

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

**İMLANT ÖLÇÜ ANALOGLARININ ÇOKLU KULLANIMININ
İMLANT TRANSFERİ DOĞRULUĞU ÜZERİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Sergen DENİZ

Danışman

Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

HATAY- 2023

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

**İMLANT ÖLÇÜ ANALOGLARININ ÇOKLU KULLANIMININ
İMLANT TRANSFERİ DOĞRULUĞU ÜZERİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Sergen DENİZ

Danışman

Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

Bu çalışma Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından 22.DHU.003 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 ANALOGLARININ ÇOKLU KULLANIMININ İMLANT TRANSFERİ DOĞRULUĞU ÜZERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Uzmanlık Tezi
Sergen DENİZ

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından 22/08/2023 tarihinde sözlü olarak yapılan tez savunma sınavında oybirliği ile kabul edilmiştir.

Tez Jürisi: Jüri Başkanı: Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

Doç. Dr. Mustafa KOCACIKLI

Dr. Öğr. Üyesi Bilge ERGÜNBAŞ

Bu tez, Dekanlığımız Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında hazırlanmıştır.

22/08/2023

Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca hiçbir konuda desteğini esirgemeyen, tecrübeleri ve mesleki donanımıyla bize örnek olmanın yanında alçakgönüllü ve naif kişiliğiyle de hep yanımda olan saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Mustafa ZORTUK'a,

Bilgi ve deneyimlerini paylaşmaktan hiçbir zaman çekinmeyen, ne zaman yardım istesem hiç düşünmeden yardımına koşan, kendisinden çok şey öğrendiğim Doç. Dr. Caner ÖZTÜRK'e,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki ve tüm fakültedeki sevgili asistan arkadaşlarıma,

Bana hayatım boyunca destek olan, beni bugünlere getiren, her zaman arkamda olan, yaşadığımız deprem nedeniyle harap olmuş bir şehirde yaşam belirtisi bulmamı sağlamış annem Gülsever DENİZ'e, babam Ziya DENİZ'e,

Her zaman ağabeylerinin arkasında duran, onu sevdiklerini hissettiren kardeşlerim Seher DENİZ'e, Sevil DENİZ'e ve Cumali DENİZ'e,

Bize bu felakette her türlü manevi desteği sunan sevgili eşimin annesi Hatice BİNİCİ ve babası Necdet BİNİCİ ve eşimin kardeşi Şebnem BİNİCİ'ye,

Ve kendisi olmasa kesinlikle bütün bu zorlukları aşamayacağım, hayattaki en büyük desteğim olan ve bir insana verilebilecek en güzel hediye olan sevgili eşim Eşrak DENİZ'e

Son olarak da, harap olmuş bir şehirde, doğumuyla birlikte yeniden hayat bulmamız için bize umut ışığı olacak olan oğluma bize yaşatacağı mutluluklar için şimdiden teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
TEŞEKKÜR.....	III
İÇİNDEKİLER	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	VII
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	IX
SİMGELER ve KISALTMALAR	X
ÖZET	XI
ABSTRACT.....	XII
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.2. İmplant Üstü Protez Çeşitleri	4
2.2.1. Siman Tutuculu Protezler	4
2.2.1.1. Siman Tutuculu Protezlerin Avantajları	5
2.2.1.2. Siman Tutuculu Protezlerin Dezavantajları	5
2.2.2. Vida Tutuculu Protezler	6
2.2.2.1. Vida Tutuculu Protezlerin Avantajları.....	6
2.2.2.2 Vida Tutuculu Protezlerin Dezavantajları	6
2.3. İmplant Sistemlerinde Kullanılan Parçalar	7
2.3.1. İmplant Gövdesi	7
2.3.2. İyileşme Başlığı.....	7
2.3.3. Dayanak Vidası	7
2.3.4. Dayanak.....	7
2.3.5. Ölçü Postları	8

2.3.5.1. Direkt Ölçü Postları (Direkt Transfer Kopingi).....	8
2.3.5.2. İndirekt Ölçü Postları.....	8
2.3.5.3. Snap Coping.....	8
2.3.6. Analog	9
2.4. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü.....	9
2.4.1. Konvansiyonel (Geleneksel) Ölçü Teknikleri	9
2.4.1.1. Direkt Ölçü (Açık Kaşık / Pick-Up) Tekniği.....	10
2.4.1.1.1. Splintli Açık Kaşık Ölçü Tekniği.....	10
2.4.1.1.2. Splintsiz Açık Kaşık Ölçü Tekniği	11
2.4.1.2. İndirekt Ölçü (Kapalı Kaşık- Transfer) Tekniği	11
2.4.1.3. Snap-fit (Press-fit) Ölçü Tekniği	12
2.4.2. Konvansiyonel İmplant Üstü Ölçülerde Kullanılan Ölçü Materyalleri.....	12
2.4.2.1. Silikon Esaslı Ölçü Materyalleri.....	13
2.4.2.1.1. Kondensasyon Silikonu.....	13
2.4.2.1.2. Polivinil Siloksan	13
2.4.2.2. Polieter Esaslı Ölçü Maddeleri	14
2.4.2.3. Polisülfid Esaslı Ölçü Maddeleri	14
2.4.3.İmplant Üstü Protezlerde Dijital Ölçü	15
2.4.3.1. Dijital İmplant Üstü Ölçüsünü Etkileyen Faktörler	17
3.GEREÇ VE YÖNTEM	21
3.1. İmplantların Dişli Çenelere Gömülmesi ve Ağız Taklit Eden Modellerin Oluşturulması	23
3.2. Geleneksel Ölçülerin Alınması ve Referans Modellerin Elde Edilmesi.....	26
3.4 Alçı Model Oluşturulması.....	30
3.3. Referans Verilerin Dijital Olarak Elde Edilmesi	32
3.5 Alçı Modellerin Tarayıcı ile Taranması ve Dijital Veri Elde Edilmesi	36

3.6 Alçı Modellerin Kırılması ve Ölçü Analoglarının Tekrar Elde Edilmesi	37
3.7 Ölçü Analoglarının Sterilizasyonu	38
3.8 Sanal Verilerin Çakıştırılması ve Ölçümlerin Yapılması.....	39
3.9 Genel Sapmaların ve 3 Boyutlu Deviasyonların Tespiti.....	40
3.10. İstatistiksel Yöntem.....	42
4.BULGULAR.....	43
4.1 İmplant Markalarının 3 Boyutlu Sapma Değerlerine Ait Bulgular.....	43
4.2. Straumann Markasının Grup İçi Ölçülerin Karşılaştırılmasına Ait Bulgular	45
4.2. DIO Markasının Grup İçi Ölçülerinin Karşılaştırılmasına Ait Bulgular	46
4.3 MODE Markasının Grup İçi Ölçülerinin Karşılaştırılmasına Ait Bulgular.....	47
4.4. Bütün Markaların Grup İçi Ölçülerinin Karşılaştırılmasına Ait Bulgular	48
4.5 İmplant Markalarının Birbirleriyle Olan Karşılaştırmalarına Ait Bulgular	49
5.TARTIŞMA	52
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	63
7. KAYNAKLAR	64
ÖZGEÇMİŞ	70
EKLER.....	71

