tekrarlanan sıkma ve gevşetme döngülerinden sonra azalır.³⁹ Bazı yazarlar, ilk vida yerleştirilmesinden sonra ve daha sonra periyodik olarak implant vida eklemlerinin sıkılmasını önermiştir. Yerleşme etkisini azaltmak için, implant vidaları ilk tork uygulamasından 10 dakika sonra yeniden sıkılmalıdır. Bu teknik rutin bir klinik prosedür olarak kullanılmalıdır.^{40, 41}

2.2.2.3. Vida Materyalleri

Motosch (1976), vidaların temel mekaniğini inceledi ve başlangıçtaki dönme tork kuvvetlerinin sadece %10'unun ön yüke aktarıldığını, geri kalanının ise birbirinin üzerinden kayan dişlerin sürtünmesinin üstesinden gelmek için kullanıldığını kaydetti. Malzeme bilimi, uygulanan tork miktarı için daha büyük ön yük değerlerine izin vermek için sürtünme miktarını azaltmaya odaklanmıştır.⁴²

2.2.2.3.1. Saf Titanyum

Saf titanyum, protez vidaları imal etmek için kullanılan en yaygın malzemelerden biridir. Bu malzeme, diğer malzemelerle karşılaştırıldığında, belirli bir tork için daha az miktarda ön yük üretir. İstenen tork uygulandıktan sonra, saf titanyum protez vidaları sadece elastik (geri dönüşü olan) deformasyona uğrar ve bu nedenle birden çok kez kullanılabilir. Bu vidalar, geçici restorasyonlar ve laboratuvar prosedürleri ile kullanıma uygundur. Nihai restorasyonlarla birlikte kullanılması önerilmez.⁴³

2.2.2.3.2. Kaplanmış veya İşlenmiş Titanyum

Sürtünmeyi azaltmak ve ön yükü artırmak için üreticiler titanyum vidaları kaplamaya ve işlemeye başladı. Kaplamalar ve işlemler altın, tungsten karbon karbür ve nitrürleri içerebilir. Farklı kimyasalları içerecek şekilde işlenen titanyuma titanyum alaşımı denir. Bu

alaşımların üretimi pahalıdır, ancak çok yüksek çekme mukavemeti ve sertliğe sahiptir. Genel olarak, kaplanmış ve işlem görmüş protez vidaları, saf olmayan titanyum protez vidalarından daha yüksek ön yük sağlayabilir ve yüklemekten sonra ön yükü daha iyi koruyabilir.⁴³

2.2.2.3.3. Altın

Altın protez vidaları, saf altın ve metali güçlendirmek için diğer elementleri içeren altın alaşımlar şeklinde piyasada mevcuttur. Altın, vida sıkılırken dişler arasındaki sürtünme miktarını azaltarak kuru bir kayganlaştırıcı görevi görebilir. Bu, belirli bir tork için vidanın daha fazla dönmesine ve uzamasına ve dolayısıyla daha büyük bir ön yüke izin verir. Bu vidaların zamanla gevşemesi en az olasıdır. Bununla birlikte, altın vidalar, özellikle yüksek karat olanlar, plastik (geri dönüşü olmayan) deformasyona uğrar ve bu nedenle yalnızca tek kullanım için endikedir. Dayanak ve protezin son tesliminden önce klinisyenin titanyum vidaları kullanması ve son teslimat sırasında sadece altın vidaları kullanması önerilir. İmplant üreticileri artık sistemler arasında görünüşte birbiriyle uyumlu implant bileşenleri üretiliyorlar. Ancak implant bileşenlerinin fiziksel özelliklerinde ve kimyasal bileşimindeki en ufak bir uyumsuzluk bile ön yükü etkiler ve oturma ve vida gevşemesine etki edebilir.⁴⁴ Görünüşte doğru bir uyum olmasına rağmen, vida adımıdaki veya malzeme uyumsuzluğundaki küçük farklılıklar, önemli uzun vadeli sonuçlar doğurabilir ve sonuçta başarısızlığa neden olabilir. Bu nedenle implant, dayanak, hex anahtarı ve protetik vida için her zaman aynı firmanın kullanılması tavsiye edilir.⁴³

2.2.3. İmplant Analogu

Genellikle bir protez rekonstrüksiyonu için bir alçıya dahil edilen implant, dayanak veya bağlantı mekanizmasının bir kopyasıdır.¹¹ Bir analog, başka bir şeye benzer veya benzer bir şey olarak tanımlanır. İmplant gövdesinin (implant gövdesi analogu) tutucu kısmını kopyalamak için altyapının imalatında bir implant analogu kullanılır. Ölçü elde edildikten sonra, ilgili analog transfer kopingine takılır ve ana modeli imal etmek için alçı model dökülür.⁶

Transfer kopingi ve implant analogu genellikle titanyum, paslanmaz çelik, alüminyum veya pirinçten yapılır. Üreticiler genellikle daimi dayanaklardaki üretim hassasiyetini, transfer kopingleri ve implant analogları için göstermezler. Sonuç olarak,

analoglar ağızdaki vida tutuculu dayanağın doğru bir temsili olmayabilir.⁴⁵ Pirinç veya alüminyum analoglar kullanım esnasında deforme olabilir, analogun internal yivleri bozulabilir ve transfer kopingi tam oturmayabilir. Diş hekimi, model dökülmeden önce implant analogunun doğrudan ölçü transfer kopingiyle aynı hizada olduğundan ve düzgün şekilde oturduğundan emin olmalıdır. Transfer kopinginin analoğa oturması esnasında son konumunda 20 mikronluk bir değişiklik rapor edilmiştir.⁴⁶

2.2.4. Konvansiyonel Ölçü Postu

Bir ölçüde, implantın veya dayanağın konumunu kaydeden protetik parçaya ölçü postu denir. Ölçü içerisinde kalabilir (direkt teknik) veya ilgili analogun eklenmesinden sonra ölçüye yerleştirilmesi gerekebilir (indirekt teknik).¹¹ Protez üretimi için implant gövdesinin veya dayanağın konumunu ve tasarımını ana modele aktarmak için ölçü gereklidir. Ana model elde etmek için iki temel ölçü tekniği kullanılır ve her biri, gerçekleştirilen transfer tekniğine dayalı olarak farklı bir tasarım ölçü postu kullanır.

Çoğu implant üreticisi, daimi ölçü için implant gövdesinde kullanılan bileşeni tanımlamak için transfer ve koping terimlerini kullanır. Bu nedenle, bir ölçüde bir analogu konumlandırmak için bir transfer kopingi kullanılır ve implantın ana modele aktardığı kısmı ile tanımlanır, implant gövdesi transfer kopingi veya dayanak transfer kopingi olarak adlandırılır.⁶

Elastomerik ölçü malzemelerinin koping yüzeyine yapışmasını arttırmak için çeşitli yüzey modifikasyonları yapılabilir. İki kategoriye ayrılabilir; kimyasal yöntem ve mekanik yöntem

Kimyasal Yöntemde kullanılan kaşık adezivleri, ölçü malzemesi ile kaşık arasındaki retansiyonu artırmaya yardımcı olarak implant ve sabit diş protezlerinde kullanılır. Aynı şekilde elastomerik yapıştırıcı, ölçünün metal ölçü postuna yapışmasını da artırmak için kullanılabilir.

Mekanik yöntem ise yüzey temas alanını ekleme veya çıkarma yöntemleriyle artırabilen işlemleri içerir. Ölçü postunun ölçü malzemesine yapışma gücünü artırmak için kumlama, asitle dağlama, plazma püskürtme ve lazer lok gibi çeşitli yöntemler yapılabilir. Bu tür yüzey modifikasyonları, mekanik hata olasılığını azaltarak daha doğru bir ölçü transferini mümkün kılar.⁴⁷

2.2.4.1. İndirekt Ölçü Postu ve İndirekt Ölçü Tekniği

İndirekt ölçü postu, elastik özellikler gerektiren bir ölçü materyaliyle birlikte kullanılır.⁴⁸ İndirekt ölçü postu dayanağa veya implant gövdesine vidalanır ve geleneksel bir "kapalı kaşık" ölçü yerleştirilip ağızdan çıkarıldığında yerinde kalır. İndirekt ölçü postu ağızda implant gövdesinden çıkarılır, bir implant gövdesi analoguna bağlanır ve ardından kapalı kaşık ölçünün içerisine yeniden yerleştirilir; dolayısıyla aktarım "indirekt"tir. İndirekt ölçü postu genellikle, yeniden yerleştirildiğinde elastik ölçü malzemesine tutunması için andırkat alanlara sahiptir, ölçüden çıkarmayı kolaylaştırmak için hafif bir konikliğe sahiptir ve çıkarıldıktan sonra postun yeniden doğru konumda yerleşmesini kolaylaştırmak için genellikle düz kenarlara veya pürüzsüz alt kesimlere sahiptir.⁶

Ölçü postları birçok farklı boyut ve şekilde olabilir. Hangi şekil seçilirse seçilsin, doğru şekilde üretilmeli ve daimi ölçüler için kullanılacaklarsa herhangi bir çentik ve kusur içermemelidirler. Ölçü postları implantlara sabitlenir ve bir prefabrike ölçü kaşığı seçilir. Postların yerleştirilmesi sırasında yumuşak dokunun ölçü postu ile implant arasına sıkışmaması için büyük özen gösterilmelidir.

Ölçü, doğruluğu yüksek ve sert bir ölçü materyali ile yapılmalıdır. PVS medium ve heavy-body ölçü materyalleri oldukça uygundur. Ölçü, retromolar pedleri kaydetmelidir, çünkü bu işaretler uygun oklüzyon düzlemini belirlemede faydalıdır.

Ölçü çıkarılır ve dikkatlice incelenir. İndirekt ölçü postları hastadan çıkarılır, implant analoglarına sabitlenir ve ölçüye yeniden yerleştirilir. Ölçü kutulanır ve uygun bir geliştirilmiş sert alçı ile dökülür; su-toz oranı için üreticinin tavsiyelerine dikkatle uyulmalıdır.⁴⁹

2.2.4.2. Direkt Ölçü Postu ve Direkt Ölçü Tekniği

Direkt ölçü postu genellikle, içi boş bir transfer bileşeni (genellikle kare) ve dayanağa veya implant gövdesine sabitlemek için uzun bir merkezi vida içeren iki parçadan oluşur. Doğrudan transfer kopingini sabitleyen uzun merkezi vidaya doğrudan erişime izin vermek için bir "açık kaşık" kullanılır. Ölçü materyali sertleştikten sonra, ölçünün ağızdan çıkarılmasını sağlamak için direkt ölçü postu vidası çevrilir.

Kare ölçü postu ölçü içerisinde kalır; dolayısıyla aktarım "direkt"tir. Direkt ölçü postları, rijit özelliklere sahip ölçü materyallerinden yararlanır. Ölçü materyallerinin kalıcı

deformasyon hatasını ortadan kaldırır çünkü ölçü postu, ana model dökülüp ayrılana kadar ölçü içinde kalır. Ayrıca indirekt tekniklere kıyasla model üretimi sırasında döndürülmeleri veya hareket ettirilmeleri daha az olasıdır.⁶

2.2.5. Dijital Ölçü Postu ve Dijital Ölçü Tekniği

Yeni milenyum, dijital diş hekimliğinde değişiklikleri de beraberinde getirdi ve restoratif diş hekimliği için çözümler üreten 20'den fazla farklı CAD/CAM sistemi tanıtıldı.⁶ Restoratif diş hekimliğinde ağız içi tarama cihazlarının kullanımı son 25 yıldır devam etmektedir ve tescillenmiştir.⁵⁰ Dijital implant diş hekimliği iş akışının kritik bileşenlerinden biri, planlama, yerleştirme ve restorasyon için hastanın diş yapısının dijital olarak kaydedilmesidir. Ağız içi tarama cihazları, bir kameraya benzer şekilde çalışan gelişmiş bir optik yüzey tarama teknolojisi kullanır, ancak yalnızca ışıkları ve renkleri yakalamak yerine, sensörler, nesneyi taramak için 3D analiz süreçleri aracılığıyla çeşitli yüzeylerden ışık yansıma sürelerini hesaplar. Nesnenin kaydedilmesine izin vermek için belirli hizalama algoritmalarını kullanan 3D yazılım daha sonra bu bilgileri dijital modele dönüştürür.⁵¹

Dijital ölçü tekniğinde implant üreticisine özel bir tarama postu, geleneksel implant seviyesi ölçü postunun yerini alır. Tarama postu, özel şekil geometrisi ve anatomik yüzeylerin bir kayıt işlemi aracılığıyla dijital model içine implantın intraoral konumunu aktarır. Bu, doğru bir dijital ölçüye izin verir ve diş laboratuvarına implant platform çapı, implantın konumu ve istenen çıkış profili hakkında bilgi sağlar. Ek olarak, bu dijital ölçü tekniği, geleneksel ölçü ve elde edilen ana model ile birlikte kullanılan protez laboratuvarı analogunun kullanımını ortadan kaldırır.⁵¹

Klinik iş akışı, gerekli yüzey anatomisini elde etmek için tarama postu ve komşu dişlerin taranmasıyla başlar. Uygun dikey boyut ve oklüzal ilişkileri sağlamak için, hasta maksimum interküspasyona getirilerek karşıt dişler de taranır. Bu, sabit protez vakaları için geleneksel kapanış kaydı alma ihtiyacını ortadan kaldırarak, çalışma süresini ve malzeme maliyetini azaltır. Arkalar dijital olarak tarandıktan sonra, tarama postu çıkarılır ve bukkal kapanış kaydı elde etmek için maksiller ve mandibular dişler maksimum interküspasyona yerleştirilir. Tarama postu dikey olarak çok uzun olabileceğinden, dişlerin doğru şekilde iç içe geçmesini engeller ve uygun bir kapanış kaydı alınmasına izin vermez. Bu sebeple bu adım tarama postunun çıkarılmasını gerektirir.⁶

Doğru bir şekilde tarama yapıldıktan sonra, dijital bir implant analoğu, belirli implant/tarama postu kitaplığından seçilir ve bir dijital modele yerleştirilir. Sonrasında restorasyonun imalatında diş hekimliğine özel CAD yazılımı kullanılır.⁵²

İlk dijital olarak taranabilir implant bileşenleri, kontak dişler, karşıt dişler ve çevre yumuşak dokular ile birlikte implant konumu hakkında üç boyutlu bilgi sağlayan yenilikçi bir iyileşme başlığı (The Bellatek Encode; Biomet 3i) kullanılarak 2004 yılında tanıtıldı.⁵³

Geleneksel ölçü alma prosedürlerine bir alternatif olarak 3D görüntü alma teknolojilerinin kullanılması 2008 yılında önerildi.⁵⁴ İlk taranabilir ölçü postları kısa bir süre sonra piyasaya sürüldü ve Straumann Group tarafından tarama postu olarak adlandırıldı. Başlangıçta, bu tarama postları ticari olarak yalnızca tek implantlı bir sistem için mevcuttu ve belirli bir tarayıcı ve tarama teknolojisi (Itero, paralel konfokal mikroskopi) gerektiriyordu. Tarayıcı teknolojisi geliştikçe ve popülerlik kazandıkça, tarama postlarının tasarımı ve kullanımı da gelişti. Günümüzde neredeyse tüm büyük implant üreticileri, çok sayıda diş laboratuvarı ve implant yan parça şirketinin yaptığı gibi taranabilir ölçü postları sunmaktadır. Ticari tarama postları tasarımı; malzeme, şekil, boyut, yüzey, bağlantı, yeniden kullanılabilirlik, yazılım/tarayıcı uyumluluğu ve maliyet açısından oldukça değişkendir.⁵⁵

Boyut ve şekil açısından oldukça değişken olmasına rağmen, bir tarama postu genellikle 3 farklı bölümden oluşur: tarama bölgesi olarak adlandırılan üst kısım; gövde olarak bilinen orta kısım; ve taban olarak bilinen en apikal kısım. Tarama bölgesi, bir implantın oryantasyonunu ve açılanmasını dijital olarak kaydetmek için kullanılan temel bileşendir.⁵⁶ Tarama postunu indekslemek ve CAD yazılımı tarafından gerçekleştirilen yüzey tanımaya yardımcı asimetrik bir şekil oluşturmak için tarama postunda genellikle düz bir yüzey bulunur.⁵⁷

Gövde, tarama bölgesinden tabana kadar uzanır ve polietereeterketon (PEEK), titanyum alaşımı, alüminyum alaşımı ve çeşitli reçineler dahil olmak üzere çeşitli malzemelerden yapılabilir. Bu malzemelerin işlenebilirliği ve üretim toleransları, tarama postlarının doğruluğunda önemli bir husus olabilir. Taban, implant ve tarama postu arasındaki birleşme yüzeyinin oluşturulmasından sorumludur ve gövde ile aynı malzemeden üretilmiş olabilir veya olmayabilir.⁵⁸

2.3. Konvansiyonel Ölçü Materyalleri

Dental ölçün almanın amacı, hastanın ağzından alınan 3 boyutlu verileri olabildiğince doğru ve rahat bir şekilde bir modele aktarmaktır. Daimi ölçü için kullanılan materyalin amacı, ıslak intraoral koşullardaki sert ve yumuşak doku yapılarını minimum higroskopik distorsiyonla kuru laboratuvar ortamına kopyalamak olmalıdır. Bunu başarmamıza yardımcı olmak için çok çeşitli ölçü materyalleri geliştirilmiştir.⁶

2.3.1. Polivinil siloksan

Lastik ana bileşeni (yavaş sertleşen ve kötü kokulu), 1970'lerin ortalarında en yaygın ve en uygun ana bileşendi. Hidrofobik polivinil ölçü malzemeleri 1970'lerin sonlarında tanıtıldı ve popülerlik kazandılar. Islak ağız içi yüzeylerin doğru ölçülerini alabilen gerçekten hidrofilik polivinil malzemeler 1990'ların ortalarında tanıtıldı. Diğer geliştirmeler arasında malzeme mukavemeti, yırtılma direnci, tekrarlanan dökülebilirlik ve ölçünün okunmasını kolaylaştıran renklendirmeler yer aldı. PVS ölçü malzemeleri, hassasiyeti yüksek, hızlı, öngörülebilir ve kullanımı kolay oldukları için geleneksel ölçülerde hızla tercih edilen bir malzeme haline geldi.⁶