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1. Farklı İmplantlara Ait Çeşitli Tarama Parçalarının Özellikleri	16
Şekil 2. 2. Tarama Parçasının Bölümleri	16
Şekil 3. 1. Ağzı taklit eden ana model	24
Şekil 3. 2. Paralelometre yardımıyla ana modele implantın yerleştirilmesi	25
Şekil 3. 3. Otopolimerizan soğuk akrilik	26
Şekil 3. 4. A tipi silikon ölçü maddesi	26
Şekil 3. 5. Parsiyel ölçü kaşığı.....	27
Şekil 3. 6. Kaşık adezivi	27
Şekil 3. 7. Ölçü Karıştırma Cihazı	28
Şekil 3. 8. Ölçü Maddesinin Ölçü Kaşığına Yüklenmesi	28
Şekil 3. 9. Ölçü Kaşığı Üzerine Parmak Basıncı Uygulanması.....	29
Şekil 3. 10. Ölçü Postu ve Analogun Birleştirilmesi	29
Şekil 3. 11. Ölçü Postu – Analog Birleşiminin Ölçü Üzerindeki Negatifine Yerleştirilmesi.....	30
Şekil 3. 12. Dişetini Taklit Eden Pembe Silikon	30
Şekil 3. 13. Tip 4 Dental Sert Alçı.....	31
Şekil 3. 14. Pembe Silikonun Ölçüye Uygulanması.....	31
Şekil 3. 15. Üç Markaya Ait Referans Modeller	32
Şekil 3. 16. Mode Tarama Parçası ve Referans Modeli.....	33
Şekil 3. 17. Straumann Tarama Parçası ve Referans Modeli.....	33
Şekil 3. 18. Dio Tarama Parçası ve Referans Modeli	34
Şekil 3. 19. Straumann Referans Modelinin Dijitalleştirilmesi	34
Şekil 3. 20. Dio Referans Modelinin Dijitalleştirilmesi	35
Şekil 3. 21. Mode Referans Modelinin Dijitalleştirilmesi	36
Şekil 3. 22. Ağız İçi Tarama Cihazı.....	37
Şekil 3. 23. Kırma Cihazı.....	38
Şekil 3. 24. Otoklav Cihazı.....	39
Şekil 3. 25. Genel Doğruluk Değerleri İçin Kullanılan 3 Boyutlu Renk Haritası	41
Şekil 3. 26. RMS Değerinin Formülasyonu.....	41

Şekil 3. 27. Boyutlu Sapma Miktarının Belirlenmesi İçin Tarama Parçası Üzerinde

Belirlenen Noktalar42



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3. 1. Deney Grupları	21
Çizelge 3. 2. Her Bir Analog İçin Çalışmanın İşleyişi	22
Çizelge 3. 3. Çalışmada Kullanılan Analogların Özellikleri	23
Çizelge 4. 1. Straumann Markasına ait RMS Değerleri	43
Çizelge 4. 2. Dio Markasına Ait RMS Değerleri.....	44
Çizelge 4. 3. Mode Markasına Ait RMS Değerleri	44
Çizelge 4. 4. Straumann Markasının Grup İçi Ölçülerin Karşılaştırılması.....	45
Çizelge 4. 5. DIO Markasının Grup İçi Ölçülerinin Karşılaştırılması.....	46
Çizelge 4. 6. MODE Markasının Grup İçi Ölçülerinin Karşılaştırılması	47
Çizelge 4. 7. İmplant Markalarının Kendi İçinde Ölçülerin Karşılaştırılması.....	48
Çizelge 4. 8. İmplant Markalarının Birbirleriyle Olan Karşılaştırmaları	49
Çizelge 4. 9. Bütün Markaların Sonuçlarının Birlikte Gösterilmesi.....	51

SİMGELER ve KISALTMALAR

ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği
ark.	Arkadaşları
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli İmalat)
N	Newton
p	Anlamlılık
RMS	Root Mean Square (3 Boyutlu Sapma Değeri)
STL	Standard Tessellation Language
°C	Santigrad derece
µm	Mikrometre
%	Yüzde

ÖZET

İmplant Ölçü Analoglarının Çoklu Kullanımının İmplant Transferi Doğruluğu Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi

Giriş ve Amaç: İmplant üstü protezlerde en önemli konu, implantın konumunun doğru bir şekilde aktarılmasıdır. İmplant üstü protezlerde ölçü alınırken implant üzerine vidalanan ve kullanılan yöntemle göre ölçüye aktarılma şekilleri değişiklik gösterebilen ölçü postları ve ölçü analogları kullanılır. Üretici firmalar, sağlıklı bir ölçü alımı için her parçanın bir defa kullanılmasını önermektedir; fakat diş hekimliği tedavileri pahalı tedaviler oldukları için ölçü alımındaki maliyetleri düşürmek amacıyla gerek ölçü postları gerekse de ölçü analogları ülkemizde ve dünyadaki birçok ülkede birden çok defa kullanılmaktadır. Bu ölçü parçalarının en fazla kaç kere kullanılabileceğini bilimsel bir araştırmayla ortaya koymak bu çalışmanın amacıdır.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada, üç farklı implant (Straumann 4,1 mm Bone Level, Basel, Switzerland, Dio UFII 4.5 Bone Level, Haeundae-gutarama, Güney Kore, Mode 4.5 mm Bone Level, Mode Medikal San. Ve Tic. Ltd. Şti, İstanbul) markasına ait implant gövdeleri dişli çalışma modellerine paralelometre yardımıyla gömülmüş ve ana modeller elde edilmiştir. Bu ana modellerden her implant markası için 5'er tane referans model elde edilmiştir (n=5). Her bir referans modelden, aynı analog kullanılarak geleneksel ölçülerle 10'ar tane çalışma modeli elde edilmiştir. Bu modeller elde edilirken her bir analog sterilizasyon işlemine tabi tutulup tekrar kullanılmıştır. Referans modeller ve çalışma modelleri bir ağız içi tarayıcıyla (YouJoy Pioneering Park C Ningbo, People's Republic of China) dijital ortama aktarılmış ve STL olarak kaydedilmiştir. Daha sonra bu taramalar bir tersine mühendislik yazılımı olan Geomagic Control X (Geomagic Control, Santa Clara, Amerika Birleşik Devletleri) aracılığıyla karşılaştırılmış ve bulgular istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. İmplant markaları içinde ölçülerin karşılaştırılması tekrarlı ölçümler varyans analizi ve ölçü içinde implantların karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanılmıştır. Çoklu karşılaştırmalarda Bonferroni testi ile Tukey HSD ve Tamhane's T2 testlerinden yararlanılmıştır. Önem düzeyi $p<0,05$ alınmıştır.

Bulgular: Üç implant markası için de geçerli olmak üzere, tekrarlanan ölçüler arasında istatistiksel anlamlı farklar bulunmuştur ($p<0,001$). Buna göre, ölçü analogunun tekrar kullanımının ölçü doğruluğuna etkisinin olduğu görülmüştür, böylece çalışmamızın sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Sonuç: Çalışmanın limitasyonları dahilinde, hiçbir implant markasının analogu on defa üst üste kullanılmamalıdır. Her ölçüde yeni bir analog kullanılması ölçü doğruluğu açısından tavsiye edilir. Straumann markası tekrar kullanım açısından Dio ve Mode markalarına göre daha iyi sonuçlar vermiştir ama kabul edilebilir klinik sapma konusunda bir mutabakat olmadığı ve ölçü analogları kırılarak alçının içinden çıkarıldığı için ölçü analoglarının tekrar kullanımı bizce risklidir.

Anahtar Kelimeler: implantlar, dental ölçü, ölçü analogu, sterilizasyon

ABSTRACT

Evaluation of The Effect Of Multiple Use of Implant Impression Analogues on Implant Transfer Accuracy

Introduction and aim : The most important issue in implant-supported prostheses is the accurate transfer of the position of the implant. When taking impressions in implant-supported prostheses, impression posts and impression analogues are used, which are screwed onto the implant and the way they are transferred to the impression may vary depending on the method used. Manufacturers recommend using each piece once for accurate impression; However, since dental treatments are expensive treatments, both impression posts and impression analogues are used multiple times in our country and in many countries around the world in order to reduce the costs of impression taking. The aim of this study is to reveal through scientific research the maximum number of times these impression pieces can be used.

Material and method: In this study, three different implants (Straumann 4.1 mm Bone Level, Basel, Switzerland, Dio UFII 4.5 Bone Level, Haeundae-gutarama, South Korea, Mode 4.5 mm Bone Level, Mode Medikal San. Ve Tic. Ltd. Şti, Istanbul) brand implant bodies were embedded in the toothed working models with the help of a parallelometer and the main models were obtained. From these main models, 5 reference models were obtained for each implant brand (n=5). From each reference model, 10 working models were obtained using the same analogue with conventional measurements. While these models were being produced, each analogue was subjected to sterilization process and reused. Reference models and study models were digitized with a proven oral scanner (YouJoy Pioneering Park C Ningbo, People's Republic of China) and saved as STL. Then, these scans were matched with a reverse engineering software, Geomagic Control X (Geomagic Control, Santa Clara, The United States of America) and the findings were evaluated statistically. Comparison of impressions within implant brands, repeated impressions analysis of variance, and one-way analysis of variance were used for comparison of implants within the impression. Bonferroni test, Tukey HSD and Tamhane's T2 tests were used in multiple comparisons. Significance level was taken as $p < 0.05$.