Polivinil siloksan + Silan siloksan — Kloroplatinik asit —> Silikon materyali

Karıştırma sırasında silan ve vinil grupları arasında bir ilave reaksiyonu meydana gelir. Reaksiyonda platin tuzu (kloroplatinik asit) tarafından katalize edilen vinil ile sonlandırılmış bir polidimetil siloksanın çapraz bağlanması vardır. Hidrojen gazı, polimerizasyon reaksiyonunun bir yan ürünüdür. Birkaç yazar, PVS ölçülerinden hemen sonra dökülen alçı modellerin yüzeyinde hidrojen gazı kabarcığı oluşumunu bildirmiştir.⁵⁹ Günümüzde adisyon silikonların çoğu, bu hidrojeni emen paladyum gibi katalizörler içerir. Üreticiler, malzemelerin uygun şekilde saflaştırılması, doğru oranlanması ve katalizör tüplerine bir hidrojen emici olarak paladyum eklenmesi sayesinde bu yan reaksiyon olasılığını ortadan kaldırmıştır. Bu, model dökmek için bir saat beklenmesi ihtiyacını ortadan kaldırmıştır.⁶⁰

Polivinil siloksanlar, çok düşükten, orta, yüksek ve çok yüksek arasında değişen viskozitelerde bulunurlar. Malzemenin viskozitesi, mevcut doldurucu oranı ile artar. Viskozite, malzemeye uygulanan makaslama kuvvetinden de etkilenir. Baz ve katalizör karıştırıldığında, yüksek makaslama gerilmelerine tepki olarak nispi viskozitelerinde bir azalma meydana gelir. Buna makaslama incilmesi denir. Bu nedenle, medium body bir ölçü

malzemesi, bir ölçü kaşığına yüklendiğinde fazla akışı önlemek için yeterli viskoziteye sahip olabilir, ancak aynı zamanda, bir ölçü tabancası aracılığıyla uygulandığında intrasulküler ölçüler için uygun, belirgin bir düşük viskozite sergileyebilir.⁶¹ Malzemenin viskozitesi ne kadar yüksekse, makaslama incilmesi etkisi o kadar belirgindir. Bu fenomenin, son derece küçük doldurucu partikül boyutundan kaynaklandığı ileri sürülmektedir.⁶²

Modern polivinil siloksanlar iki dakikalık bir çalışma süresine ve altı dakikalık bir sertleşme süresine sahiptir (küçük bir değişiklik).⁶³ Bazen, uzun çalışma süreleri gerektiren durumlar ortaya çıkabilir. Literatürde çalışma ve sertleşme sürelerini değiştirmeye yönelik bazı yöntemler bildirilmiştir. Katalizör oranının değiştirilmesinden kaçınılmalıdır, çünkü bu değişken sonuçlara yol açar ve hidrojen gazı üreten yan reaksiyonu kolaylaştırdığı öne sürülür. Bazı üreticiler, diğer özelliklerden ödün vermeden ek çalışma süresi elde etmek için karışıma bir geciktirici dahil eder.⁵⁹ Geciktirici, tercihen siloksan kopolimerlerine polimerize olan küçük, reaktif bir vinil moleküldür. Bu küçük molekül halkasaldır ve zincir oluşturmaz. Bu nedenle bir zincir durdurucu olarak çalışır ve lineer siloksan moleküllerinin polimerizasyonunu geçici olarak engeller. Geciktirici, tamamen tükenene kadar polimerleşmeye devam eder ve ardından lineer siloksan molekülleri, ölçü malzemesinin sertleşmesine neden olarak polimerize olur. Çalışma süresini uzatmak için en uygun ve yaygın olarak savunulan yöntem, malzemeleri karıştırmadan önce soğutmaktır. Malzemeler 2°C'ye soğutulduğunda 90 saniyeye kadar çalışma süresi kazancı bildirilmiştir.^{59, 64}

Polivinil siloksanların şu anda tüm ölçü materyallerinin arasında en iyi detay veren ölçü malzemesi olduğu düşünülmektedir. Dental elastomerik ölçü malzemeleri için uluslararası standart, tip III (light body) ölçü malzemesinin 0.020 mm düzeyinde detay vermesi gerektiğini belirtir. Çok yüksek viskoziteli putty ölçü malzemeleri hariç, tüm polivinil siloksanlar (light, medium ve heavy body) bunu başarır. Çok düşük viskoziteli malzemeler 1-2 µm düzeyinde detay verebilir.^{61, 65} Ayrıca, PVS ölçü malzemeleri, mevcut tüm malzemeler arasında en iyi ince detay veren ölçü malzemesidir ve en iyi elastik geri dönüşümüne sahiptir.⁶⁶

Bir ölçü materyalinin doğruluğu, boyutsal stabiliteye bağlıdır. Elastomerik ölçü malzemelerinde boyutsal değişikliklerin birkaç olası nedeni vardır. Ölçünün boyutsal değişimini etkileyen başlıca faktörler, termal büzülme, polimerizasyon büzülmesi ve uçucu yan ürünlerin kaybına bağlı büzülmelelerdir.⁶⁷ Polivinil siloksanlar, tüm elastomerik ölçü malzemeleri arasında, sertleşmesi sırasında en küçük boyutsal değişiklik gösteren ölçü

malzemesidir. Polivinil siloksanların uzun vadeli boyutsal stabilitesi literatürde rapor edilmiştir. Bunun nedeni, nemdeki değişikliklere duyarlı olmamaları ve herhangi bir başka kimyasal reaksiyona girmemeleri veya herhangi bir yan ürün salmamalarıdır.^{68, 69} Tjan ve arkadaşları, monofaz polivinil silikonların doğruluğunu değerlendirdi ve daha sonraki zaman dilimlerinde tekrar dökmenin bu malzemelerle yapılan ölçünün boyutsal doğruluğunu ve stabilitesini etkilemediğini buldu. PVS ölçüleri, orijinali kadar doğru olan alçı modeller üretmek için yedi gün sonraya kadar yeniden dökülebilir.⁶⁸

Ölçü materyallerinin radyoopasitesi, yanlışlıkla yutulabilecek, aspire edilebilecek veya dişeti dokuları içerisinde bırakılabilecek fazla materyalin radyografik olarak tanımlanması için önemlidir.⁷⁰ Shillingburg ve arkadaşları, radyoopasiteyi iyileştirmek için yüzde 20 baryum sülfat içeren deneysel bir PVS ölçü malzemesi test etti. Bu materyal polisülfidlerinkine eşit radyoopasite nitelikleri gösterebilse de, ölçülerden dökülen modellerde hidrojen kabarcığı oluşumu ve raf ömrünü azaltan uzun vadede bozulmalar gibi fiziksel dezavantajları tespit edildi.⁷¹

Ölçü materyali diş ve alttaki yumuşak dokularla yakın temasta olmalı ve kabarcık veya boşluk oluşturmamalıdır. Islanabilirlik, hidrofilik malzemelerde çok daha iyi düzeydedir. Malzeme nemi uzaklaştırma yeteneğine sahip olmalıdır. O'Brien'e göre ıslatma, bir sıvının bir katıya göreli afinitesini tanımlar. Bir damlanın katı bir yüzey üzerinde yayılma derecesidir ve temas açısı gözlemlenerek ölçülebilir. Yüksek açılar (doksan dereceden büyük) zayıf ıslanmayı, düşük açılar ise yüzeyin mükemmel ıslanmasını gösterir. Polivinil siloksanların ilk biçimleri hidrofobikti, ancak şu anda mevcut olanların çoğu, alçı ile temas açılarını 90'dan 50 dereceye azaltan yüzey aktif maddelerin (sürfaktan) eklenmesi nedeniyle hidrofiliktir. Bu sayede ölçü maddesi, hidrofilik polieterlerinkine benzer temas açıları yapar.⁷²

Lateks eldivenler veya diğer kauçuk ürünlerle temas ettiklerinde, ilave silikonların sertleşme reaksiyonunun gecikmesi meydana gelebilir. Bu durum ilk olarak putty formundaki ilave silikonlar eldivenli ellerle karıştırıldığında karşılaşılmıştır. Operatör eldivenleriyle dişlere dokunduktan sonra ölçü malzemesinin hastanın dişleriyle temas etmesi bile sertleşme süresinin uzamasına neden olabilir. Eldivenlerde kalan kükürtün (kauçuk lateks üretiminde hızlandırıcı ve/veya yüzey aktif madde olarak işlev görür) platin tuzu katalizörünün etkisini engellediği teorize edilmiştir.⁷³ Bazı araştırmacılar, sorunun kaynağının eldivenlerdeki pudra olduğuna inanmıştır, ancak diğerleri bunu

sorgulamaktadır.⁷⁴ Ek olarak, ferrik sülfat ve alüminyum sülfat gibi kükürt içeren retraksiyon kordu katkı maddeleri de bu etkiyi yaratabilir. Eldivenler ve polimerizasyonun inhibisyonu, klinik bir ortamda kullanıldıklarında polivinilsiloksanlar üzerinde bazen bir inhibisyon veya geciktirici etki görülür. Bu fenomen, ölçü materyali ile lateks eldivenler arasındaki doğrudan temastan sonra veya daha önce lateks eldivenlerin temas ettiği mukozanın bir bölgesi ile ortaya çıkabilir.^{75, 76}

2.3.2. Polieter

Polieter, son 25 yılda popüler hale gelen başka bir elastomerik ölçü malzemesi türüdür. Çift bağlar etilen amin ile reaksiyona sokularak nihai polimer oluşur. Aromatik bir sülfonat, katyonik polimerizasyon yoluyla çapraz bağlar üretir.⁷⁷

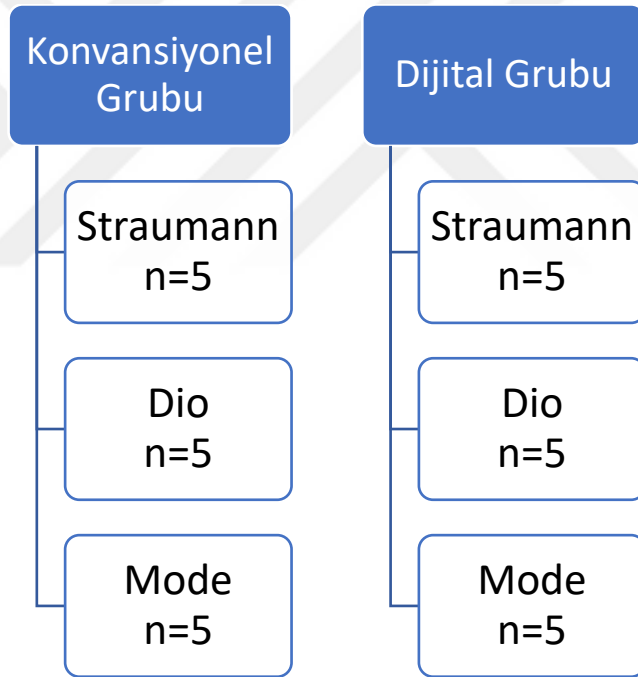
Polieter, katalizörden çok daha büyük bir baz hacmi (8:1'den biraz daha az) kullanılarak iki tüpte paketlenir. Ölçü malzemesi, diğer elastomerlerinkiyle eşit veya biraz daha üstün doğruluk sergiler. Dökme uzun süre ertelendiğinde bile mükemmel boyutsal stabiliteye sahiptir. Ağızdan çıkarıldıktan 1 hafta sonra döküldüğünde bile doğruluğu yüksektir.⁷⁸ Polieterin suya afinitesi vardır, bu da onu hidrofilik yapar. Ölçüler saklama kutusu veya nemli bir ortamda saklanmamalıdır. Malzeme serttir ve andırkat alanlar block-out yapılmalıdır. Söküldüğünde yırtılmaya karşı direnci, kabaca silikonunkine eşittir.⁷⁷ Bu ölçü materyalinin kullanıcıları alerjik reaksiyonlarla ilgili bazı problemler yaşamıştır. Buna maruz kalanların yaklaşık %0,5'inin aromatik sülfonat katalizörüne reaksiyon gösterdiği tahmin edilmiştir.⁷⁹

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez, Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından desteklenmiştir. Bu çalışmanın Etik kurul onayı; Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Etik Kurulu’ndan 14.04.2022 tarihli 18 karar numarası ile alındı (Ek:1).

Araştırma, Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Dental Laboratuvarı’nda yapıldı.

Bu çalışmada üç farklı firmaya ait indirekt ölçü postlarının ve dijital ölçü postlarının (Straumann, İsviçre; Dio, Güney Kore; Mode, Türkiye) çoklu kullanımının ve yaşlandırmaya maruz kalmasının ölçü doğruluğunu etkileyip etkilemediği araştırıldı.



Şekil 3. 1. Çalışma gruplarının oluşturulması

3.1. Çalışma Modellerinin Elde Edilmesi

Üç adet dişleri sökülebilir model çene alındı ve üçünden de 16 numaralı dişler çıkarıldı. Bir paralelometrenin alt tablası su terazisi yardımıyla zemine paralel hale getirildi ve ilk model çene tablaya bağlandı.



Şekil 3. 2. İmplantların yerleşiminde kullanılan paralelometre

Modeller arası standardizasyonu sağlamak için paralelometrenin düşey eksenindeki stoper sabitlendi. Tek bir operatör tarafından firmaların implant taşıyıcıları paralelometrenin ucuna yerleştirildi. İmplantlar belirlenen pozisyona getirilip, çene içerisindeki boşluğa boyun bölgesine kadar soğuk tamir akriliği doldurularak sabitlendi.

3.2. Konvansiyonel Ölçülerin Alınması

Modeldeki implantlara firmaların indirekt ölçü postları yerleştirilip parmak kuvvetiyle sıkıldı.

İmplant üstü ölçülerin alınmasında yarım ark ölçü kaşıkları ve A tipi silikon ölçü materyali (Hydrorise Monophase, Zhermack, Badia Polesine RO, İtalya) kullanıldı.



Şekil 3. 3. Kullanılan A tipi silikon materyali

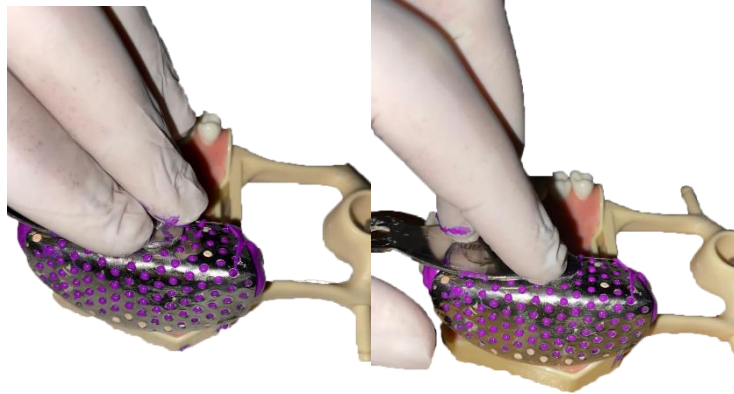


Şekil 3. 4. Kullanılan yarım ark ölçü kaşığı

A tipi silikon ölçü materyali bir karıştırma cihazı (Variotime Dynamix 2, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) yardımıyla karıştırılıp ölçü kaşığına yerleştirildi ve model çenelerden ölçü alındı.



Şekil 3. 5. A tipi silikon karıştırıcısı ve ölçü kaşığına silikon yerleştirilmesi



Şekil 3. 6. Modellerden ölçü alınması işlemi

Ölçü materyali sertleştikten sonra ölçü modelden uzaklaştırıldı. İn vitro ortamda çalışılması sebebiyle ölçüde herhangi bir dezenfeksiyon veya temizleme işlemi yapılmadı. İndirekt ölçü postu implanttan ayrılarak implant analoglarıyla birleştirildi ve ölçü postu

analog bileşkesi ölçü içerisindeki yerine yerleştirildi.



Şekil 3. 7. Ölçü içerisinde yerleştirilmiş ölçü postu ve analog bileşkesi.

3.3. Alçı Modellerin Elde Edilmesi

Ölçü postu analog birleşim bölgesini korumak ve klinik prosedürü aynı şekliyle uygulamak amacıyla, ölçü postunun çevresine dişeti maskesi (Gingifast Cad Elastic, Zhermack, Badia Polesine RO, İtalya) uygulandı. Sert alçı materyali (Elite Rock, Zhermack, Badia Polesine RO, İtalya) üreticinin talimatlarına uyularak deneyimli bir dental teknisyen tarafından karıştırıldı ve ölçüye döküldü.

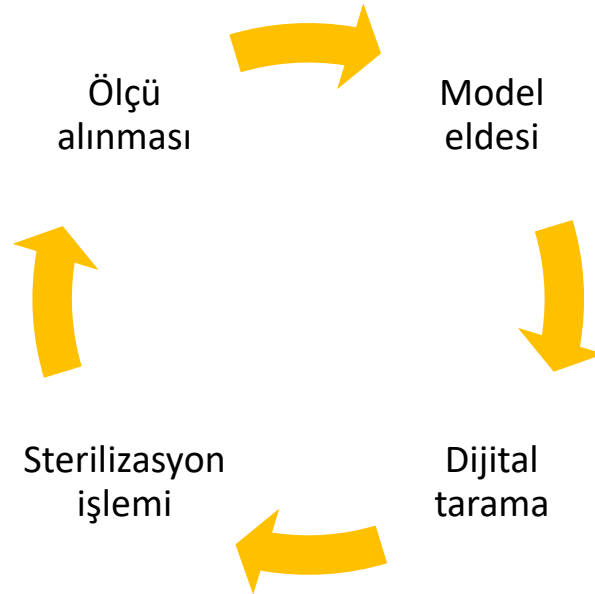
Vibrasyon uygulanarak modelde oluşabilecek hava kabarcıkları elimine edildi. Alçının sertleşmesi 1 saat beklendi ve kaşık modelden ayrıldı.