Results: Within the findings of our study, statistically significant differences were found between repeated impressions, valid for all three implant brands ($p < 0.001$). According to the results of our study, it was seen that the reuse of the impression analog had an effect on the impression accuracy, so the null hypothesis of our study was rejected.

Conclusion: Within the limitations of this study, analogues of any implant brand should not be used ten times in a row. It is recommended to use a new analogue in each impression for impression accuracy. Straumann brand gave better results than Dio and Mode brands in terms of reuse, but reuse of impression analogues is risky in our opinion, since there is no agreement on acceptable clinical deviation and impression analogues are broken and removed from the cast.

Keywords: implants, dental impression, impression analogue, sterilization

1.GİRİŞ

Protetik diş tedavisinin amacı, kaybedilen dişlerin veya çevre dokuların yerine konmasıdır. Günümüzde yiyecek alışkanlıkları, iyi olmayan ağız hijyeni, artmış erken çocukluk çağı çürükleri, dental travma, sosyoekonomik durum, genetik faktörler ve genel sağlık problemleri gibi çeşitli nedenlerle diş kayıpları gerçekleşmektedir ve bunun sonucunda tek diş eksikliğinden tam ağız diş eksikliğine varan klinik tablolarla karşılaşmaktadır. Bu diş eksiklikleri; diş kaybının sayısı, çenelerin birbiriyle olan ilişkileri, oklüzyon durumu, hastanın yaşı, genel sağlık durumu, ağız hijyeni ve sosyoekonomik durumları göz önünde alınarak birtakım protetik yöntemlerle tedaviler yapılmaktadır. Bu yöntemler genel olarak; diş üstü sabit protezler, hareketli bölümlü protezler, hareketli tam protezler, implant üstü sabit protezler ve implant üstü hareketli protezler olarak gruplandırılabilir.¹

İmplant üstü protezler hasta memnuniyetinde ciddi bir artışa sebep olmuştur. Bu protezler sayesinde tedavi seçenekleri oldukça genişlemiş, hemen her durumda sabit implant destekli protezlerin yapılabilmesi sebebiyle hastalar hareketli protez kullanmak zorunda kalmamışlardır. Bu ise hastaların fonksiyon, estetik gibi taleplerinin daha iyi karşılanmasını sağlamıştır.²

İmplant üstü protezlerde en önemli konu, implantın çenedeki konumunu doğru bir şekilde ağız dışına aktarmaktır. Bir başka deyişle implantın ölçüsünün alınmasıdır. İmplantın ölçüsünün doğru alınması pasif uyum sağlanması açısından çok büyük bir öneme sahiptir. Sabit restorasyon dayanaklar üzerine oturduktan sonra; protetik sistemde ya da çevre kemik dokuda statik bir yük oluşturmuyorsa bu durum pasif uyum olarak adlandırılır.³ Pasif uyumun elde edilebilmesinin ilk aşaması doğru ölçü alınması ve ağız içi ortamın laboratuvar ortamına en az hata ile aktarılmasıdır. İmplant üstü ölçülerin doğru bir şekilde alınması için çeşitli ölçü yöntemleri geliştirilmiştir.^{4, 5} Bunlar temel olarak geleneksel ve dijital ölçüler olarak ikiye ayrılır. İmplant üstü protezlerde geleneksel ölçü, açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü yöntemi olmak üzere iki şekilde alınabilir. Her iki yöntemde de dişlerden farklı olarak implantların kaydı alınırken implant üzerine vidalanan ve kullanılan yönteme göre ölçüye aktarılma şekilleri değişiklik gösterebilen ölçü postları ve ölçü analogları kullanılır. Üretici firmalar, sağlıklı bir ölçü alımı için her parçanın bir defa kullanılmasını önermektedir; fakat

diş hekimliği tedavileri pahalı tedaviler oldukları için ölçü alımındaki maliyetleri düşürmek amacıyla gerek ölçü postları gerekse de ölçü analogları ülkemizde ve dünyadaki birçok ülkede birden çok defa kullanılmaktadır. Bu gerçek göz önüne alınarak, bu ölçü parçalarının en fazla kaç kere kullanılabileceğini hekimin inisiyatifine bırakmaktansa, bunu bilimsel bir araştırmayla ortaya koymak bu çalışmanın amacıdır.

Daha önce ölçü postlarının çoklu kullanımı hakkında bazı çalışmalar yapılmıştır,⁶⁻⁸ ancak ölçü analoglarının tekrar kullanımıyla ilgili bir çalışma ve uzmanlık tezi henüz yürütülmemiştir. Bu açıdan çalışmamız diş hekimliğindeki bilimsel literatüre önemli bir katkı sunacaktır.

Bu uzmanlık tezinin amacı, üç farklı implant markasının ölçü analoglarının, markaları hem kendi içlerinde hem de birbirleriyle karşılaştırmak suretiyle, tekrar kullanılmalarının ölçü doğruluğuna etkisinin ve analogların yüzey değişimlerinin araştırılmasıdır.

Çalışmamızın sıfır hipotezi;

- Ölçü analoglarının tekrar kullanımının ölçünün doğruluğu üzerine etkisi yoktur.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Dental implant; sabit ve hareketli protezler için mukoza veya periostun altına yerleştirilen, çene kemiğinin içi veya üzerinde proteze destek olması için kullanılan protetik alloplastik bir materyaldir.⁹

İmplantoloji, teşhis, tedavi ve dental implantların uygulanması, implant destekli restorasyonların yapımı ile tam veya parsiyel dişsiz hastaların memnuniyetini, fonksiyon ve estetik beklentilerini karşılayan bilim dalı olarak tanımlanmaktadır. İmplantoloji, geçtiğimiz yıllarda bütüncül bir protetik tedavi açısından bir devrim yaratmıştır ve günümüzde protetik diş tedavisi uzmanlığının dördüncü dalı olarak sayılmaktadır.¹⁰ İmplant üstü protezlerin, parsiyel ve tam dişsizliği olan hastaların yaşam kalitesini önemli derecede iyileştirdiği görülmektedir.

Dental implantlara dair bilimsel gelişmelerin başlangıcını, Branemark ve arkadaşları ile Schroeder ve arkadaşlarının saf titanyum implantlar üzerinde yaptıkları bilimsel çalışmalar oluşturur. 1960'lı yıllarda Branemark, kemikteki hücrelerin titanyum çevresinde büyüdüğünü ve titanyumu reddetmeden direkt olarak yapıştığını gözlemlemiştir.

Titanyum bu yüksek biyouyumluluğu gösterdikten sonra, Branemark, dental implant yapımında titanyumun kullanılabileceğini belirtmiş; titanyum ile kemik arasında oluşan bu bağlantıyı da osseointegrasyon olarak adlandırmıştır. 1977 yılında Branemark, dental implantlar ile tedavilerini sağladığı hastaların 10 yıllık takip sonuçlarını yayınlamıştır.¹¹

Diş kayıplarının implant destekli protezler ile rehabilite edilmesi, kaybedilen diş fonksiyon ve anatomisinin komşu dişlere herhangi bir değişiklik veya hasar vermeden, konservatif bir şekilde tedavi edebilme imkanı vermektedir. İmplantüstü restorasyonların yapılma amacı ağızda fonksiyon, fonasyon ve estetiği sağlamaktır.

İmplant üstü protetik restorasyonlar ile bölümlü ya da tam dişsiz hastaların, kaybetmiş oldukları fonksiyon, fonasyon, estetik ve ağız sağlığı geri kazandırılır.

Simonis ve arkadaşlarının yapmış oldukları 10-16 yıllık retrospektif çalışmalarda; implant üstü sabit protetik restorasyonlar için sağ kalım oranını %82,94, başarı oranı ise %51,97 olarak bildirilmiştir.¹²

2.2. İmplant Üstü Protez Çeşitleri

İmplant üstü protezler; implant üstü sabit protezler ve implant üstü hareketli protezler olmak üzere temelde 2 gruba ayrılır. İmplant üstü hareketli protezler implantın adeti, implant-mukoza destekleri ve ataçman çeşitlerine göre sınıflandırılır iken implant üstü sabit protezler ise geri kazandırdıkları doku miktarına göre sınıflandırılmaktadırlar.