Şekil 3. 8. Elde edilen alçı modeller

3.4. Sterilizasyon Uygulaması

Her model dökümünden sonra, sonraki ölçüye geçilmeden önce indirekt ölçü postları paketlenip otoklav cihazında 134 santigrat derecede 10 dakika sterilizasyon işlemine tabi tutuldu.



Şekil 3. 9. Çalışmanın döngüsel anlatımı

3.5. Modellerin Dijital Ortama Aktarılması

Yukarıdaki işlemler her indirekt ölçü postundan 10'ar model elde edilene kadar tekrar edildi. Bu modellere firmaların dijital ölçü postları yerleştirilerek bir dijital tarayıcı (Youjoy 3ds, Ningbo Youjoy Dental, Çin) yardımıyla modeller tarandı ve STL dosya formatında dijital modeller elde edildi.



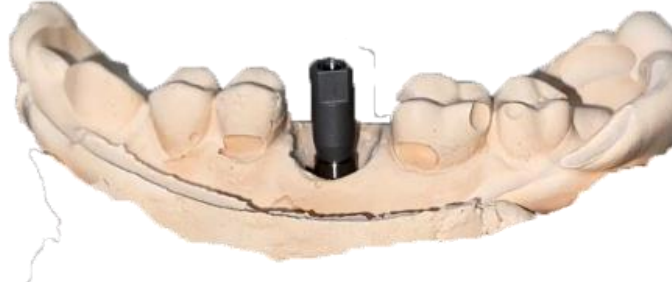
Şekil 3. 10. Çalışmada kullanılan ağız içi tarayıcı

3.6. Dijital Ölçü Postlarının Yaşlandırmaya Maruz Bırakılması

Üç firmaya ait dijital ölçü postları modellere yerleştirilerek parmak kuvvetiyle vidaları sıkıldı. Bir dijital tarayıcı (Youjoy 3ds, Ningbo Youjoy Dental, Çin) yardımıyla modeller tarandı ve STL dosya formatında dijital modeller elde edildi. Dijital ölçü postları modellerden ayrılarak sterilizasyon işlemi için paketlenildi ve otoklav cihazında 134 santigrat derece 3 dakika sterilizasyon işlemine tabi tutuldu. Sterilizasyon işlemi sonrası dijital ölçü postları tekrar model çenelere yerleştirildi ve 2. Ölçü için tarama gerçekleştirildi.



Şekil 3. 11. Straumann dijital ölçü postu yerleştirilmiş model



Şekil 3. 12. Dio dijital ölçü postu yerleştirilmiş model



Şekil 3. 13. Mode dijital ölçü postu yerleştirilmiş model

Yukarıdaki işlemler 5 ayrı ölçü postu için 10. Ölçüye kadar sırasıyla aynı şekilde tekrar edildi ve her firmaya ait 50’şer adet dijital model elde edildi.



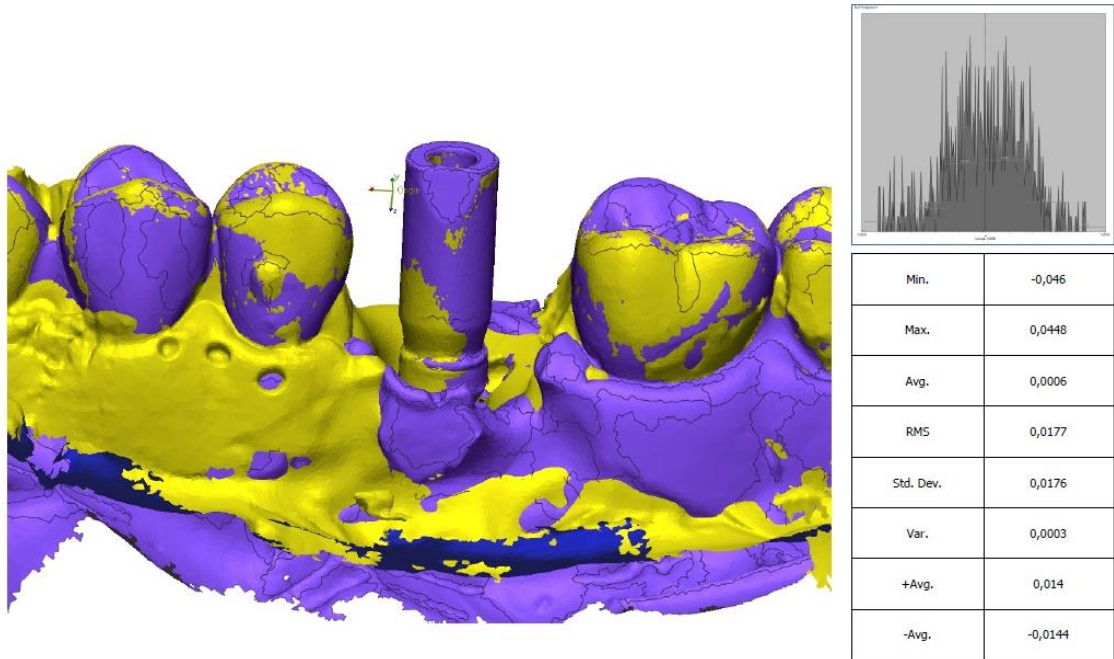
Şekil 3. 14. Çalışma iş akışı

3.7. Dijital Modeller Üzerinde Ölçümlerin Yapılması

Elde edilen dijital modeller bir dijital karşılaştırma programı (Geomagic Control X, Artec3D, Kaliforniya, ABD) yardımıyla 0-1, 0-2, 0-3, 0-4, 0-5, 0-6, 0-7, 0-8, 0-9, 0-10 numaralı modeller kullanılacak şekilde ayrı ayrı karşılaştırıldı. Modeller içe aktarıldıktan sonra karşılaştırma programındaki “best fit alignment” seçeneğiyle 2 model en ideal pozisyonda birleştirildi. Ardından “3d compare” seçeneğiyle iki modeldeki dijital ölçü postları arasındaki üç boyutlu farklılıklar RMS değerleri olarak elde edildi. Elde edilen veriler istatistiksel olarak analiz edildi.

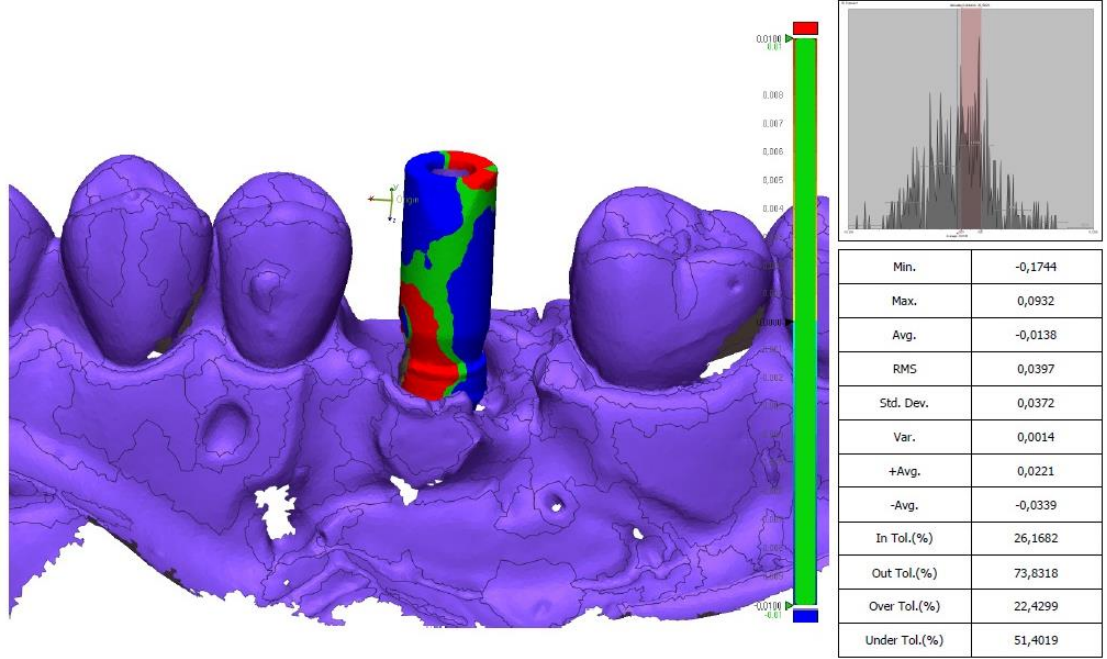
$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n D_i^2}$$

Şekil 3. 15. Rms hesaplama formülü



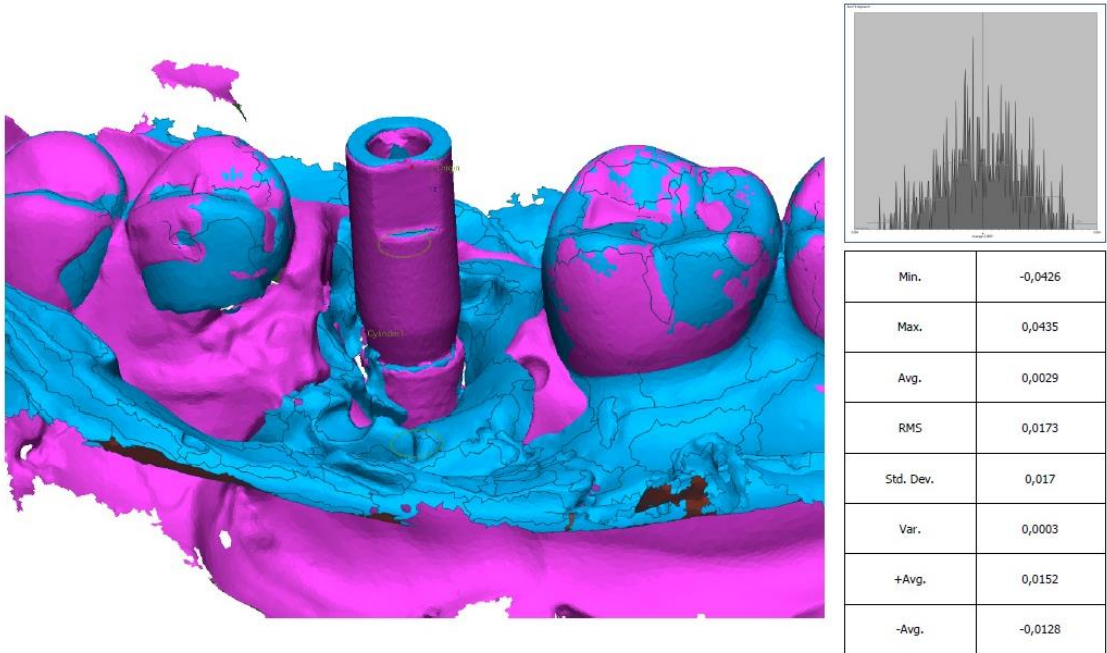
Şekil 3. 16. Hizalama sonrası straumann dijital modelleri

En iyi pozisyonda hizalanan straumann dijital modelleri yukarıdaki örnekteki gibidir. Bu modele benzer şekilde 50 adet konvansiyonel straumann ve 50 adet dijital straumann modeli elde edilmiştir.



Şekil 3. 17. Üç boyutlu karşılaştırma sonrası straumann dijital modelleri

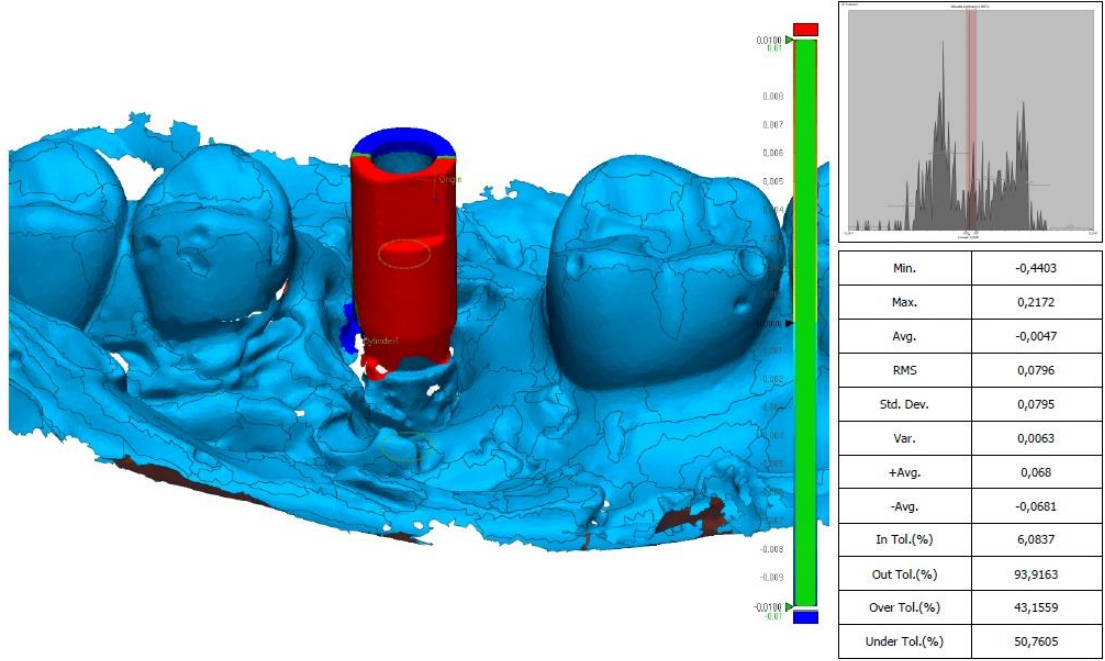
Yalnızca dijital ölçü postu seçili şekilde yapılan straumann üç boyutlu karşılaştırma modeli yukarıdaki örnekteki gibidir. Bu modele benzer şekilde 50 adet konvansiyonel straumann ve 50 adet dijital straumann modeli elde edilmiştir.



Şekil 3. 18. Hizalama sonrası dio dijital modelleri

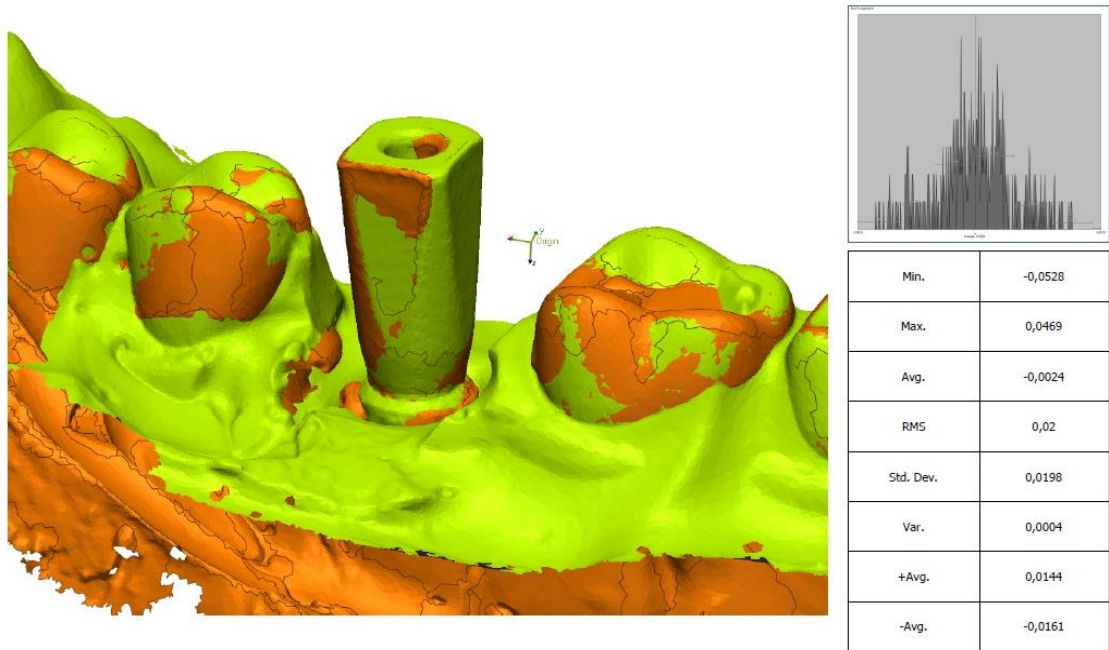
En iyi pozisyonda hizalanan dio dijital modelleri yukarıdaki örnekteki gibidir. Bu

modele benzer şekilde 50 adet konvansiyonel dio ve 50 adet dijital dio modeli elde edilmiştir.



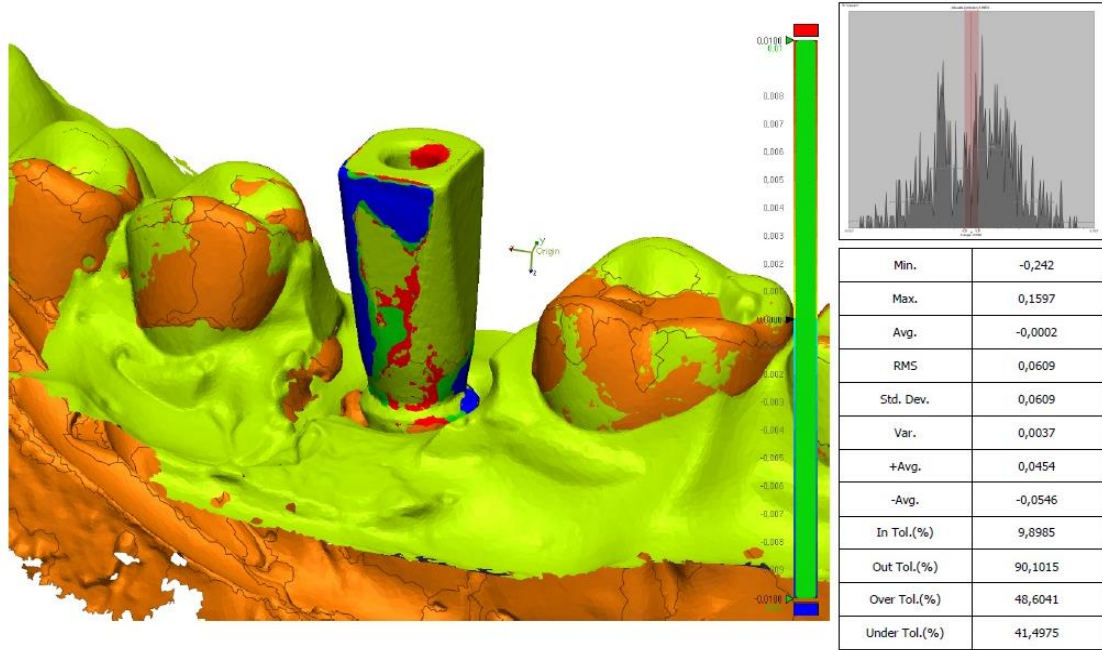
Şekil 3. 19. Üç boyutlu karşılaştırma sonrası dio dijital modelleri

Yalnızca dijital ölçü postu seçili şekilde yapılan dio üç boyutlu karşılaştırma modeli yukarıdaki örnekteki gibidir. Bu modele benzer şekilde 50 adet konvansiyonel dio ve 50 adet dijital dio modeli elde edilmiştir.



Şekil 3. 20. Hizalama sonrası mode dijital modelleri

En iyi pozisyonda hizalanan mode dijital modelleri yukarıdaki örnekteki gibidir. Bu modele benzer şekilde 50 adet konvansiyonel mode ve 50 adet dijital mode modeli elde edilmiştir.



Şekil 3. 21. Üç boyutlu karşılaştırma sonrası mode dijital modelleri

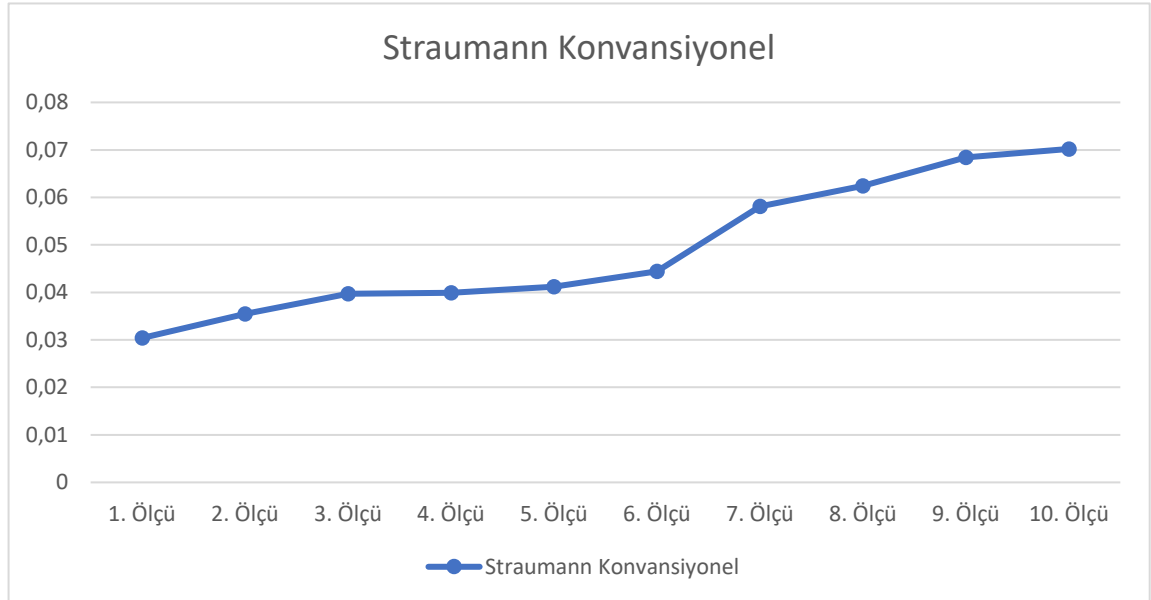
Yalnızca dijital ölçü postu seçili şekilde yapılan mode üç boyutlu karşılaştırma modeli yukarıdaki örnekteki gibidir. Bu modele benzer şekilde 50 adet konvansiyonel mode ve 50 adet dijital mode modeli elde edilmiştir.

4. BULGULAR

Yapılan ölçümler sonucunda aşağıdaki sonuçlar bulunmuş ve tablo haline getirilmiştir.

Çizelge 4. 1. Konvansiyonel straumann grubu ölçüm sonuçları

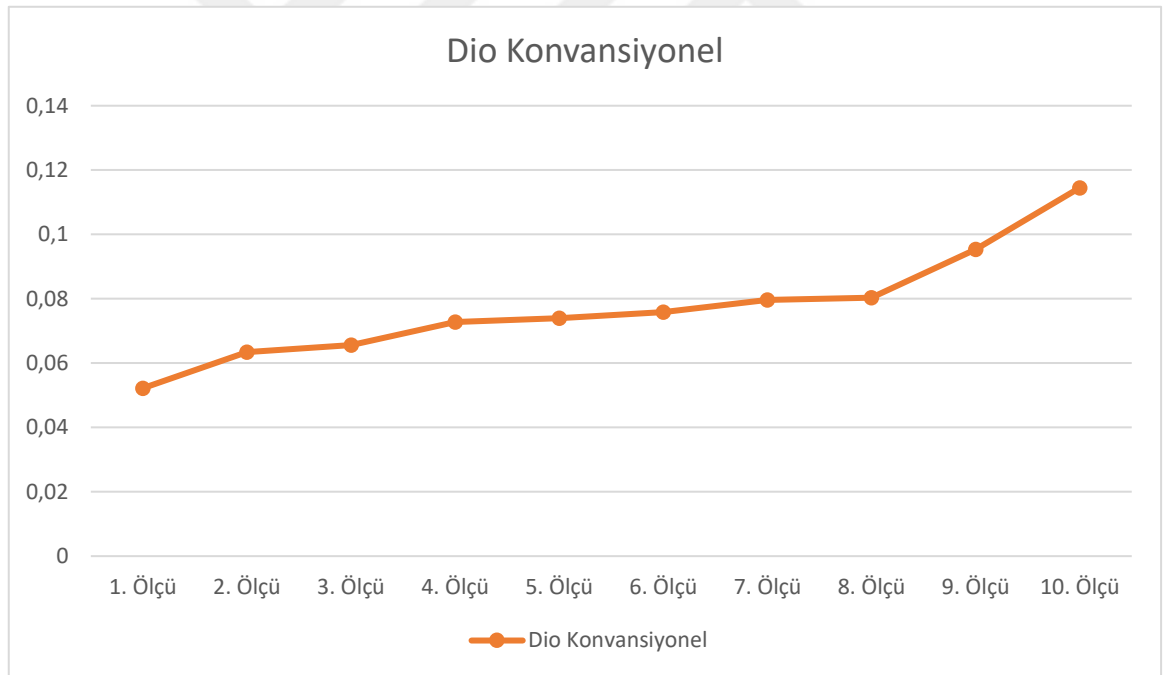
		KONVANSİYONEL STRAUMANN RMS DEĞERLERİ					Ortalama
		S1	S2	S3	S4	S5	
ÖLÇÜ SAYISI	1	0,0291	0,0301	0,0304	0,0307	0,0317	~0,0304
	2	0,0345	0,0351	0,0356	0,0358	0,0365	~0,0355
	3	0,0377	0,0388	0,0397	0,0406	0,0417	~0,0397
	4	0,0389	0,0393	0,0397	0,0407	0,0409	~0,0399
	5	0,0405	0,0409	0,0411	0,0416	0,0419	~0,0412
	6	0,0427	0,0436	0,0440	0,0456	0,0461	~0,0444
	7	0,0570	0,0575	0,0579	0,0589	0,0594	~0,0581
	8	0,0604	0,0620	0,0623	0,0629	0,0644	~0,0624
	9	0,0676	0,0678	0,0683	0,0691	0,0692	~0,0684
	10	0,0692	0,0697	0,0701	0,0708	0,0712	~0,0702



Şekil 4. 1. Konvansiyonel straumann sonuçlarının grafik haline getirilmesi

Çizelge 4. 2. Konvansiyonel dio grubu ölçüm sonuçları

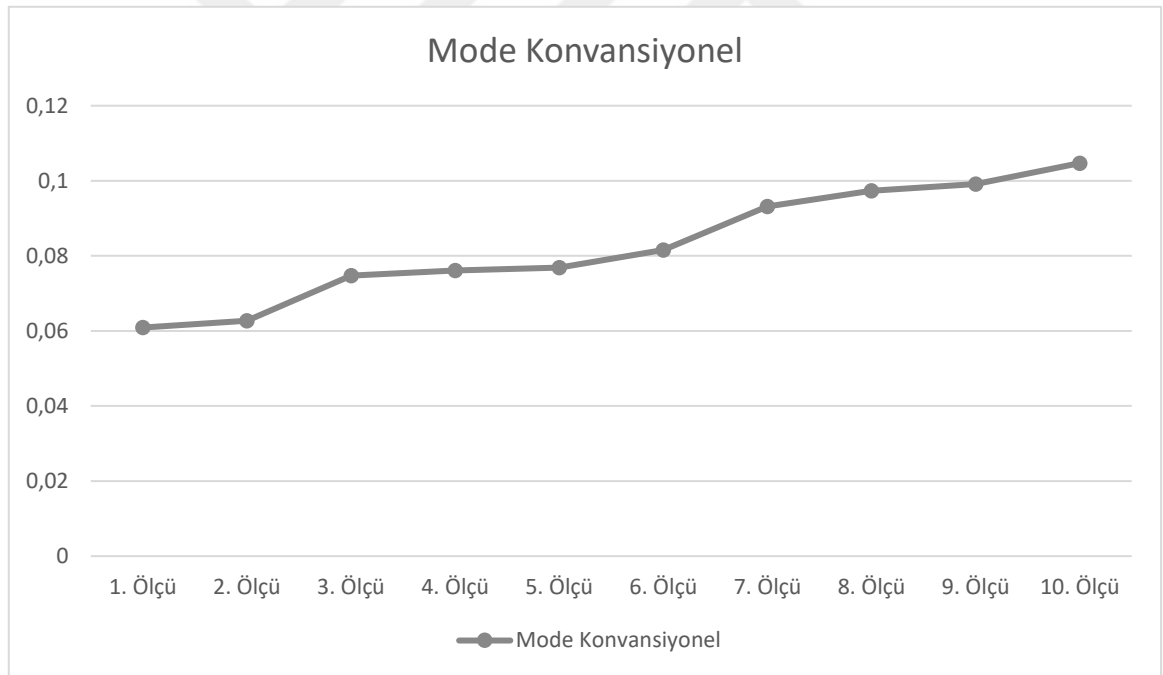
		KONVANSİYONEL DİO RMS DEĞERLERİ					Ortalama
		D1	D2	D3	D4	D5	
ÖLÇÜ SAYISI	1	0,0501	0,0514	0,0525	0,0527	0,0543	~0,0522
	2	0,0613	0,0621	0,0638	0,0643	0,0655	~0,0634
	3	0,0636	0,0654	0,0655	0,0659	0,0676	~0,0656
	4	0,0697	0,0720	0,0724	0,0740	0,0759	~0,0728
	5	0,0727	0,0732	0,0741	0,0747	0,0753	~0,0740
	6	0,0723	0,0750	0,0756	0,0771	0,0795	~0,0759
	7	0,0756	0,0779	0,0796	0,0813	0,0836	~0,0796
	8	0,0793	0,0798	0,0803	0,0808	0,0813	~0,0803
	9	0,0934	0,0946	0,0953	0,0963	0,0974	~0,0954
	10	0,1102	0,1130	0,1146	0,1159	0,1188	~0,1145



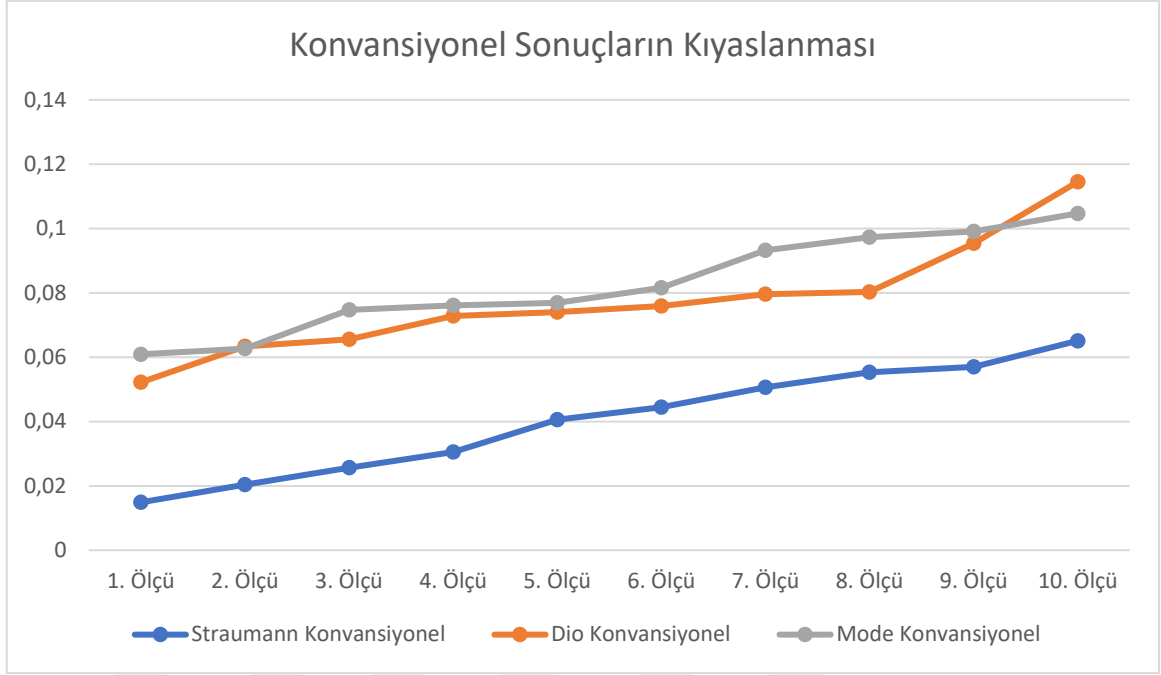
Şekil 4. 2. Konvansiyonel dio sonuçlarının grafik haline getirilmesi

Çizelge 4. 3. Konvansiyonel mode grubu ölçüm sonuçları

		KONVANSİYONEL MODE RMS DEĞERLERİ					Ortalama
		M1	M2	M3	M4	M5	
ÖLÇÜ SAYISI	1	0,0598	0,0601	0,0610	0,0616	0,0620	~0,0609
	2	0,0617	0,0622	0,0625	0,0634	0,0637	~0,0627
	3	0,0726	0,0734	0,0747	0,0760	0,0768	~0,0747
	4	0,0738	0,0753	0,0759	0,0771	0,0784	~0,0761
	5	0,0748	0,0761	0,0772	0,0774	0,0790	~0,0769
	6	0,0801	0,0806	0,0819	0,0823	0,0831	~0,0816
	7	0,0901	0,0921	0,0934	0,0945	0,0963	~0,0932
	8	0,0951	0,0966	0,0971	0,0982	0,0995	~0,0973
	9	0,0973	0,0981	0,0987	0,1005	0,1009	~0,0991
	10	0,1021	0,1042	0,1045	0,1054	0,1073	~0,1047



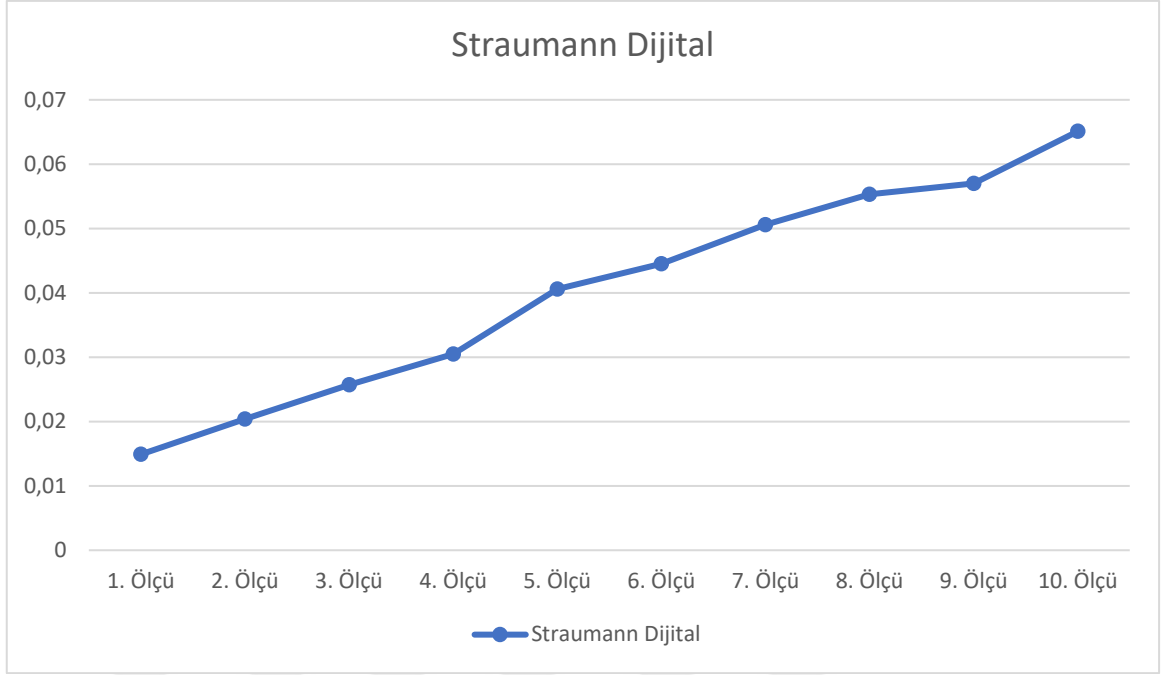
Şekil 4. 3. Konvansiyonel mode sonuçlarının grafik haline getirilmesi