Misch'in sınıflamasına göre implant üstü protezler:

1. SP 1: Kuru yerine koyan implant üstü sabit protezler
2. SP 2: Kuruyla beraber bir miktar koronal kök bölgesini de yerine koyan implant üstü sabit protezler
3. SP 3: Kuru ve kökle birlikte yumuşak dokuyu da belli bir miktar yerine koyan implant üstü sabit protezler
4. HP 4: Yeterli implant adeti ve konumlandırmasıyla gerçekleştirilen implant destekli hareketli protezler
5. HP 5: Az sayıda implantla yapılan hem implant hem de mukoza destekli hareketli protezler.¹³

İmplant üstü sabit protezler, implant ve abutment (dayanak) tutunma prensiplerine göre de siman tutuculu ve vida tutuculu protezler olmak üzere 2 gruba ayrılırlar.

2.2.1. Siman Tutuculu Protezler

Farklı materyaller ve altyapılarla üretilebilen implant üstü protezlerin, implant gövdesine (body) vidalanmış olan abutment üzerine siman yardımıyla yapıştırıldığı uygulamadır. Abutment preparasyon şekli ve simantasyon tekniği diş üstü sabit protezlere benzerlik göstermektedir ve bu yönüyle uygulama açısından vidalı implant üstü protezlerden daha kolaydır. Ayrıca bu protez çeşidinde oluşturulmuş olan siman boşluğu sayesinde

minimum düzeydeki abutment-protez uyumsuzluklarının tolere edilebilmesi ve böylece alt yapı uyumunun sağlanması mümkün olmaktadır.

2.2.1.1. Siman Tutuculu Protezlerin Avantajları

- Vida deliği girişinin bulunmaması nedeniyle kron bütünlüğünün sağlanması estetik avantaj sağlar. Ayrıca oklüzale gelen çiğneme kuvveti vida deliği olmadığı için direkt olarak abutmenta iletilir bu da mekanik avantaj sağlar.
- Altyapı ile abutment arasında siman bulunması pasif uyumu daha kolay sağlar.
- Hatalı olarak eğimli yerleştirilen implantların açılarının tolere edilebilmesi daha kolaydır.
- Laboratuvar maliyetleri vidalı protezlere göre daha azdır.
- Vida gevşemesi ve kırılması daha az yaşanır.¹⁴

2.2.1.2. Siman Tutuculu Protezlerin Dezavantajları

- Simantasyondan sonra yeterli siman temizliği sağlanmazsa, artık kalan siman periimplantitis, periimplant mukositis gibi ileride implantın kaybına dahi yol açabilecek hastalıklara yol açabilir. Artık simanın kalmaması için birtakım uygulamalar önerilmiştir. Diş ipi kullanımı, teflon bant kullanımı, küretaj ve protez yüzeyine vazelin sürülmesi bunlardan bazılarıdır.¹⁵⁻¹⁷
- Siman tutuculu protezlerin gerektiği zaman sökülmesi işlemi daha zordur. Özellikle tam ağız restorasyonların sökülmesi gerektiğinde, bu işlem hastalara çok travmatik deneyimler yaşatabilmektedir.
- İnteroklüzal mesafenin 4 mm'den az olduğu durumlarda tutuculuğu çok zayıftır.

2.2.2. Vida Tutuculu Protezler

Simante edilmeden, protez üzerinde hazırlanan vida deliğinden geçirilen vidanın abutment veya implant gövdesine bağlanmasıyla ağza uygulanan protez çeşididir.

2.2.2.1. Vida Tutuculu Protezlerin Avantajları

- Abutment yüksekliğinin 4 mm'den kısa olduğu durumlarda vida retansiyonlu sistem, kuvvetlere karşı çok dirençlidir.
- Servikal bölgede siman olmaz böylece artık simanın neden olabileceği periimplantitis elimine edilmiş olur.
- Provalar sırasında ya da restorasyon teslim edildikten sonra restorasyonun geri çıkarılması oldukça basittir.
- Vida- implant kilit sistemi nedeniyle retansiyon daha iyi sağlanır.

2.2.2.2 Vida Tutuculu Protezlerin Dezavantajları

- Yerleştirilmeleri özellikle posterior bölgede daha zordur.
- Kullanımının implant açılanmasının vida girişine izin verdiği ve estetiğin önemli olmadığı bölgelerle sınırlıdır.
- Oklüzal yüzey bozulmalarının daha kolaydır.
- Vida deliği varlığı porselendeki kırılma dayanıklılığını düşürerek restorasyonun ömrünü kısaltır.
- Daha karmaşık laboratuvar aşamaları ve yüksek maliyet gerektirir.
- Vida deliği estetik olmayan bir görüntü oluşturur ve oklüzal anatominin ideal şekilde oluşturulmasına engel olur.¹⁸⁻²¹

2.3. İmplant Sistemlerinde Kullanılan Parçalar

2.3.1. İmplant Gövdesi

Çene kemiği içerisine, cerrahi ameliyatla yerleştirilen esas parçadır. Kemikle direkt ilişkide bulunarak osseointegrasyonu sağlayan ve iyileşme başlığı, abutment gibi parçaların üzerine vidalandığı parçadır. Biyouyumluluğu kanıtlanmış olan titanyum implant gövdelerinin yanı sıra günümüzde zirkonyum gibi farklı metallerden de implant gövdesi üretilmektedir ve kemiğe entegrasyonunu arttırmak için dış yüzeyine çeşitli işlemler uygulanmaktadır.

2.3.2. İyileşme Başlığı

İmplant iyileşme başlığı, protetik dişin etrafında sağlıklı diş eti oluşturulmasını ve dişin gerçekten diş etinden çıkıyormuş gibi görünmesini sağlamaya yardımcı olan ve sıklıkla titanyumdan üretilen parçalardır. İkinci cerrahi aşamada implant gövdesine silindirik transmukozal bir vidayla tutturulur. Farklı çap ve diş eti yüksekliklerde üretilirler.

2.3.3. Dayanak Vidası

Abutmentin içinden geçip implant gövdesine sıkıca oturan ince vida şekline sahip parçadır.

2.3.4. Dayanak

Dayanak vidası ile protezin gövdesine bağlanan protetik komponenttir. Geçici ya da daimi protezler bu dayanağa göre tasarlanıp üretilir. Diş eti yüksekliğine göre farklı basamak yükseklikleri ve implant gövdesinin açısına göre farklı açılarda üretilirler. Aynı zamanda üretilecek protez tipine göre titanyum, zirkonyum, polietilen eter keton (PEEK), altın gibi çeşitli materyallerden üretilirler.²²⁻²⁴

2.3.5. Ölçü Postları

İmplantın çene içindeki pozisyonunu ağız dışına aktarmaya yarayan parçalardır. Bu aktarma işlemi yapılırken ölçü postuyla beraber ölçü maddesi ve ölçü kaşığı kullanılır. Farklı implant üstü ölçü tekniklerinde kullanılmak üzere farklı ölçü postları üretilmiştir.

2.3.5.1. Direkt Ölçü Postları (Direkt Transfer Kopingi)

Çene kemiği içerisinde bulunan implant gövdesine vida yardımıyla bağlanır ve tek aşamalı implant üstü ölçülerde kullanılır. Bir diğer ismi açık ölçü postudur. Genellikle ikiden fazla implant varlığında ya da çok açılı yerleştirilmiş implantın ölçüsünün alınmasında bu postlar kullanılır. Bu ölçü postlarının kaşığa temas ettiği yerler delinir ve ölçü sertleştikten sonra delinen yerlerden vidaya ulaşılır ve vida gevşetilir. Kaşığın üzerinden kolay ulaşım sağlanması için boyları kapalı ölçü postlarına göre daha uzundur.

2.3.5.2. İndirekt Ölçü Postları

Tasarımı açık ölçü postlarından farklıdır. Yüzeyinde daha az girinti çıkıntı bulunur. Tek ya da iki aşamalı ölçülerde kullanılabilir. Açık ölçü postlarının aksine ölçü alınırken ölçü kaşığının delinmesine gerek yoktur. Ölçü materyali sertleştikten sonra kapalı ölçü postu ağızdan uzaklaştırılır ve analog ile birleştirilerek ölçü maddesinde oluşan negatifine yerleştirilir.