Şekil 4. 4. Üç firmaya ait konvansiyonel sonuçlarının tek grafik haline getirilmesi

Çizelge 4. 4. Dijital straumann grubu ölçüm sonuçları

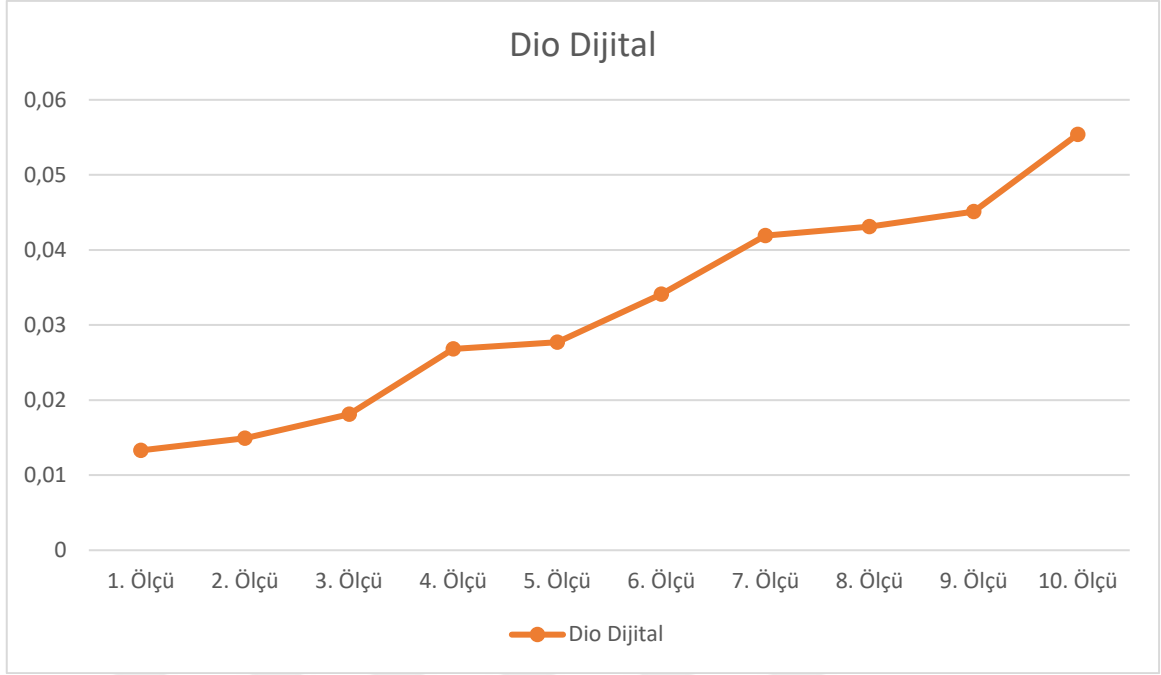
		DİJİTAL STRAUMANN RMS DEĞERLERİ					Ortalama
		DS1	DS2	DS3	DS4	DS5	
ÖLÇÜ SAYISI	1	0,0112	0,0125	0,0127	0,0179	0,0203	~0,0149
	2	0,0143	0,0185	0,0192	0,0241	0,0260	~0,0204
	3	0,0212	0,0247	0,0253	0,0277	0,0299	~0,0257
	4	0,0255	0,0279	0,0290	0,0342	0,0363	~0,0305
	5	0,0340	0,0378	0,0398	0,0437	0,0481	~0,0406
	6	0,0422	0,0431	0,0443	0,0453	0,0479	~0,0445
	7	0,0463	0,0488	0,0497	0,0522	0,0562	~0,0506
	8	0,0511	0,0528	0,0539	0,0579	0,0610	~0,0553
	9	0,0532	0,0541	0,0562	0,0588	0,0629	~0,0570
	10	0,0613	0,0632	0,0649	0,0676	0,0689	~0,0651



Şekil 4. 5. Dijital straumann sonuçlarının grafik haline getirilmesi

Çizelge 4. 5. Dijital dio grubu ölçüm sonuçları

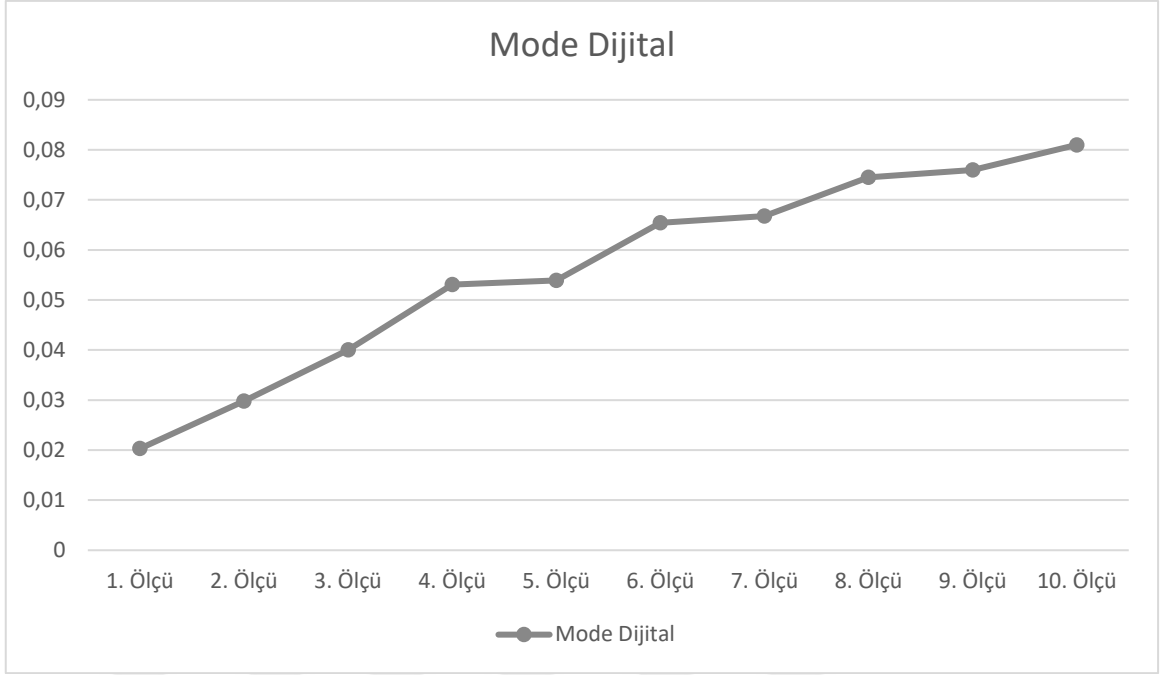
		DİJİTAL DİO RMS DEĞERLERİ					Ortalama
		DD1	DD2	DD3	DD4	DD5	
ÖLÇÜ SAYISI	1	0,0122	0,0129	0,0134	0,0141	0,0143	~0,0133
	2	0,0131	0,0136	0,0143	0,0159	0,0177	~0,0149
	3	0,0144	0,0147	0,0188	0,0192	0,0234	~0,0181
	4	0,0229	0,0249	0,0273	0,0289	0,0301	~0,0268
	5	0,0231	0,0266	0,0281	0,0299	0,0310	~0,0277
	6	0,0304	0,0323	0,0340	0,0362	0,0379	~0,0341
	7	0,0381	0,0398	0,0417	0,0430	0,0469	~0,0419
	8	0,0369	0,0401	0,0429	0,0478	0,0481	~0,0431
	9	0,0411	0,0420	0,0453	0,0471	0,0502	~0,0451
	10	0,0505	0,0534	0,0571	0,0573	0,0587	~0,0554



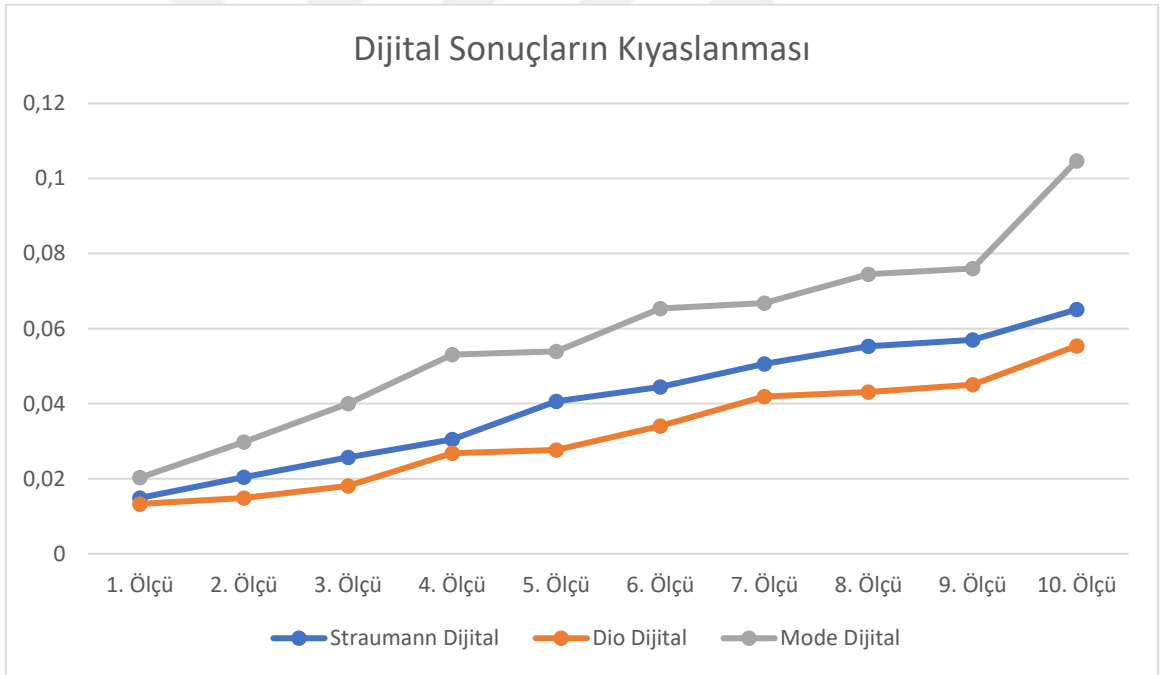
Şekil 4. 6. Dijital dio sonuçlarının grafik haline getirilmesi

Çizelge 4. 6. Dijital mode grubu ölçüm sonuçları

		DİJİTAL MODE RMS DEĞERLERİ					Ortalama
		DM1	DM2	DM3	DM4	DM5	
ÖLÇÜ SAYISI	1	0,0178	0,0192	0,0198	0,0217	0,0231	~0,0203
	2	0,0243	0,0270	0,0298	0,0335	0,0348	~0,0298
	3	0,0351	0,0368	0,039	0,0438	0,0457	~0,0400
	4	0,0476	0,0489	0,0529	0,0561	0,0603	~0,0531
	5	0,0480	0,0513	0,0547	0,0568	0,0587	~0,0539
	6	0,0606	0,0617	0,0652	0,0676	0,0719	~0,0654
	7	0,0612	0,0644	0,0672	0,0693	0,0723	~0,0668
	8	0,0689	0,0722	0,0738	0,0775	0,0803	~0,0745
	9	0,0712	0,0733	0,0767	0,0781	0,0810	~0,0760
	10	0,0768	0,0791	0,0809	0,0831	0,0852	~0,0810



Şekil 4. 7. Dijital mode sonuçlarının grafik haline getirilmesi



Şekil 4. 8. Üç firmaya ait dijital sonuçlarının tek grafik haline getirilmesi

Çizelge 4. 7. Marka, grup ve ölçümlere göre RMS değerlerinin karşılaştırılması

	Sd	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F	p	KEK
Marka	2	0,031	0,015	1777,820	<0,001	0,937
Grup	1	0,054	0,054	6225,460	<0,001	0,963
Ölçüm	9	0,070	0,008	894,850	<0,001	0,971
Marka*Grup	2	0,017	0,008	977,180	<0,001	0,891
Marka* Ölçüm	18	0,002	0,000	12,110	<0,001	0,476
Grup* Ölçüm	9	0,001	0,000	17,950	<0,001	0,402
Marka*Grup* Ölçüm	18	0,002	0,000	9,730	<0,001	0,422

Sd: Serbestlik derecesi, F: Varyans analizi test istatistiği, $R^2=98,83$, düzeltilmiş $R^2=98,55$, KEK: Kısmi Eta Kare

Markalara göre ortalama RMS değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). Mode markasının ortalaması 0,0694, Dio markasının ortalaması 0,0547 ve Straumann markasının ortalaması 0,0448 olarak elde edilmiştir. Her bir markanın ortalama değeri birbirlerine göre farklılık göstermektedir. Gruplara göre ortalama RMS değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). Konvansiyonel grubunun RMS ortalaması 0,0697 iken dijital grubunun ortalaması 0,0429 olarak elde edilmiştir. Ölçüme göre ortalama RMS değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). Artan ölçümlerle RMS değerinin arttığı görülmüştür.

Yapılan ölçümlere göre 10. ölçümün RMS ortalaması 0,0818, 9. ölçümün ortalaması 0,0735, 8. ölçümün ortalaması 0,0688, 7. ölçümün ortalaması 0,0651, 6. ölçümün ortalaması 0,0577, 5. ölçümün ortalaması 0,0524, 4. ölçümün ortalaması 0,0499, 3. ölçümün ortalaması 0,044, 2. ölçümün ortalaması 0,0378, 1. ölçümün ortalaması 0,032 olarak elde edilmiştir. Her bir ölçüm değeri birbirine göre farklılık göstermektedir. Marka ve grup etkileşimine göre ortalama RMS değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). Straumann konvansiyonel etkileşiminin ortalaması 0,049, Dio konvansiyonel etkileşiminin ortalaması 0,0774, Mode konvansiyonel etkileşiminin RMS ortalaması 0,0827, Straumann dijital etkileşiminin ortalaması 0,0405, Dio dijital etkileşiminin ortalaması 0,0321, Mode dijital etkileşiminin ortalaması 0,0561 olarak elde edilmiştir. Her bir etkileşim grubu birbirine göre farklılık göstermektedir. Marka ve zaman etkileşimine göre ortalama RMS değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). En yüksek ortalama değer Mode 10. ölçüm etkileşiminde 0,0929 olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer Straumann 1. ölçüm. etkileşiminde 0,0227 olarak elde edilmiştir. Etkileşim gruplarına ait detaylı çoklu karşılaştırma sonuçları çizelgede verilmiştir. Grup ve

zaman etkileşimine göre ortalama RMS değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). En yüksek ortalama değer konvansiyonel 10. ölçüm etkileşiminde 0,0965 olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer dijital 1. ölçüm etkileşiminde 0,0162 olarak elde edilmiştir. Etkileşim gruplarına ait detaylı çoklu karşılaştırma sonuçları çizelgede verilmiştir. Marka, grup ve zaman etkileşimine göre ortalama RMS değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). En yüksek ortalama değer Dio konvansiyonel 10. ölçüm etkileşiminde 0,1145 olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer Dio dijital 1. ölçüm etkileşiminde 0,0134 olarak elde edilmiştir. Etkileşim gruplarına ait detaylı çoklu karşılaştırma sonuçları aşağıdaki çizelgede verilmiştir.

Çizelge 4. 8. Marka, grup ve ölçümlere göre RMS değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Grup	Ölçüm	Marka			Toplam
		Straumann	Dio	Mode	
K O N V E N S İ Y O N	1	0,0304±0,0009VWX	0,0522±0,0016PQ	0,0609±0,0009KLMNO	0,0478±0,0133J
	2	0,0355±0,0008TUV	0,0634±0,0017JKLM	0,0627±0,0008JKLMN	0,0539±0,0135HI
	3	0,0399±0,0009TU	0,0656±0,0014IJKL	0,0747±0,0017DEFG	0,0601±0,0153FG
	4	0,0397±0,0016TU	0,0728±0,0023EFGHI	0,0761±0,0018DEF	0,0629±0,0171EF
	5	0,0412±0,0006TU	0,0740±0,0011DEFGH	0,0769±0,0016DEF	0,0640±0,0168DE
	6	0,0444±0,0014R	0,0759±0,0027DEFG	0,0816±0,0012D	0,0673±0,0170D
	7	0,0581±0,0010LMNOP	0,0796±0,0031DE	0,0933±0,0024C	0,0770±0,0151C
	8	0,0624±0,0015KLMN	0,0803±0,0008DE	0,0973±0,0017BC	0,0800±0,0148C
	9	0,0684±0,0007GHIJK	0,0954±0,0015C	0,0991±0,0015BC	0,0876±0,0142B
	10	0,0702±0,0008FGHIJ	0,1145±0,0032A	0,1047±0,0019B	0,0965±0,0198A
D İ J İ T A L	Toplam	0,0490±0,0138A	0,0774±0,0168B	0,0827±0,0147C	0,0697±0,0211
	1	0,0149±0,0040(AA)	0,0134±0,0009(AA)	0,0203±0,0021YZ(AA)	0,0162±0,0039O
	2	0,0204±0,0047YZ(AA)	0,0149±0,0019(AA)	0,0299±0,0044VWX	0,0217±0,0073N
	3	0,0258±0,0033XYZ	0,0181±0,0037Z(AA)	0,0401±0,0045TU	0,0280±0,0101M
	4	0,0306±0,0045VWX	0,0268±0,0029WXY	0,0532±0,0052P	0,0369±0,0127L
	5	0,0407±0,0054TU	0,0277±0,0031WXY	0,0539±0,0043OP	0,0408±0,0118K
	6	0,0446±0,0022QR	0,0342±0,0030UVW	0,0654±0,0046IJKL	0,0480±0,0138J
	7	0,0506±0,0038PQR	0,0419±0,0034T	0,0669±0,0043HIJK	0,0531±0,0113I
	8	0,0553±0,0040NOP	0,0432±0,0049RT	0,0745±0,0045DEFGH	0,0577±0,0140GH
	9	0,0570±0,0039MNOP	0,0451±0,0037QR	0,0761±0,0039DEFG	0,0594±0,0137FG
T O P L A M	10	0,0652±0,0031IJKL	0,0554±0,0034NOP	0,0810±0,0033D	0,0672±0,0113D
	Toplam	0,0405±0,0167D	0,0321±0,0140E	0,0561±0,0201F	0,0429±0,0197
	1	0,0227±0,0086T	0,0328±0,0205RS	0,0406±0,0214OP	0,0320±0,0188a
	2	0,0280±0,0086S	0,0392±0,0256PQ	0,0463±0,0176MN	0,0378±0,0195b
	3	0,0328±0,0078RS	0,0419±0,0252NOP	0,0574±0,0185IJ	0,0440±0,0207c
	4	0,0351±0,0058QR	0,0498±0,0244LM	0,0646±0,0126FG	0,0499±0,0198d
	5	0,0409±0,0036OP	0,0509±0,0245KLM	0,0654±0,0125EFG	0,0524±0,0185e
	6	0,0445±0,0017NO	0,0550±0,0222JK	0,0735±0,0091D	0,0577±0,0181f
	7	0,0544±0,0047JKL	0,0608±0,0201GHI	0,0801±0,0143C	0,0651±0,0179g
	8	0,0589±0,0047HIJ	0,0617±0,0198GHI	0,0859±0,0124B	0,0688±0,0181h
M	9	0,0627±0,0066FGH	0,0703±0,0266DE	0,0876±0,0125B	0,0735±0,0198i
	10	0,0677±0,0034EF	0,0850±0,0313BC	0,0929±0,0127A	0,0818±0,0217j
	Toplam	0,0448±0,0158a	0,0547±0,0275b	0,0694±0,0220c	0,0563±0,0244

a-j: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur, A-(AA): Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur

Çizelge 4. 9. Marka, grup ve ölçümlere göre 1.ölçümden sapma değerlerinin karşılaştırılması

	Sd	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F	p	KEK
Marka	2	0,030	0,015	1611,070	<0,001	0,937
Grup	1	0,047	0,047	5087,620	<0,001	0,959
Ölçüm	8	0,050	0,006	683,380	<0,001	0,962
Marka*Grup	2	0,017	0,008	903,050	<0,001	0,893
Marka* Ölçüm	16	0,002	0,000	10,540	<0,001	0,438
Grup* Ölçüm	8	0,001	0,000	16,440	<0,001	0,378
Marka*Grup* Ölçüm	16	0,001	0,000	6,250	<0,001	0,317

Sd: Serbestlik derecesi, F: Varyans analizi test istatistiği, $R^2=98,67\%$, düzeltilmiş $R^2=98,34\%$

Markalara göre ortalama sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). Mode markasının ortalaması 0,0435, Dio markasının ortalaması 0,0281 ve Straumann markasının ortalaması 0,0181 olarak elde edilmiştir. Her bir markanın ortalama değeri birbirlerine göre farklılık göstermektedir. Gruplara göre ortalama sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). konvansiyonel grubunun sapma ortalaması 0,043 iken dijital grubunun ortalaması 0,0168 olarak elde edilmiştir. Ölçüme göre ortalama sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). 10. ölçümün RMS ortalaması 0,0527, 9. ölçümün ortalaması 0,0444, 8. ölçümün ortalaması 0,0397, 7. ölçümün ortalaması 0,036, 6. ölçümün ortalaması 0,0286, 5. ölçümün ortalaması 0,0233, 4. ölçümün ortalaması 0,0208, 3. ölçümün ortalaması 0,0149, 2. ölçümün ortalaması 0,0087 olarak elde edilmiştir. Her bir ölçüm değeri birbirine göre farklılık göstermektedir. Marka ve grup etkileşimine göre ortalama sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). Mode konvansiyonel etkileşiminin RMS ortalaması 0,0561, Dio konvansiyonel etkileşiminin ortalaması 0,0511, Mode dijital etkileşiminin ortalaması 0,031, Straumann konvansiyonel etkileşiminin ortalaması 0,022, Straumann dijital etkileşiminin ortalaması 0,0143, Dio dijital. etkileşiminin ortalaması 0,005 olarak elde edilmiştir. Her bir etkileşim grubu birbirine göre farklılık göstermektedir. Marka ve zaman etkileşimine göre ortalama sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). En yüksek ortalama değer Mode 10. ölçüm etkileşiminde 0,0638 olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer Straumann 2. ölçüm etkileşiminde -0,0011 olarak elde edilmiştir. Etkileşim gruplarına ait detaylı çoklu karşılaştırma sonuçları çizelgede verilmiştir. Grup ve zaman etkileşimine göre ortalama sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). En yüksek ortalama değer konvansiyonel 10. ölçüm etkileşiminde 0,0674 olarak

elde edilmişken en düşük ortalama değer dijital 2. ölçüm etkileşiminde -0,0074 olarak elde edilmiştir. Etkileşim gruplarına ait detaylı çoklu karşılaştırma sonuçları çizelgede verilmiştir. Marka, grup ve zaman etkileşimine göre ortalama sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir ($p<0,001$). En yüksek ortalama değer Dio konvansiyonel 10. ölçüm etkileşiminde 0,0854 olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer Dio dijital 2. Ölçüm etkileşiminde -0,0142 olarak elde edilmiştir. Etkileşim gruplarına ait detaylı çoklu karşılaştırma sonuçları çizelgede verilmiştir.

Çizelge 4. 10. Marka, grup ve ölçümlere göre 1.ölümünden sapma değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Grup	Ölçüm	Marka			Toplam
		Straumann	Dio	Mode	
K O N V A N S İ Y O N E L	2	0,0064±0,0008VWX	0,0343±0,0017JKL	0,0336±0,0008JKLM	0,0248±0,0135HI
	3	0,0108±0,0009UVW	0,0365±0,0014IJK	0,0456±0,0017DEFGH	0,0310±0,0153FG
	4	0,0106±0,0016STU	0,0437±0,0023EFGHI	0,0470±0,0018DEFG	0,0338±0,0171EF
	5	0,0121±0,0006PQR	0,0449±0,0011DEFGH	0,0478±0,0016DEF	0,0349±0,0168DE
	6	0,0153±0,0014OP	0,0468±0,0027DEFG	0,0525±0,0012D	0,0382±0,0170D
	7	0,0290±0,0010NO	0,0505±0,0031DE	0,0642±0,0024C	0,0479±0,0151C
	8	0,0333±0,0015MN	0,0512±0,0008DE	0,0682±0,0017BC	0,0509±0,0148C
	9	0,0393±0,0007LMN	0,0663±0,0015C	0,0700±0,0015BC	0,0585±0,0142B
	10	0,0411±0,0008IJK	0,0854±0,0032A	0,0756±0,0019B	0,0674±0,0198A
	Toplam	0,0220±0,0130A	0,0511±0,0153B	0,0561±0,0134C	0,0430±0,0205
D İ J İ T A L	2	-0,0087±0,0047QRS	-0,0142±0,0019X	0,0008±0,0044STU	-0,0074±0,0073N
	3	-0,0033±0,0033PQR	-0,0110±0,0037WX	0,0110±0,0045PQR	-0,0011±0,0101M
	4	0,0015±0,0045PQR	-0,0023±0,0029TUV	0,0241±0,0052N	0,0078±0,0127L
	5	0,0116±0,0054PQR	-0,0014±0,0031STUV	0,0248±0,0043N	0,0117±0,0118K
	6	0,0155±0,0022OP	0,0051±0,0030RST	0,0363±0,0046IJK	0,0189±0,0138J
	7	0,0215±0,0038KLMN	0,0128±0,0034PQR	0,0378±0,0043HIJ	0,0240±0,0113I
	8	0,0262±0,0040JKLM	0,0141±0,0049OPQ	0,0454±0,0045DEFGH	0,0286±0,0140GH
	9	0,0279±0,0039GHIJ	0,0160±0,0037OP	0,0470±0,0039DEFG	0,0303±0,0137FG
	10	0,0361±0,0031FGHIJ	0,0263±0,0034MN	0,0519±0,0033D	0,0381±0,0113D
	Toplam	0,0143±0,0150D	0,0050±0,0131E	0,0310±0,0169F	0,0168±0,0185
T O P L A M	2	-0,0011±0,0086S	0,0101±0,0256PQ	0,0172±0,0176MN	0,0087±0,0195a
	3	0,0037±0,0078RS	0,0128±0,0252NOP	0,0283±0,0185IJ	0,0149±0,0207b
	4	0,0060±0,0058QR	0,0207±0,0244LM	0,0355±0,0126FG	0,0208±0,0198c
	5	0,0118±0,0036OP	0,0218±0,0245KLM	0,0363±0,0125EFG	0,0233±0,0185d
	6	0,0154±0,0017NO	0,0259±0,0222JK	0,0444±0,0091D	0,0286±0,0181e
	7	0,0253±0,0047JKL	0,0317±0,0201GHI	0,0510±0,0143C	0,0360±0,0179f
	8	0,0298±0,0047HIJ	0,0326±0,0198GHI	0,0568±0,0124B	0,0397±0,0181g
	9	0,0336±0,0066FGH	0,0412±0,0266DE	0,0585±0,0125B	0,0444±0,0198h
	10	0,0386±0,0034EF	0,0559±0,0313BC	0,0638±0,0127A	0,0527±0,0217i
	Toplam	0,0181±0,0145a	0,0281±0,0271b	0,0435±0,0197c	0,0299±0,0235

a-i: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur, A-X: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

Veriler Minitab V19 ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Marka, grup ve ölçümlere göre RMS değerlerinin ve sapma değerlerinin karşılaştırılmasında Genelleştirilmiş Lineer modeller yöntemi kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD testi ile incelendi. Analiz sonuçları ortalama±standart sapma şeklinde sunuldu. Önem düzeyi $p<0,05$ olarak alındı.



5. TARTIŞMA

Çalışmamızda üç farklı firmaya ait ölçü postlarının yaşlandırmaya maruz bırakıldıktan ve tekrarlanan kullanımdan sonra dahi ölçü doğrulukları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığına dair kurulan sıfır hipotezi hem konvansiyonel tekniklerle kullanılan indirekt ölçü postları için hem de dijital tekniklerle kullanılan dijital ölçü postları için reddedilmiştir.

Çalışmamızda implantlar model çenelere standardizasyonu artırmak amacıyla tek operatör tarafından ve stoperleri sabitlenmiş paralelometre yardımıyla yerleştirilmiştir. Bu şekilde farklı implant seviyeleri ve pozisyonlarından kaynaklanabilecek ölçüm hataları elimine edilmeye çalışılmıştır. İmplantlar yerleştirildikten sonra indirekt ölçü postlarıyla alınan ölçüler tek operatör tarafından gerçekleştirilmiş olup, kullanılan monofaz A tipi silikon ve otomatik A tipi silikon karıştırıcı yardımıyla ölçü karışması esnasında yaşanabilecek farklılıklar elimine edilmiştir. Ölçü alındıktan sonra ölçü postu analog bileşkesinin ölçü içerisine yerleştirilmesi her firma için tek bir operatör tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu sayede operatöre bağlı hatalar minimize edilmiştir. Ölçü alındıktan sonra tüm modeller deneyimli bir teknisyen tarafından üretici firmanın talimatları doğrultusunda tip 4 alçı ile dökülmüştür. Bu şekilde model dökümü esnasında yaşanabilecek farklı uygulamalar minimize edilmeye çalışılmıştır. Sterilizasyon işlemi için tüm indirekt postlara aynı süre ve değerler uygulanmış, her post aynı şartlara tabi tutulmuştur. Tüm modeller aynı operatör tarafından aynı tarama tekniğiyle taranmış ve dijital modeller elde edilmiştir. Dijital modellerin karşılaştırılması deneyimli bir 3 boyutlu tasarım uzmanı tarafından gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak tüm gruplar için ölçüm işlemi standardize edilmiştir.

Çalışmamızda genellikle plastik kep ile birlikte kullanılan straumann ölçü postları kepsiz şekilde kullanılmıştır. Bu durumun herhangi bir metodoloji hatasına sebep verip vermeyeceği araştırılmış olup, literatür araştırması sonucunda Shim ve ark. yaptıkları çalışmaya ulaşılmıştır. Bu çalışmada farklı implant açılarında direkt ölçü postu, indirekt ölçü postu ve plastik kepli şekilde indirekt ölçü postu kullanımının ölçü hassasiyetine etkisini araştırılmıştır. İndirekt ölçü postunun kepli ve kepsiz şekilde kullanılması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.⁸⁰ Buna göre indirekt ölçü postlarının kepsiz kullanılmasında herhangi bir sakınca yoktur.

Çalışmamızın dijital ayağında ise tüm dijital ölçü postları her seferinde aynı yöne gelecek şekilde referans modele yerleştirilmiştir. Modeller tek bir operatör tarafından aynı tarama tekniğiyle taranmış ve dijital modeller elde edilmiştir. Ölçü işlemleri sonrası dijital ölçü postları üretici firmaların talimatları doğrultusunda sterilize edilmiştir. Bu şekilde tüm firmaların dijital modelleri için işlemler standardize edilmiştir.

Yapılan ölçümler sonucunda indirekt ve dijital ölçü postlarının tekrarlanan kullanımlarıyla birlikte elde edilen RMS değerlerinin arttığı gözlemlendi ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,001$). İstatistiksel analiz sonucunda konvansiyonel straumann 1. ölçümdeki 0,0304 değerinin 10. ölçümde 0,0702'ye, konvansiyonel dio 1. ölçümdeki 0,0522 değerinin 10. ölçümde 0,1145'e, konvansiyonel mode 1. ölçümdeki 0,0609 değerinin 0,1047'ye yükseldiği görülmüştür. *Buna göre 3 firma için de tekrarlayan ölçüler sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Ayrıca firmalar arasında yapılan istatistiksel analiz sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$).* Buna göre 10. ölçüm sonucunda konvansiyonel straumann grubunda 0,0411, konvansiyonel mode grubunda 0,0756, konvansiyonel dio grubunda 0,0854 sapma tespit edilmiştir. Konvansiyonel grubu firma ve ölçüm etkileşimi sonucuna göre en iyi sonucu veren firmanın straumann sonrasında mode ve en son olarak dio olduğu görülmüştür.

İstatistiksel analiz sonucunda dijital straumann 1.ölçümdeki 0,0149 değerinin 10. ölçümde 0,0652'ye, dijital dio 1. ölçümdeki 0,0134 değerinin 10. ölçümde 0,0554'e, dijital mode 1. ölçümdeki 0,0203 değerinin 10. ölçümde 0,0810'a yükseldiği görülmüştür. *Buna göre 3 firma için de tekrarlayan ölçüler sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Ayrıca firmalar arasında yapılan istatistiksel analiz sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$).* Buna göre 10. ölçüm sonucunda dijital dio grubunda 0,0263, dijital straumann grubunda 0,0361, dijital mode grubunda 0,0519 sapma tespit edilmiştir. Dijital grubu firma ve ölçüm etkileşimi sonucuna göre en iyi sonucu veren firmanın dio sonrasında straumann ve son olarak mode olduğu görülmüştür.

Konvansiyonel grubu sonuçlarına firmaların ölçü postu materyali, ölçü parçalarının üretim hassasiyetleri, ölçü postlarının andırkat miktarı, uzunluğu, kesit şekli, çalışmada kullanılan ölçü materyali etki etmiş olabilir. Dijital grubu sonuçlarına firmaların dijital ölçü postu materyali, monolitik veya titanyum kaideli şekilde üretilmiş olması, ölçü parçalarının üretim hassasiyetleri, ölçü postlarının uzunluğu ve formu etki etmiş olabilir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre indirekt straumann ölçü postunun dio ve mode ölçü postlarına göre daha kısa olmasına rağmen daha doğru sonuç vermesinin nedeni daha derin andırkat alanlara sahip olması olabilir. Rashidan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada eski ve yeni tasarım olmak üzere iki farklı geometrideki indirekt ölçü postlarının transfer doğruluğu karşılaştırılmıştır. Yeni tasarımdaki andırkat alanların çoğaltılması ve indirekt ölçü postu uzunluğunun artırılmasının ölçü doğruluğu üzerine istatistiksel olarak anlamlı fark yarattığı bulunmuştur.⁸¹

Okamoto ve arkadaşları yaptıkları çalışmada uzun, kısa ve plastik ölçü postları kullanmanın ölçü doğruluğuna etkisini araştırmıştır. Metal ölçü postu, plastik kaplı ölçü postuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde doğru ölçüler elde edilmesini sağlamıştır. Ayrıca metal ölçü postları arasında, uzun ölçü postu kısa ölçü postuna göre daha üstün olduğu bulunmuştur.⁸² Jo ve arkadaşları yaptıkları başka bir çalışmada ise ölçü postu tipi ve implant açısının ölçü doğruluğuna etkisini araştırmıştır. Farklı uzunluktaki ölçü postlarının kullanıldığı çalışmada, 11mm ve üzerindeki postlar kullanılması durumunda post uzunluğunun ölçü doğruluğuna istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı bulunmuştur.⁸³ Buna göre çalışmamızda kullandığımız postların 11mm'den uzun olması sebebiyle elde ettiğimiz farklı sonuçların post uzunluğu kaynaklı olmadığını ve başka tasarımsal değişiklikler sebebiyle oluştuğunu düşünebiliriz.