2.3.5.3. Snap Coping

Kapalı kaşık ölçü netliğini arttırmak amacıyla üretilmiş olan, tepesi çeşitli şekillerde olup andırtatlı alanları olduğu için ölçünün içerisinde kalan plastik kepleri olan indirekt ölçü materyalidir.²⁵

2.3.6. Analog

İmplant gövdesini taklit etmek amacıyla üretilmiş bir parçadır. İmplant gövdesinin dış yapısından ziyade bağlantı kısmını taklit eder. Ölçü kopingleri bu parçaya vida yardımıyla bağlanır ve bu parça ana modelin içinde kalarak implantın konumunu ağız dışına aktarılmasını sağlar.²²

2.4. İmplant Üstü Protezlerde Ölçü

Ölçü en basit tanımıyla bir negatif kopyadır. Ağız içindeki prepare edilmiş dişlerin, çevre dokuların veya ölçü postlarının negatifleri bir ölçü maddesiyle elde edilir ve bu ölçü maddelerinin içine alçı dökülerek bir pozitif kopya elde edilir.²⁶ Ölçü işlemi implant üstü restorasyonlarda diş üzeri restorasyonlardan biraz daha önemlidir. Bunun nedeni; implant ile doğal diş arasındaki farklılıklardır. Bu farklılıklardan en önemlilerinden biri periodontal membranın olmamasıdır. Periodontal membranın olmaması hatalı ölçü sonucu oluşan uyumsuzlukların tolere edilememesine yol açar. Pasif uyum, implant gövdesi ile protetik komponentler arasında maksimum uyum olmasıdır. Özellikle vida tutuculu protezlerde pasif uyum çok daha fazla önem arz etmektedir.³ Pasif olmayan uyum olduğunda önce oklüzal uyumsuzluk meydana gelir bu da bir süre sonra vida gevşemesine neden olur. Eğer vida gevşemesi hasta tarafından fark edilmezse vida streslere dayanamadığı için vidada kırıklar meydana gelir. Bu süreç implant boyun kırıklarına kadar devam eder.²⁷ Bu yüzden ölçü işlemi hayati önem taşımaktadır.

İmplant üstü protezlerde ölçü genel olarak ikiye ayrılır. Bunlar konvansiyonel (geleneksel) ölçü ve dijital ölçüdür.

2.4.1. Konvansiyonel (Geleneksel) Ölçü Teknikleri

İmplant üstü geleneksel ölçü alınırken birden çok parametreye dikkat edilmesi gerekmektedir. Bunlar; ölçü parçalarının ölçü maddesi içerisinde doğru pozisyonda olduğundan emin olunması, ölçü parçalarının ölçü maddesi içerisinde mikro-hareketlere bağlı olarak pozisyonunun değişip değişmediğinin kontrol edilmesi, analog ile ölçü kopingi

arasındaki kilitlenmenin yeterli olması, ölçü maddelerindeki boyutsal değişimler ve alçının sertleşme sırasındaki genleşmesidir.²⁸⁻³⁰

İmplant üstü geleneksel ölçü alma yöntemleri genel olarak direkt ölçü tekniği (Açık kaşık / Pick-up tekniği), indirekt ölçü tekniği (Kapalı kaşık / Transfer tekniği) ve snap-on (Pres-fit) olarak üçe ayrılır.

2.4.1.1. Direkt Ölçü (Açık Kaşık / Pick-Up) Tekniği

Açık ölçü tekniğinde açık ölçü postu implant gövdesine vidalanır. Ölçü maddesi daha önce ağızda denenmiş olan ve genellikle akrilikten yapılan ölçü kaşığı yardımıyla ağza yerleştirilir. Bütün ölçü postu vidalarının kaşıktan ve ölçü maddesinden dışarı çıktığından emin olunur. Sertleşme tamamlandıktan sonra kapalı ölçü tekniğinden farklı olarak ölçü kaşığı post vidalarının sökülmesinden sonra çıkarılır bu şekilde ölçü postları ölçü maddesi içerisinde kalır. Sonrasında ölçü analogları ölçü postlarıyla doğru bir şekilde birleştikten sonra elde edilen bu analog-post birleşimi uygun şekilde vidalanır ve alçı model elde edilir.^{31, 32}

Açık ölçü tekniği ölçü postlarının birbirine bağlanmasına (splinte) veya bağlanmamasına (splinte olmayan) göre ikiye ayrılır.

2.4.1.1.1. Splintli Açık Kaşık Ölçü Tekniği

Bu ölçü yönteminin geliştirilmesindeki temel amaç, tam ark implant ölçülerinde ölçü postlarını rijit bir şekilde birbirine bağlayıp splintleyerek ölçü içerisinde oluşabilecek muhtemel hareketleri önlemektir.³² Ölçü postlarını birbirine bağlamak için çeşitli materyaller kullanılmıştır. Bunlar arasında;

- Akrilik-patern rezinler
- Dual-cure akrilik rezinler ve ortodontik teller³³
- Ölçü plasterleri³³
- Karbon çelik pinler³⁴

- Işıklı sertleşen kompozit rezinler³⁵
- Prefabrike akrilik rezin barlar³⁶ bulunur.

Bu splintleme materyalleri arasında en çok kullanılan akrilik patern rezinlerdir. Bazı araştırmacılar patern rezinin polimerizasyon büzülmesinin en aza indirgenmesi için bazı yöntemler önermişlerdir. Bunlardan biri ölçü postlarının splintlenmesinden sonra patern rezinin separe yardımıyla kesilip, polimerizasyonun tamamlanmasının ardından tekrar patern rezinle birleştirilmesidir.^{37,38} Mojon ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada akrilik patern rezinin polimerizasyon büzülmesinin %80'inin ilk 17 dakikada gerçekleştiğini göstermişlerdir.³⁹

2.4.1.1.2. Splintsiz Açık Kaşık Ölçü Tekniği

Anatomik faktörlere bağlı olarak, bazen implantlar uygun açıda yerleştirilemeyebilir, bunun sonucu olarak çok fazla açılı yerleştirilen implantlarda ölçü postları birbirlerine bağlanmayabilir. Bu durumlarda ise ölçü postları birbirlerine bağlanmadan açık kaşık ölçü yöntemiyle ölçü alınabilir. İmplant sayısının arttığı ve implant açısının 20 derecenin üzerine çıktığı tam ark çalışmalarda splintsiz açık kaşık ölçü yönteminin kullanılması önerilmektedir.⁴⁰⁻⁴²

2.4.1.2. İndirekt Ölçü (Kapalı Kaşık- Transfer) Tekniği

Bu ölçü tekniğinde açık kaşık ölçü tekniğine kıyasla daha kısa ölçü postları kullanılır ve bu ölçü postları ağız içerisinde implant gövdesine bağlanır ve ölçü kaşığında herhangi bir delme işlemi yapılmaz. Kaşıkla birlikte ağza yerleştirilen ölçü maddesinin sertleşmesinin ardından kaşık ağızdan uzaklaştırılır. Ağız içinde kalmış olan ölçü postlarının vidaları gevşetilerek ölçü postları çıkarılır ve tekrar analogla bağlanarak manuel olarak ölçü içerisinde bulunan yuvalarına uygun şekilde yerleştirilir.

İndirekt ölçü tekniği, az sayıda implant içeren vakalarda, interark mesafenin sınırlı olduğu, posteriorda implantlara erişimin zor olduğu, bulantı, öğürme refleksi ya da astım

gibi rahatsızlıkları nedeniyle ölçü kaşığının uzun süre ağızda bulunmasına izin veremeyen hastalarda endikedir.⁴³

2.4.1.3. Snap-fit (Press-fit) Ölçü Tekniği

Bu ölçü tekniği ölçü postlarının ucuna yerleştirilen snap-fit isimli plastik ölçü parçalarının, ölçü ağızdan uzaklaştırılır iken ölçü maddesinin içinde kalması sebebiyle farklı bir ölçü tekniği olarak kabul edilmektedir. Kapalı kaşık ölçü tekniklerindeki hekim ve ölçü parçalarındaki konfigürasyon bazlı gelişebilen hataları elimine etmeye ve ölçü hassasiyetini arttırmaya yönelik geliştirilmiş olan, esasında bir kapalı kaşık ölçü tekniğidir. Ölçü postları tekrar implanttan ayrılarak analogla birleştirilir ve ölçü içindeki snap-fite tam oturacak şekilde yerleştirilir.²⁵

Bu tekniğin avantajları;

- Plastik ölçü parçalarının vidalanmadan hafif el baskısıyla kolaylıkla yerine yerleştirilebilmesi
- Plastik ölçü parçasına oturan ölçü postlarının stabilitesi artması ve böylece daha doğru ölçülerin alınabilmesi
- Uygulama süresinin kısa olmasıdır.

2.4.2. Konvansiyonel İmplant Üstü Ölçülerde Kullanılan Ölçü Materyalleri

İmplant üstü protezlerin hazırlanması sırasında ağız ortamının modele aktarmak hayati bir önem taşımaktadır. Bunun için kullandığımız materyaller hatasız bir aktarım yapmak için uygun materyaller olmalıdır.⁴⁴

Ölçü materyalleri, elastik ve elastik olmayanlar şeklinde ikiye ayrılmaktadır. Elastik ölçü materyalleri; elastomerler (polisülfite, kondansasyon silikonu, A tipi silikon ve polieter) ve hidrokolloidler (agar agar, aljinat) şeklinde ikiye ayrılmaktadır. Elastik olmayan ölçü materyalleri çinko oksit öjenol, ölçü alçısı ve stenç (impression compound) şeklinde gruplara ayrılmaktadır.

ADA-19 sınıflamasına göre;

1. Polisülfite esaslı ölçü maddeleri

2. Silikon esaslı ölçü maddeleri
 - Kondensasyon silikonu
 - Polivinil siloksanlar
3. Polieter esaslı ölçü maddeleri⁴⁵ şeklinde sınıflanmaktadırlar.

2.4.2.1. Silikon Esaslı Ölçü Materyalleri

Silikon esaslı ölçü materyalleri polivinil siloksan ve kondensasyon silikonu olarak ikiye ayrılır.

2.4.2.1.1. Kondensasyon Silikonu

Kondensasyon reaksiyonu ile polimerize olmalarından dolayı bu adı almışlardır. Katalizörlerinden dolayı organotin silikonlar olarak da bilinirler. Bu ölçü maddesinin temel malzemesi inert doldurucularla karışmış olan ve başka maddelerle etkileşime girmeyen terminal hidroksil grupları olan likit silikon polimeridir. Kondensasyon reaksiyonu etil ve metil alkolün eliminasyonu sonucu gerçekleşir. Alkolün buharlaşması materyal büzülmesinden sorumludur ve bu yüzden boyutsal stabilitesi zayıf olur.⁴⁶ Ortam ısının yüksek olması sertleşme zamanını kısaltır. Kondensasyon silikonlarının raf ömrü kısadır. Bunun sebebi organotin (kalay) bileşiklerinin varlığında, alkil silikatların stabil olmaması sonucu kalayın okside olmasıdır. Hidrofobik kondansasyon silikonu ile ölçü alınırken yüzey kesinlikle nemsiz olmalıdır. Boyutsal stabilitesi zayıf olduğu için en az 1 saat içinde dökülmesi gerekir.⁴⁷

2.4.2.1.2. Polivinil Siloksan

Boyutsal stabilitesi kondensasyon silikonlardan daha iyidir. Bunun sebebi polimerizasyon sırasında yan ürün çıkarmamasıdır. İki pat halinde bulunur. Birinci pat terminal silan hidrojen grupları ve inert doldurucular içeren silikondur. Diğer pat terminal vinil grupları, kloroplatinik asit katalizörü ve doldurucu içerir. Geç veya ikinci kez

dökülmekten en az etkilenen ölçü maddesidir.⁴⁸ İlave silikonların oldukça fazla hidrofobik özellik göstermelerinden dolayı ortaya çıkan problemleri azaltmak daha az hidrofobik olmalarını sağlamak ve temas açısını azaltmak için bazı ürünlere sürfaktanlar ilave edilmektedir.⁴⁹ Geç veya ikinci kez dökmekten en az etkilenen ölçü materyalidir. Putty kullanılacağı zaman lateks eldivenler kullanılmamalıdır. Lateks içinde bulunan sülfür, ferrik ve alüminyum sülfat bileşikler ölçü maddesinin polimerizasyonunu engellemektedir.⁴⁴

2.4.2.2. Polieter Esaslı Ölçü Maddeleri

Krotonik asit gibi alfa, beta doymamış asit ile terminal hidroksil gruplarının esterlemesi için reaksiyona giren epoksietan ve tetrahidrofuranın kopolimeridir.⁵⁰ Polieter iki tüpte bulunur ve bazın hacmi aktivatörden fazladır (8:1). Bu ölçü materyalinin netliği diğer elastomerlerle aynı derecede hatta bazılarında daha üstündür. Dökme işlemi uzun süre ertelendiğinde hatta ağızdan çıkarıldıktan bir hafta sonra döküldüğünde bile boyutsal stabilitesi oldukça iyidir.⁵¹ Polieter hidrofiliktir. Ölçü nemli bir ortamda saklanmamalıdır. Materyal kalındır ve andırkatlara blackout yapılmalıdır.⁵² Oldukça kırılmandır.

Ölçü materyali alerjik reaksiyona neden olabilir.⁵³ Hastaların yaklaşık % 0.5'i polieter yapısında bulunan aromatik sülfonat katalizörlerine karşı bir reaksiyon gösterir.

2.4.2.3. Polisülfid Esaslı Ölçü Maddeleri

Polisülfid, mercaptan, tiokol ya da basitçe plastik esaslı olduğu bilinen bir elastomerik maddedir. Ölçü materyali iki tüpte bulunur. Baz, inert bir sıvı polisülfid polimer içerir. Aktivatör, sıklıkla kurşun dioksit bir doldurucu ile az miktarlarda karıştırılmış sülfür ve yağdır. Polimerizasyon süreci ekzotermiktir, nemden ve sıcaktan önemli derecede etkilenir.⁵⁴ Polisülfid ölçü ağızdan çıkarıldığında 1 saat içinde dökülmelidir. Andırkatlı alanlara block-out yapılmalıdır yoksa ölçü çıkarılırken distorsiyona uğrar. Polisülfid radyopak olan tek ölçü materyalidir. Çünkü yapısında kurşun dioksit vardır.⁵⁵

2.4.3.İmplant Üstü Protezlerde Dijital Ölçü

Dijital diş teknolojileri, 1980'lerde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim sürecinin tanıtılmasından bu yana hızla gelişmiştir. Tanım olarak, CAD-CAM 3 unsurdan oluşur; bilgisayar destekli veri toplama, veri işleme/tasarım ve üretim. 2003 yılında, tek diş restorasyonlarının imalatında kullanılabilecek üç boyutlu bir dijital görüntüyü taramak ve üretmek için bu 3 ögeyi kullanmak mümkün hale gelmiştir.⁵⁶ Bilgisayar destekli veri toplamanın dijital tarama sistemleri kullanılarak ortodonti, protez ve implant diş hekimliği dahil olmak üzere diş hekimliğinin diğer alanlarında uygulanması çok hızlı bir süreçte gerçekleşmiştir. Dijital ölçüler hasta başında geçirilen zamanı kısalttığı gibi laboratuvarlarla olan iletişimi de pozitif anlamda etkilemiştir. Dijital implant ölçüleri, konvansiyonel ölçü tekniklerinde göz önünde bulundurulması gereken, uygun kaşığın seçilmesi, splintte kullanılan materyallerdeki ve ölçü materyalindeki büzülme, alçının genişmesi gibi birçok aşamayı elimine eder. Bu ise daha net bir ölçü alımını ve dolayısıyla daha iyi uyumlu protezlerin üretilmesini sağlar.⁵⁷ Bununla birlikte kişisel kaşık üretimindeki, alçı ve ölçü materyali maliyetlerinin de azalmasını sağlar. Bir avantajı da, hekimin dijital olarak aldığı ölçüyü ekranda görmesi sayesinde ölçüdeki hataların daha teknisyene gitmeden görülmesi ve böylece zaman kaybının en aza indirilmesidir.