Çalışmamızda dikkate alınması gereken bir başka nokta da indirekt ölçü postlarının farklı tasarımlara sahip olmasıdır. Roig ve arkadaşları yaptıkları çalışmada eski düz yüzeyle ölçü postları ile yeni tasarladıkları andırkat alanları artırılmış ölçü postlarını ölçü doğruluğu çerçevesinde karşılaştırmıştır. Yeni andırkat alanları artırılmış ölçü postların eski postlara, uzun ölçü postlarının kısa ölçü postlarına üstün olduğu bulunmuştur.⁸⁴ Benzer şekilde Sabouhi ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ölçü postlarının retantif andırkat alanlarının ölçü doğruluğuna etkisini araştırmıştır. Direkt ve indirekt ölçü teknikleri uygulanan deneyler sonucunda, daha tutucu andırkat alanlara sahip ölçü postlarında ölçü doğruluğunun daha yüksek olduğu bulunmuştur.⁸⁵ Bir başka literatüre göre Farhangnia ve arkadaşları yaptıkları çalışmada farklı ölçü postu tasarımlarının, subgingival derinliğin ve ölçü materyali tipinin, tork miktarına etkisini araştırmıştır. Bu çalışmaya göre köşeli andırkat alanların bulunması ve materyal olarak polieter tercih edilmesi tork miktarını yani post stabilitesini artırdığı bulunmuştur. Ayrıca köşeli andırkata sahip olmayan ölçü postlarının stabilitesinin polieter kullanılarak artırılabilceği gösterilmiştir.⁸⁶ Buna göre çalışmamızda elde ettiğimiz

sonuçlarda ölçü postu tasarımı ve andırkat alanların varlığı etkili olmuş olabilir. Straumann ölçü postu dikdörtgen kesiti, köşeli yapısı ve derin andırkatları sayesinde üçgen kesitli dio ölçü postu ve kare kesitli mode ölçü postuna üstün gelmesi muhtemeldir. Mode implant sisteminin straumann ve diodan farklı olarak hex yerine octagonal bağlantıya sahip olması da tasarım farklılıklarında araştırılması gereken bir konudur.

Çalışmamızda üretici firmaların talimatları doğrultusunda konvansiyonel grubuna 134 °C’de 10 dakika, dijital grubuna 134 °C’de 3 dakika sterilizasyon işlemi uygulanmıştır. İn vitro çalışma olması sebebiyle çapraz enfeksiyon riski bulunmamasına rağmen klinik senaryo taklit edilmeye çalışılmıştır. Bu konuda Sears ve ark. yaptıkları çalışmada iyileşme başlıkları ve implant ölçü postları üzerinde biriken debris ve bu artıkların çapraz enfeksiyona etkisini araştırmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre klinik olarak kullanılan tüm implant ölçü postları (analog ve dijital) ve kullanılan tüm laboratuvar analogları, biyolojik kontaminasyon ibareleri göstermiştir. Ayrıca kontaminantların implant ölçü postlarından laboratuvar analoguna transfer olduğu ve dolayısıyla çapraz enfeksiyon tehlikesi gözlemlenmiştir.⁸⁷ Buna göre klinik olarak kullanılan parçaların yalnızca dezenfeksiyonu yetersiz kalmakta olup bu parçalar için muhakkak sterilizasyon işlemi uygulanması ve yüzeydeki patojenlerin eliminasyonu gerekmektedir. Ancak Aldosari ve ark. yaptıkları çalışmada sterilizasyon işleminin implant ölçü postları ve analogları üzerinde ölçü doğruluğunu etkileyecek şekilde etkisi olup olmadığını araştırmıştır. Çalışma sonucuna göre 10 kere tekrarlanan 120 °C’de 30 dakika sterilizasyon işleminin, ölçü postlarının ve analogların ölçü doğruluğuna herhangi bir etkisi bulunmadığı bulunmuştur.⁸⁸ Ayrıca literatürde sterilizasyonun ölçü postlarının doğruluğuna etkisinin olmadığını gösteren benzer çalışmalar da vardır.⁸⁹ Çalışmamızda her ölçü sonrası yapılan ölçümlere göre anlamlı sapmalar tespit edilmiştir. Ancak literatüre göre 10. ölçüme kadar elde ettiğimiz RMS artışlarında ve sapma değerlerinin oluşmasında sterilizasyon işlemlerinin herhangi bir etkisi bulunmamaktadır.

Çalışmamızda paralel olarak yerleştirilmiş implantlar kullanılmıştır. Literatüre göre paralel implantlarda polieterin daha başarılı olduğu söylenmektedir. Buna göre çalışmamızda polivinil siloksan kullanmış olmamız sapma miktarını artırmış olabilir. Sorrentino ve ark. yaptıkları çalışmada implant açılarının, bağlantı uzunluğunun ve ölçü materyalinin ölçü doğruluğuna etkisini araştırmıştır. Çalışmada polieterin paralel yerleştirilmiş implantlarda polivinil siloksandan daha doğru sonuç verdiğini ve polivinil siloksanın, paralel olmayan implant varlığında polieterden daha doğru sonuç verdiği

bulunmuştur.⁹⁰ Çalışmamızda polieter ölçü materyali kullanmış olsaydık farklı sonuçlar elde edilebilirdi. Polieter ölçü materyaliyle yapılacak bir çalışmada sapma miktarları azalabileceği gibi daha sert ve rijit bir materyal olması sebebiyle ölçünün çıkarılması ve indirekt ölçü postunun tekrar yerleştirilmesi esnasında oluşacak sürtünme ve deformasyon sebebiyle sapma miktarının arttığı da gözlemlenebilirdi.

Ghahremanloo ve ark. yaptıkları çalışmada implant ölçülerinde PVS'ların farklı viskozitede kullanılmalarının ölçü doğruluğuna etkisini araştırmıştır. Çalışma sonucunda farklı viskozitedeki PVS kullanımının ölçü doğruluğu üzerine anlamlı bir etkisinin bulunmadığı bulunmuştur. Buna karşın monofaz ölçü materyali horizontal açılanmayı putty/light body kombinasyonuna göre daha doğru transfer etmiştir.⁹¹ Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla monofaz A tipi silikon tercih edilmiştir. Literatürde monofaz polivinil siloksani materyal olarak üstün bulan çalışmalar olduğu gibi teknik olarak dezavantajlı olduğunu düşünen çalışmalar da bulunmaktadır. Caputi ve ark. yaptıkları çalışmada farklı PVS ölçü materyalleri ve farklı ölçü tekniklerini kombine şekilde kullanmış ve elde edilen alçı modellerin doğruluğunu araştırmıştır. Monofaz tekniğin en düşük doğruluğa sahip olduğu bulunmuştur. Putty/Light body kullanılan tek aşamalı teknik monofaza göre daha doğru, iki aşamalı tekniğe göre daha hatalı bulunmuştur. Ayrıca tüm teknikler arasında iki aşamalı teknik en doğru sonucu vermiştir.⁹² Literatürde aynı sonuçları bulan benzer çalışmalar da bulunmaktadır.^{93, 94} Bu literatür araştırmalarına göre monofaz ölçü materyali en doğru tercih gibi görünse de materyalin iki fazlı olmaması ve iki aşamalı ölçü tekniğiyle uygulanamaması ölçü alımları esnasında sapmalara sebep olmuş olabilir.

Çalışmamızın in vitro olmasından dolayı rutin klinik senaryo tam anlamıyla canlandırılmamıştır. Ağız ortamının sıcak ve nemli olmasından kaynaklı benzer bir çalışmanın in vivo olarak yapılması esnasında sapma miktarı artabilir. Bu konuda Nayyar ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada kuru ve nemli ortamın, polivinil siloksanın boyutsal doğruluğuna ve yüzey detayı transferi kabiliyetine etkisini araştırmıştır. Çalışma sonucunda nemin varlığının hidrofilik PVS ölçü malzemelerinin boyutsal doğruluğuna ve yüzey detay transferine önemli ölçüde olumsuz etkiye sahip olduğu bulunmuştur.⁹⁵

Benzer şekilde PVS'da olduğu gibi nemli ortam dijital ölçü transferi için de handikap yaratmaktadır. Rapone ve ark. yaptıkları çalışmada 3 farklı intraoral tarayıcının salivalı ve salivasız ortamdaki ölçü doğruluğunu karşılaştırmıştır. Salivanın ortadan kaldırılamadığı veya kontrolünün yeterli miktarda sağlanamadığı durumlarda 3 intraoral tarayıcının da

literatür tarafından kabul edilemeyecek düzeyde tarama hatası yaptığı bulunmuştur.⁹⁶ Klinik senaryoya daha uygun şekilde ağız ortamından dijital ölçü postuyla alınan ölçüler arasında yapılacak bir karşılaştırmada hata oranı artacak olup sapma miktarlarında artış gözlemlenebilir. Çalışmamızda dijital taramalar kuru in vitro ortamda yapılmış olmasına karşın tekrarlayan ölçülerde sapmalarda artış gözlemlenmiştir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz artan miktardaki sapmaların, tekrarlanan vidalamalar uygulanması sebebiyle ölçü postlarının ve hatta model çenelerdeki implantların bağlantı bölgelerinin aşınmasına bağlı kaynaklandığı düşünülebilir. Micarelli ve ark. tekrarlanan protetik aşamalar sonucunda implant abutment kompleksinde oluşabilecek aşınmaları araştırmışlardır. Çalışma sonucuna göre tekrarlanan vidalamalar sonucunda titanyum implantların internal hex ve protetik parçaların bağlantı bölgelerinin aşınmaya uğradığı ve bunun sonucunda mekanik implant veya protetik komplikasyonlar yaşanabileceği bulunmuştur.⁹⁷ Buna göre straumann, dio ve mode firmalarının hem konvansiyonel hem de dijital grubunda yapılan ölçü işlemleri esnasında modellerin içerisindeki implant ve analogların iç yüzeylerinde ve bağlantı bölgelerinde deformasyon bulunup bulunmadığı spesifik olarak araştırılması gereken bir konudur.

Çalışmamızda aynı ölçüm esnasında elde edilen benzer sonuçlara göre konvansiyonel kısmında kullanılan 5 ayrı ölçü postunda da her firma için herhangi bir fabrikasyon hatası olmadığı düşünülmektedir. Bu da üç firmanın üretim hassasiyetlerinin doğru ölçü transferi için yeterli olduğuna işaret etmektedir. Elde edilen sonuçlara göre konvansiyonel grubundaki sapma miktarı dijital gruba göre anlamlı şekilde fazla bulunmuştur. Konvansiyonel ölçü sistemlerinde daha fazla işlem olması, model elde edilmesinde yaşanacak problemler, konvansiyonel ölçülerin indirekt teknikle alınmış olması gibi etkenler konvansiyonel grubundaki sapma miktarını dijitalle göre daha fazla olmasına sebep olmuş olabilir.

Literatür araştırmamız sonucunda çalışmamızda ölçü doğruluğunu artırmak amacıyla tarama yapılmadan önce boyun bölgesinde bulunan dişeti maskesi alçı modelden ayrılmış ve sonrasında tarama gerçekleştirilmiştir. Sequeira ve ark. yaptıkları çalışmada çeşitli derinliklere yerleştirilmiş implantlardan almış oldukları dijital ölçülerin doğruluklarını karşılaştırmıştır. Çalışma sonucunda dijital ölçülerin doğruluğunun, implant derinliğinden ve görünür dijital ölçü postu miktarından etkilendiği bulunmuştur. Dijital ölçülerin doğruluğu ve kesinliği, implant 0 mm derinliğe yerleştirildiğinde ve dijital ölçü postu tam

görünür olduğunda en yüksek seviyededir.⁹⁸ Çalışmamızda tüm dijital ölçü postları tam görünür halde olmasına karşın tüm firmaların dijital ölçü postlarının tekrarlanan kullanımları sonucu sapma miktarlarında artış tespit edilmiştir.

Straumann ve dio dijital ölçü postunun silindirik formunun aksine mode dijital ölçü postu kare forma sahiptir. Straumannın açılı düz yüzey tercihinin karşılık dionun düz yüzeyi uzun aksa paraleldir. Alvarez ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada farklı tipte dijital ölçü postları ile alınan dijital ölçülerin doğruluklarını karşılaştırmıştır. Çalışma sonuçlarına göre farklı geometrideki ölçü postlarıyla alınan dijital ölçülerin, istatistiksel olarak anlamlı şekilde ölçü doğruluğunu etkilediği bulunmuştur.⁹⁹ Literatüre göre firmaların tasarımsal farklılıklarının çalışmamızın sonuçlarına etki etmiş olması muhtemeldir. Hem konvansiyonel grubunu dijitalle aktarılması esnasında hem de direkt dijital grubu üzerinde yapılan çalışmada dijital ölçü postları hayati rol oynamıştır. Dijital sonuçlarına göre straumann 6. ölçüden, dio 7. ölçüden ve mode 3. ölçüden sonra dramatik RMS artışı göstermiştir.

Literatürde taramamıza göre operatör farklılığı durumunda tarama sonuçlarında anlamlı bir farkın bulunmadığı görülmektedir. Arcuri ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada dijital ölçü postu materyalinin, ölçü postu pozisyonunun ve taramayı yapan operatörün ölçü doğruluğuna etkisini araştırmıştır. Çalışma sonucunda dijital ölçü postu materyalinin ölçü doğruluğuna istatistiksel olarak anlamlı şekilde etki ettiği bulunmuştur. Sonuçlara göre en az hata yapan peek, sonrasında titanyum ve en çok hata yapan da peek-titanyum dijital ölçü postu olmuştur. Ayrıca implant açısının dijital ölçüde istatistiksel olarak anlamlı şekilde doğrusal sapmalara neden olduğu bulunmuştur. Son olarak operatörün IOS doğruluğu üzerine anlamlı etkisi bulunmadığı belirtilmiştir.¹⁰⁰ Halihazırda çalışmamızda hem konvansiyonel grubu hem de dijital grubu için taramalar tek operatör tarafından yapılmıştır. Arcuri ve arkadaşlarının yaptığı çalışma straumann grubu için paralellik göstermesine karşın dio grubunun sapma miktarının az olmasını açıklayamamaktadır. Bu noktada straumann dijital ölçü postunun monolitik peekten üretilmiş olması çalışmamızda tekrarlanan kullanım ve sterilizasyon işlemleri sonrası titanyum bağlantılı diğer postlara göre daha fazla deformasyona uğramış olabileceğini akıllara getirmektedir.

Imburgia ve ark. 4 farklı IOS kullandıkları in vitro çalışmada bu 4 cihazın oral implantoloji alanındaki ölçü doğruluklarını karşılaştırmıştır. Çalışma sonuçlarına göre cihazların ölçü doğrulukları arasında anlamlı derecede farklılıklar olduğu bulunmuştur.¹⁰¹

Benzer şekilde Amornvit ve ark. yaptıkları çalışmada 10 farklı IOS'ı ölçü doğruluğu açısından karşılaştırmıştır. Çalışma sonuçlarına göre IOS'ların doğruluklarının oldukça değişken, kesinliklerinin ise benzer sonuçlar verdiği bulunmuştur. Ayrıca tüm IOS'lar için tarama mesafesi arttıkça doğruluğun düştüğü sonucuna varılmıştır.¹⁰² Literatüre göre kullanılan IOS ölçü doğruluğu için önemli bir etkidir. Yaptığımız çalışmayı farklı IOS'lar ile yapmış olsaydık sapma miktarlarında artma veya azalma gözlemleyebilirdik. Farklı cihazların etkisi olmasının yanı sıra kullanılan tarama programının güncellenmiş olmasının da ölçü doğruluğuna etkisinin olduğu gözlemlenmiştir. Haddadi ve ark. yaptıkları çalışmada farklı yazılım versiyonu kullanılarak yapılan dijital taramaların doğruluklarını karşılaştırmıştır. Çalışma sonucuna göre tarama programının yazılım versiyonunun ölçü doğruluğu üzerine belirgin etkisi olduğu bulunmuştur.¹⁰³

Assuncao ve ark. farklı açılardaki implantlardan alınan ölçülerdeki hata payı üzerine yaptıkları çalışmada, iyi ve doğru şekilde alınmış ölçülerde bile herhangi bir eksende 50µm'ye kadar hata payı olabileceğini belirtmişlerdir.¹⁰⁴ Assuncao ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya dayanarak elde ettiğimiz sonuçlara göre konvansiyonel ve dijital ölçü postlarının kabul edilebilir hata payı aralığında ölçü transferine izin verebilmesi için ortalama olarak 3. kullanımdan sonra postun yenilenmesi gerektiğini öngörebiliriz.

Çalışmamızda in vitro ortamda klinik şartlarına yakın bir senaryo hazırlanmaya çalışılmıştır. Ancak çalışmamızda bazı limitasyonlar bulunmaktadır. Ağız ortamının sıcak ve nemli olması hem PVS ölçü materyali hem de IOS için handicap yaratmaktadır. Çalışmamızda alınan PVS ölçüler ve dijital taramalar kuru ortamda gerçekleştirilmiştir. Nemli ortamın handicap olması nedeniyle in vivo benzer bir çalışmada sapma miktarlarının artması muhtemeldir. Ayrıca nemli ortamın silikon indirekt ölçü postu sürtünmesine nasıl etki edeceği de ayrı bir merak konusudur. Çalışmamızda alçıdan model eldesi kesin bir standardizasyona sahip değildir. Her model dökümü esnasında belli miktarda değişiklikler ve hata payları görülebilmektedir. Tüm dijital modeller aynı operatör tarafından aynı IOS yardımıyla elde edilmiştir. Ancak IOS'ların farklı tarama kabiliyetlerine sahip olmaları sebebiyle çalışma sonucumuzda farklı değerler elde edilmiş olabilir. Dijital taramalar yapılırken her firma için tek dijital ölçü postu kullanılmış olup postların tekrarlanan ölçümler sırasındaki deformasyonu göz ardı edilmiştir. Dijital modellerdeki RMS ölçümleri tek bir operatör tarafından yapılmış olup operatöre bağlı hatalar limitasyon olarak kabul edilebilir.

Elde ettiğimiz RMS değerleri üç boyutlu sapmaların toplam değeri olup klinik ortama nasıl yansıtacağı hakkında net bir bilgi verememektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde şu sonuçlara varılabilir;

1. Konvansiyonel ölçü için kullanılan indirekt ölçü postlarının tekrarlanan kullanım ve sterilizasyon işlemine tabi tutulmasının tüm firmalar için artan sapmalara neden olduğu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
2. Konvansiyonel ölçü için kullanılan indirekt ölçü postlarından elde edilen sonuçlara göre firmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.
3. Dijital ölçü için kullanılan dijital ölçü postlarının tekrarlanan kullanım ve sterilizasyon işlemine tabi tutulmasının tüm firmalar için artan sapmalara neden olduğu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
4. Dijital ölçü için kullanılan dijital ölçü postlarından elde edilen sonuçlara göre firmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.