Dijital ölçü sistemlerinin ölçü alımı sırasındaki avantajlarının yanında üretim aşamasında da çok ciddi avantajları vardır. Örneğin implant üstü protezlerin altyapıları tek parça katı blok materyallerinden üretilmektedir. Bu ise daha homojen altyapıların üretilmesinin sağlamaktadır. Örneğin CAD/CAM teknolojisi sayesinde altyapı üretiminde kullanılan titanyum, konvansiyonel yöntemlerle üretilen altyapılarda kullanılan değerli alaşımlara göre daha ucuza mal edilirken, değersiz alaşımlarla üretilen altyapılarda görülen galvanik korozyona neden olmamaktadır. Titanyumun aynı zamanda implantın da üretildiği madde olması implantla bu galvanik korozyonu engellemektedir ve biyolojik uyumu da arttırmaktadır.⁵⁸

Dijital ölçü alımında, implant gövdesine vidalanan ve ağız içi tarayıcının implantın üç boyutlu konumunu bilgisayar ortamına aktarılmasını sağlayan parçalara tarama parçası (scan body) denilmektedir.⁵⁸ Piyasada bulunmakta olan ve çeşitli implant firmaları tarafından üretilen tarama parçaları; üretildikleri materyal, boyut, şekil, yüzey

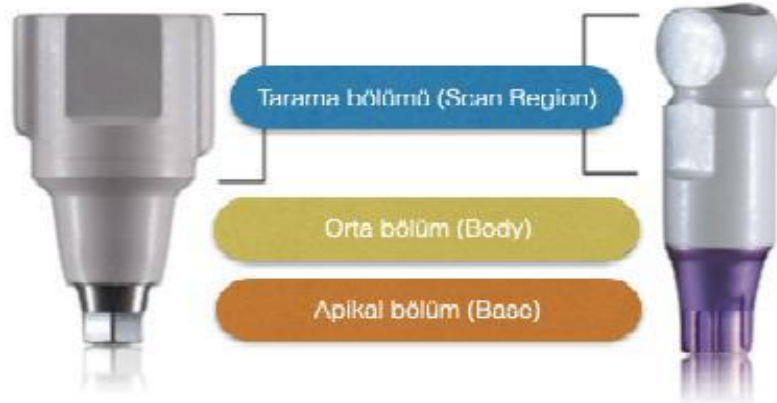
özellikleri, bağlantı şekli (implant seviyesi, abutment seviyesi vb.) ve maliyet açısından çok farklı özelliklere sahiptirler (Şekil 2.1).



Manufacturer	Dentsply	DESS	Core-3D	Elos	NT-Trading	Medentika	Biohorizons	Zimmer
Implant System	Most major	Most major	Most major	Most major	Most major	Most major	Biohorizons	Zimmer
Scanner	All	All	All	All	All	All	Trios	All
CAD software	Proprietary	All major	All major	All major	All major	All major	3shape	3shape (Proprietary)
Body Material	PEEK	PEEK	PEEK	PEEK	PEEK	Ti	PEEK	PEEK
Mating Surface	Metal	PEEK	PEEK	Ti	Metal	Ti	PEEK	PEEK
Shape/Geometry	Flat cylinder with ball top	Cylinder with triangular region	Tapered flat cylinder	Cylinder with angled flat surface	Rectangular	Flat cylinder	Cone	Flat cylinder
Recommended Torque	Hand tighten	Hand tighten	Hand tighten	5 Ncm max	10 Ncm max	Hand tighten	Hand tighten	Hand tighten
Reusable	Yes, unlimited	Single use	10x for FPDs 20x single units	100x (max 2 years)	Single use	Yes, unlimited	Single use	Single use

Şekil 2. 1. Çeşitli Tarama Parçalarının Özellikleri

Tarama parçasının üç farklı bölümü vardır. En üst bölümü tarama bölümü (scan region), altındaki bölüm orta bölüm (body) en alttaki bölüm ise apikal bölümdür (Şekil 2.2).



Şekil 2. 2. Tarama Parçasının Bölümleri

Taramanın yapıldığı asıl bölüm tarama bölümüdür.⁵⁹ CAD sistemini tarafından tanınmasını sağlayan düz ama asimetrik bir yüzeye sahiptir. Bu kısım genellikle orta kısım ile aynı materyalden üretilir. Bu iki kısım PEEK (polieter eter keton), titanyum alaşımı, alüminyum alaşımı ve çeşitli reçinelerden üretilebilir. Apikal bölümü ise tarama parçasının implant gövdesine bağlantısını sağlar ve diğer iki kısım ile aynı ya da farklı materyalden üretilebilir.⁵⁹

2.4.3.1. Dijital İmplant Üstü Ölçüsünü Etkileyen Faktörler

Ağız İçi Tarayıcı ve Yazılımı

Diş hekimliğinde kullanılan güncel tarayıcıların hepsi objeye dokunmadan (non-kontakt) moda kullanılmaktadır. Fakat tarayıcılar arasında çalışma prensibi bakımından farklılıklar vardır. Bunlar arasında konfokal mikroskopi, triangulasyon ve aktif dalga cephesi örnekleme gibi farklı çalışma protokolleri vardır.⁶⁰ Bu çalışma protokolleri arasında, ortaya çıkan tarama görüntüsü bakımından bazı farklılıklar olabilmektedir. Dijital ölçü alındıktan sonra, taranan nesnenin yüzeyinde nokta bulutu kullanılarak yüzey yapılandırması gerçekleştirilir.⁶¹ Ağız içi tarayıcıya uygun olarak üretilen yazılımın algoritması, bu nokta bulutlarını uygun bir biçimde sıralayıp birleştirerek üç boyutlu bir görüntü oluşmasını sağlar.⁶² Dijital modelde bulunan yüzeyler STL (Standart Triangle Language) formatında kaydedilmektedir ve bu STL dosyasının büyüklüğü ağız içi tarayıcının kullandığı sisteme ve tarama çeşidine göre değişebilmektedir. Operatör kullanımına bağlı olarak taranan nesnenin yüzeyleri farklı yoğunlukta görülebilmektedir.

Ağız içi tarayıcılarının tarama uçlarının büyüklüğü de tarama kalitesini etkileyebilmektedir. Büyük tarama ucu olan ağız içi tarayıcılar ağız kısıtlılığı olan hastalarda verimli bir tarama gerçekleştirememektedir. Bu durum özellikle posterior bölge taramalarını kötü etkilemektedir.⁶³

Tarama Alanı Genişliği

Tarayıcılarla ölçü doğruluğunu etkileyen diğer bir faktör implant sayısı ve buna bağlı olarak tarama alanının genişliğidir. Taranan alanın uzunluğunun artmasıyla beraber ayrı ayrı elde edilen görüntüleri birleştirmek daha zor olacaktır ve bu durum optik gürültü ve distorsiyonlar meydana getirecektir.^{64, 65} Tek diş restorasyonlarıyla karşılaştırıldığında tam ağız restorasyonlarının daha az başarılı olduğu ortaya çıkarılmıştır.⁶⁶

Tam ağız restorasyonlarındaki tarama hatalarını azaltmak için tarama parçalarının birbirine splintlenmesi yöntemi önerilmiştir. Bu teknik, termoplastik reçine ile bağlanan tarama parçaları arasındaki mesafe sorununu ortadan kaldırarak ağız içi dijital ölçülerin yanlışlık seviyesini azaltmayı amaçlar; bu bağlantı aynı zamanda tarayıcının bir tarama parçasından diğerine ve farklı tarama parçaları arasındaki yumuşak dokuların kaydı sırasında yapması gereken dikey sıçramayı da azaltır.^{67, 68}

Tarama Protokolü

Tarama yönü posterior bölgeden anterior bölgeye doğru olduğunda anterior bölgedeki distorsiyon daha fazla olmaktadır ama posterior bölgeler daha geniş yüzey alanına sahip olduğu için tarayıcıya ilk görüntüyü yakalaması için daha fazla referans noktası sağlamaktadır. Bu nedenle posterior bölgelerin ilk taranan alan olarak seçilmesini tavsiye etmişlerdir.⁶⁹

Operatör Tecrübesi

Bir dijital ölçünün net alınabilmesi için klinisyenin kullanılan ağız içi tarayıcı ve onun bağlı olduğu yazılım programına hakim olması çok önemlidir.