Bu sonuçlara göre protetik diş tedavisinde hayati rol oynayan ölçü doğruluğunun artırılması için hem indirekt ölçü postlarının hem de dijital ölçü postlarının belirli kullanımlarla yenilenmesi gerektiği tavsiye edilmektedir. Ölçü materyali, ölçü tekniğinin yanı sıra implant firması seçiminin dahi protetik aşamada ölçü doğruluğunu etkileyebildiği firmalar arasındaki sapma farklılıklarıyla görülmüştür. Elde ettiğimiz sonuçların gelecekteki klinik şartları daha iyi simüle eden veya in vivo olarak yapılan çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. **Tatum O**, editor The Omni implant system. Proceedings of the alabama implant congress, Birmingham, Ala; **1988**.
2. **Zitzmann N, Scharer P**. Oral rehabilitation with dental implants: Clinical compendium, vol III. **1997**;5.
3. **Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR**. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **1999**;81(1):7-13.
4. **Baig MR**. Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: a systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. **2014**;29(4):869-80.
5. **Supervision T**. The glossary of prosthodontic terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **2005**;94(1):10-92.
6. **Misch CE**. *Dental implant prosthetics-E-book*. 2nd Ed. Elsevier Health Sciences, **2004**.
7. **Van der Wijk P, Bouma J, Van Waas MA, Van Oort RP, Rutten FF**. The cost of dental implants as compared to that of conventional strategies. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. **1998**;13:546-53.
8. **Schwartz Z, Lohmann CH, Blau G, Blanchard CR, Soskolne AW, et al**. Re-use of implant coverscrews changes their surface properties but not clinical outcome. *Clinical oral implants research*. **2000**;11(3):183-94.
9. **Karov J, Chawla A, Hinberg I**. Effect of reuse on surface characteristics of balloon angioplasty catheters. *Journal Artificial Cells, Blood Substitutes, Biotechnology*. **2000**;28(3):229-40.
10. **Medical Devices Agency Device Bulletin**. The reuse of medical devices supplied for single use only, **January 1995**.
11. **Cranin AN**. Glossary of implant terms. *The Journal of Oral Implantology*. **2007**(3):1.
12. **Misch CE**. *Contemporary implant dentistry-E-Book*. Elsevier Health Sciences**2007**.
13. **Maggiolo J**. Manuel de l'art dentaire (Manual of dental art). **1809**.
14. **Lambotte A**. New instruction for the banding of bone: "banding with a screw". **1909**;9(1):113.
15. **Greenfield E**. Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. *The International Journal of Oral Implantology*. **1991**;7(2):63-68.
16. **Bothe R**. Reaction of bone to multiple metallic implants. *Journal of Obstetrics and Gynecology*. **1940**;71:598-602.
17. **Strock A, Strock M**. Further studies on inert metal implantation for replacement. *Alpha Omegan*. **1949**.
18. **Zembilci G, Beyli M**. Endosseous Dental Implants. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*.10(3):213-42.
19. **Branemark PI**. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*. **1977**;16.

20. **Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM.** Tissue integrated prostheses. osseointegration in clinical dentistry. LWW; 1986.
21. **Aboushelib MN, Salameh Z.** Zirconia implant abutment fracture: clinical case reports and precautions for use. *International Journal of Prosthodontics*. **2009**;22(6):616-19.
22. **Abduo J, Lyons K.** Rationale for the use of CAD/CAM technology in implant prosthodontics. *International Journal of Dentistry*. **2013**;2013(1):8.
23. **Maerten A, Zaslansky P, Mochales C, Traykova T, Mueller W, et al.** Characterizing the transformation near indents and cracks in clinically used dental yttria-stabilized zirconium oxide constructs. *Journal of Dental Materials*. **2013**;29(2):241-51.
24. **Andersson M, Odén A.** A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Journal of Acta Odontologica Scandinavica*. **1993**;51(1):59-64.
25. **Kohal RJ, Att W, Bächle M, Butz F.** Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Journal of Periodontology*. **2008**;47(1):224-43.
26. **Karunagaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S.** A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. *Journal of the Tennessee Dental Association*. **2013**;93(2):18-23; quiz 23.
27. **Misch CE.** Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Journal of Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*. **1995**;7:15-18.
28. **Kotick PG, Blumenkopf B.** Abutment selection for implant restorations. *Inside Dentistry*. **2011**;7(7):76-9.
29. **Gracis S, Michalakakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, et al.** Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Journal of Clinical Oral Implants Research*. **2012**;23:202-16.
30. **Shah R, Aras M, Chitre V.** Implant-abutment selection: a literature review. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research*. **2014**;5(2):43-49.
31. **Piermatti J.** Considerations in Abutment Selection. *Dentistry today*. **2017**;36(3):74-5.
32. **Benakatti V, Sajjanar JA, Acharya AR.** Dental Implant Abutments and Their Selection--A Review. *Journal of Evolution of Medical Dental Sciences*. **2021**;10(35):3053-60.
33. **Narang P, Gupta H, Arora A, Bhandari A.** Biomechanics of implant abutment connection: A review. *Indian Journal of Stomatology*. **2011**;2(2):113.
34. **McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA.** Implant screw mechanics. *Dental Clinics of North America*. **1998**;42(1):71-89.
35. **Lang LA, May KB, Wang R-F.** The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **1999**;81(4):411-17.
36. **Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG.** Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. *Journal of Oral Implantology*. **2003**;29(5):242-45.
37. **Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG.** Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. *Journal of Implant Dentistry*. **1993**;2(1):50-52.
38. **Sakaguchi RL, Borgersen SE.** Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. **1995**;10(3).

39. **Jörn  us L, Jemt T, Carlsson L.** Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. **1992**;7(3):353-59.
40. **Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP.** Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. **1995**;10(5):529-36.
41. **Bakaeen LG, Winkler S, Neff PA.** The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. *Journal of Oral Implantology*. **2001**;27(2):63-72.
42. **Motosh N.** Development of Design Charts for Bolts Preloaded up to the Plastic Range. *Journal of Engineering for Industry*. **1976**;98(3):849-51.
43. **Shafie HR.** *Clinical and laboratory manual of dental implant abutments*. John Wiley & Sons**2014**.
44. **Kim SK, Koak JY, Heo SJ, Taylor TD, Ryoo S, et al.** Screw loosening with interchangeable abutments in internally connected implants after cyclic loading. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. **2012**;27(1):42-47.
45. **Binon PP.** Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *International Journal of Prosthodontics*. **1995**;8(2):162-72.
46. **Carr AB.** A Comparison of Impression Techniques for a Five-Implant Mandibular Model. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. **1991**;6(4):448-55.
47. **Rai R, Dutta S, Anand V.** Impression copings in implant dentistry. *Guident*. **2017**;10(5).
48. **Ferro KJ, Morgano SM, Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, et al.** The glossary of prosthodontic terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **2017**;94(1):10-92.
49. **Beumer III J, Faulkner RF, Shah KC, Moy PK.** *Fundamentals of Implant Dentistry, Prosthodontic Principles E-book*. Quintessence Publishing Co**2015**.
50. **Lee C, Wong N, Ganz S, Mursic J, Suzuki J.** Use of an Intraoral Laser Scanner During the Prosthetic Phase of Implant Dentistry: A Pilot Study. *The Journal of Oral Implantology*. **2014**;41(4):126-32.
51. **Bolding S.** Advanced Digital Implant Dentistry. 2012. p. 1-8.
52. **Brandt J, Lauer H-C, Peter T, Brandt S.** Digital process for an implant-supported fixed dental prosthesis: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **2015**;114(4):469-73.
53. **Wilk BL.** Intraoral Digital Impressioning for Dental Implant Restorations Versus Traditional Implant Impression Techniques. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. **2015**;36(7):529-30.
54. **Del Corso M, Ab   G, Vazquez L, Dargaud J, Ehrenfest DMD.** Optical Three-Dimensional Scanning Acquisition of the Position of Osseointegrated Implants: An in vitro Study to Determine Method Accuracy and Operational Feasibility. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. **2009**;11(3):214-21.
55. **Stimmelmayer M, G  th J-F, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F.** Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit—an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*. **2012**;16(3):851-56.
56. **Jahn D,** inventor; Nt-Trading & Co KG GmbH, assignee. Scan body for determination of positioning and orientation of a dental implant. US patent 14 011 936. **2014**.
57. **Mizumoto RM, Yilmaz B.** Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **2018**;120(3):343-52.

58. **Moreira AHJ, Rodrigues NF, Pinho ACM, Fonseca JC, Vilça JL.** Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. **2015**;17(S2):751-64.
59. **Chee WW, Donovan TE.** Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **1992**;68(5):728-32.
60. **Craig OB.** Dental materials: properties and manipulation. *Mosby Year Book*. **1992**:45-56.
61. **Craig R.** *Restorative dental materials*. 9th. Mosby Publishing **1993**.
62. **Chai J, Pang I-C.** A study of the "thixotropic" property of elastomeric impression materials. *International Journal of Prosthodontics*. **1994**;7(2):155-58.
63. **International Standards Organization.** Dental elastomeric impression material. ISO 4823-1992. Section 5.11 Detail reproduction. Stand alone document, **1992**.
64. **Chew C-L, Chee WW, Donovan TE.** The influence of temperature on the dimensional stability of poly (vinyl siloxane) impression materials. *International Journal of Prosthodontics*. **1993**;6(6):528-32.
65. **Derrien G, Le Menn G, Jendresen MD, Malone WF, Taylor TD.** Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **1995**;74(1):1-7.
66. **Phillips R.** *Skinner's Science of Dental Materials*. 7th Ed. WB Saunders Co, Philadelphia, **1973**. p.42-23.
67. **McCabe J.** Elastomeric impression materials. The measurement of some properties relevant to clinical practice. *The British Dental Journal*. **1980**;149:73-79.
68. **Tjan AH, Li T.** Effects of reheating on the accuracy of addition silicone putty-wash impressions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **1991**;65(6):743-48.
69. **Lewinstein I, Craig R.** Accuracy of impression materials measured with a vertical height gauge. *Journal of Oral Rehabilitation*. **1990**;17(4):303-10.
70. **Surapaneni H, Attili S.** Polyvinyl siloxanes in Dentistry: An Overview. *Trends in Biomaterials & Artificial Organs*. **2013**;27(3):115-23.
71. **Shillingburg Jr H, Wilkerson-Lyman S, Duncanson Jr M.** Radiopacity enhancement of an experimental vinyl polysiloxane impression material. *Quintessence International*. **1989**;20(9):657-63.
72. **Pratten D, Craig R.** Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **1989**;61(2):197-202.
73. **Cook W, Thomasz F.** Rubber gloves and addition silicone materials. Current note no. 64. *Australian Dental Journal*. **1986**;31(2):140.
74. **Johnson GH, Craig RG.** Accuracy of addition silicones as a function of technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **1986**;55(2):197-203.
75. **Kahn RL, Donovan TE, Chee WW.** Interaction of gloves and rubber dam with a poly (vinyl siloxane) impression material: a screening test. *International Journal of Prosthodontics*. **1989**;2(4):342-46.
76. **Duncan JD.** Prevention of catalyst contamination of vinylpolysiloxane silicone impression material during the impression procedure. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **1991**;66(2):277.

77. **Braden M, Causton B, Clarke R.** A polyether impression rubber. *Journal of dental research*. **1972**;51(4):889-96.
78. **Tjan A, Whang SB, Sarkissian R.** Clinically oriented evaluation of the accuracy of commonly used impression materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **1986**;56(1):4-8.
79. **Nally F, Storrs J.** Hypersensitivity to a dental impression material. A case report. *British Dental Journal*. **1973**;134(6):244-46.
80. **Shim JS, Ryu JJ, Shin SW, Lee JY.** Effects of implant angulation and impression coping type on the dimensional accuracy of impressions. *Journal of Implant Dentistry*. **2015**;24(6):726-29.
81. **Rashidan N, Alikhasi M, Samadizadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ.** Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clinical Implant Dentistry Related Research*. **2012**;14(2):218-25.
82. **Okamoto K, Hsu Y-T, Tohnai I.** Effect of difference in dental implant transfer impression copings on impression accuracy. *Meikai Dental Medicine*. **2020**;49(2):59-65.
83. **Jo S-H, Kim K-I, Seo J-M, Song K-Y, Park J-M, et al.** Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *The journal of Advanced Prosthodontics*. **2010**;2(4):128-33.
84. **Roig E, Álvarez-Maldonado N, Garza L-C, Vallés M, Espona J, et al.** Impact of design and length on the accuracy of closed tray transfer copings. *Journal of Clinical Experimental Dentistry*. **2019**;11(8):e707.
85. **Sabouhi M, Bajoghli F, Dakhilalian M, Beygi A, Abolhasani M.** Effects of impression coping design, impression technique, and dental undercuts on the accuracy of implant impressions assessed by 3-dimensional optical scanning: an in vitro study. *International Journal of Implant Dentistry*. **2016**;25(2):238-46.
86. **Farhangnia A, Rajati H, Ghanbarzade J, Ghiasi J, Nodehi D.** Effect of coping design, subgingival depth, and impression material on the torque resistance of impression materials. *Annals of Dental Specialty*. **2018**;6(4):416.
87. **Sears LM, Wadhwani CPK, Schoenbaum TR, Chung K-H, Cagna DR.** Biologic Debris Retention in Implant Impression Copings, Scan Bodies, and Laboratory Analogs. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. **2020**;35(1):135-40.
88. **Aldosari AAM.** Does steam autoclaving affect the accuracy of implant impression systems? *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*. **2014**;4(7):550-54.
89. **Neppala G, Ahmed N, Ganapathy D.** Influence of steam under pressure sterilization on the dimensional stability of implant impressions. *Journal of Coastal Life Medicine*. **2022**;10(1):332–38.
90. **Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F.** Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. **2010**;12(s1):e63-e76.
91. **Ghahremanloo A, Seifi M, Ghanbarzade J, Abrisham SM, Javan RA.** Effect of polyvinyl siloxane viscosity on accuracy of dental implant impressions. *Journal of Dentistry*. **2017**;14(1):40.
92. **Caputi S, Varvara G.** Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **2008**;99(4):274-81.

93. **Garg S, Kumar S, Jain S, Aggarwal R, Choudhary S, et al.** Comparison of dimensional accuracy of stone models fabricated by three different impression techniques using two brands of polyvinyl siloxane impression materials. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. **2019**;20(8):928-34.
94. **Kumari N, Nandeeshwar D.** The dimensional accuracy of polyvinyl siloxane impression materials using two different impression techniques: an in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. **2015**;15(3):211.
95. **Nayyar AS.** Dimensional accuracy and surface detail reproduction of hydrophilic polyvinylsiloxane impression material tested under dry and moist salivary conditions: an in vitro study. *Biomedical and Biotechnology Research Journal*. **2021**;5(1):59.
96. **Rapone B, Palmisano C, Ferrara E, Di Venere D, Albanese G, et al.** The accuracy of three intraoral scanners in the oral environment with and without saliva: a comparative study. *Applied Sciences*. **2020**;10(21):7762.
97. **Micarelli C, Canullo L, Iannello G.** Implant-abutment connection deformation after prosthetic procedures: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*. **2015**;28(3):282-86.
98. **Sequeira V, Harper MT, Lilly CL, Bryington MS.** Accuracy of digital impressions at varying implant depths: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*. **2022**;32(1):54-61.
99. **Alvarez C, Domínguez P, Jiménez-Castellanos E, Arroyo G, Orozco A.** How the geometry of the scan body affects the accuracy of digital impressions in implant supported prosthesis. in vitro study. *Journal of Clinical Experimental Dentistry*. **2022**;14(12):e1008.
100. **Arcuri L, Pozzi A, Lio F, Rompen E, Zechner W, et al.** 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*. **2020**;64(2):128-36.
101. **Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, et al.** Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. **2017**;17(1):1-13.
102. **Amornvit P, Rokaya D, Sanohkan S.** Comparison of accuracy of current ten intraoral scanners. *BioMed Research International*. **2021**.
103. **Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F.** Effect of software version on the accuracy of an intraoral scanning device. *International Journal of Prosthodontics*. **2018**;31(4):375–76.
104. **Assuncao WG, Gennari Filho H, Zaniquelli O.** Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Journal of Implant Dentistry*. **2004**;13(4):358-66.

EKLER

Ek-1

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURUL KARARLARI

TOPLANTI TARİHİ	TOPLANTI SAYISI	KARAR SAYISI
14/04/2022	04	34

KARAR 18- Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof.Dr. Mustafa ZORTUK (Arş.Gör.Dt.Akın AKTAŞ'ın uzmanlık tezi) "İmplant ölçü postlarının yaşlandırma sonrası deformasyonunun ölçü hassasiyeti üzerine etkisinin değerlendirilmesi" isimli çalışması görüşülmüş olup; çalışma gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve etik kurallara uygun bulunmuş olup; çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu üyelerinin oy birliği ile karar verilmiştir.

(İmza)
Prof.Dr.İbrahim Halil ÇERÇİ
(Başkan)

(İmza)
Prof.Dr.Hülya YALÇIN
(Başkan Yardımcısı)

(Katılmadı)
Prof.Dr.Ayşe Güler OKYAY
(Başkan Yardımcısı)

(Katılmadı)
Prof.Dr.Alper ASLAN
(Üye)

(İmza)
Prof.Dr.Tümay ÖZGÜR
(Üye)

(İmza)
Doç.Dr.Cengiz ARLI
(Üye)

(İmza)
Dr.Öğr.Üyesi Fatma ÖZ
(Üye)

(İmza)
Dr.Öğr.Üyesi Fundagül B. ZORTUK
(Üye)

(Katılmadı)
Doç.Dr.Oğuzhan ÖZCAN
(Üye)

(İmza)
Doç.Dr.Üyesi Oğuz AKKUŞ
(Üye)

(Katılmadı)
Doç.Dr.Sibel SEVİNÇ
(Üye)

(İmza)
Enver Sedat BORAZAN
(Raportör)



ÖZGEÇMİŞ