Tarama Yapılan Bölge

Anterior bölgenin yüzey alanının posterior bölgelere göre daha düşük olması anterior bölgeden daha az veri elde edilmesine sebep olur bu sebeple taramanın netliğini etkiler ve çeşitli boyutsal değişimlere sebep olur.⁷⁰

Bunun dışında gingival ve proksimal bölgelerde yapılan taramalarda daha çok distorsiyon olduğu gösterilmiştir.⁷¹

Diğer Faktörler

Yukarıda belirtilen faktörler dışında, implantların açılanması, artefaktlar, optik gürültü, optik ajan kullanılması, klinisyenin ani el hareketleri, hastanın baş hareketleri de taramanın netliğine etki etmektedir.⁷²

Dijital Laboratuvar Tarayıcıları

Dijital laboratuvar tarayıcıları, konvansiyonel ölçü yöntemleriyle elde edilen alçı modellerin dijital ölçüsünü alarak CAD/CAM sistemine aktarılmasına yarayan cihazlardır. Günümüzde çeşitli markalara ait farklı dijital laboratuvar tarayıcıları vardır.

Ölçü Hassasiyetinin Değerlendirilmesi

Ölçü netliği, diş hekimliğinde, hassasiyet (precision) ve doğruluk (trueness) kavramlarıyla açıklanır. Doğruluk, ölçüsü alınan esas alan ile o alanın elde edilen ölçüsü arasındaki üç boyutlu uzaysal sapmaları ifade eder. Yani doğruluk ne kadar yüksekse ölçü veya üç boyutlu çalışma modeli ölçüsü alınan bölgeye o kadar benzer. Hassasiyet ise tanım olarak doğruluğun tekrarlanabilmesidir. Ölçülerde doğruluğun ve hassasiyetin kesişmesini istenir buna da kesinlik (accuracy) denir. Boyutsal doğruluk ölçümü için esas olan yöntemler fotogrametri ve topometrik ölçüm yöntemleridir.⁷³ Topometrik ölçüm yöntemine verebileceğimiz en iyi örnek Koordinat Ölçüm Makinesi- Coordinat Measuring Machine

(CMM)'dir. Koordinat ölçüm makineleri çoğu araştırmada kullanılmıştır. Avantajı, optik tarayıcılara göre daha hassas olmasıdır. Dezavantajları ise, interproksimal bölgelere erişiminin kısıtlı olması ve tarama hızının düşük olmasıdır.⁷⁴ Fotogrametrik ölçüm yöntemleri ise, lazer optik tarayıcı, mikroskop, ve tomografi örnek gösterilebilir. Bu yöntemin mantığı, tekrar model eldesi veya ışın gönderme yoluyla nesnenin taranmasıdır.⁷⁵ Ölçü hassasiyeti literatürde farklı yöntemlerle karşılaştırılmıştır. Bunlardan biri hazırlanan model ile o modele uygun üretilen altyapıların uyumuna bakılmasıdır. Bu uyum strain gauge aracılığıyla kıyaslanmıştır.⁷⁶ Bir başka yöntem ise, ana modeldeki ölçümlerle çalışma modelindeki ölçümlerin kıyaslanmasıdır.⁷⁷ Bundan başka mikroskop kullanılmak suretiyle altyapıların uyumunu inceleyen çalışmalar da vardır.⁷⁸ Günümüzde kullanılan bir başka yöntem, optik tarayıcılarla tarama yapıldıktan sonra, yazılım aracılığıyla taramaların karşılaştırılmasıdır. Böylece gerçekleşen sapmalar üç boyutlu olarak tespit edilebilmektedir.⁷⁴ Optik tarayıcılar ile alınan ölçü üzerinden tarama yapılabildiği gibi, dökülen alçı model üzerinden de tarama yapılabilir. Klinik pratik açısından dökülen alçı model üzerinden tarama yapılması daha uygundur. Tarayıcılardaki distorsiyon miktarı en fazla 6-10 μm arasında olmalıdır. Bu değer aralığı oldukça düşük olduğu için klinik açıdan kabul edilebilirdir.⁷⁹

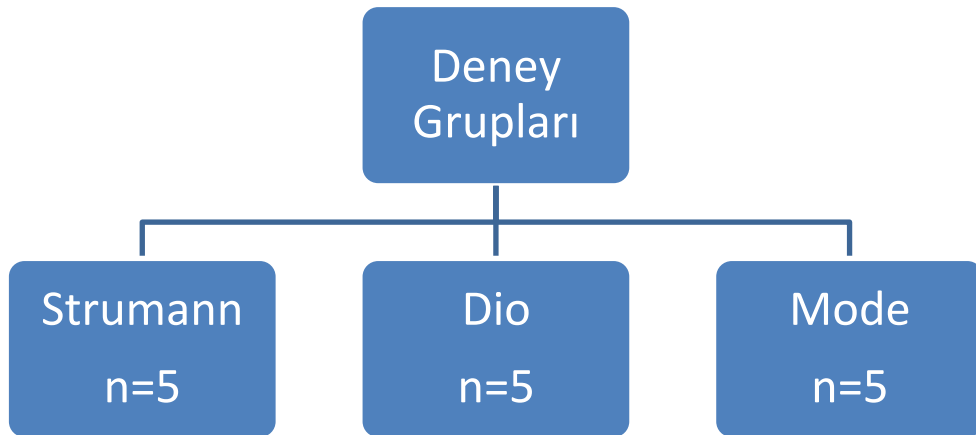
3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından desteklenmiştir (22.DHU.003). Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Tayfur Ata Sökmen Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 14/04/2022 tarihli 34 no'lu kararıyla alınan etik kurul izni ile yürütülmüştür.

Bu tez çalışmasında, implant üstü ölçü alınmasında implantı taklit eden parça olarak kullanılan analogların tekrar kullanımının ölçü doğruluğuna etkisi araştırılmak istenmiştir. Bu amaçla üç farklı implant markasına ait implant gövdeleri dişli çalışma modellerine paralelometre yardımıyla gömülmüş ve ana modeller elde edilmiştir. Bu ana modellerden her implant markası için 5'er tane referans model elde edilmiştir. Her bir referans modelden, aynı analog kullanılarak geleneksel ölçülerle 10'ar tane çalışma modeli elde edilmiştir. Referans modeller ve çalışma modelleri etkinliği kanıtlanmış bir ağız için tarayıcıyla dijital ortama aktarılmış ve STL olarak kaydedilmiştir. Daha sonra ise bu taramalar bir tersine mühendislik yazılımı olan Geomagic Control X (Geomagic Control, Santa Clara, Amerika Birleşik Devletleri) aracılığıyla karşılaştırılmış ve bulgular istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Deney grupları ve çalışma sırasında izlenen yol aşağıdaki şekillerle belirtilmiştir (Çizelge 3.1, Çizelge 3.2).

Çizelge 3. 1. Deney Grupları



Çizelge 3. 2. Her Bir Analog İçin Çalışmanın İşleyişi



Çalışmamızda kullanılan ölçü analoglarının çeşitli özellikleri aşağıdaki tabloda belirtilmiştir (Çizelge 3.3). Buna göre, analogların farklı materyallerden yapılmış olup hepsinin uzunlukları da birbirinden farklıdır. İmplant sistemlerinde genellikle 3 tip implant çapı bulunmaktadır. Bunlar ince (narrow), normal (regular) ve kalın (wide) platform olarak ifade edilirler. Çalışmamızda kullandığımız analogların hepsi normal (regular) kalınlıktaki implantlara uygun analoglardır.

Çizelge 3. 3. Çalışmada Kullanılan Analogların Özellikleri

İmplant Markası	Analog Resmi	Analog Boyutları	Analogun Yapıldığı Materyal
Straumann		11 mm uzunluk Regular platform	Tantalum Nitrit (TaN)
Dio		12 mm uzunluk Regular platform	Titanyum
Mode		12 mm uzunluk Regular platform	Paslanmaz çelik – Kobalt Karışımı

3.1. İmplantların Dişli Çenelere Gömülmesi ve Ağız Taklit Eden Modellerin Oluşturulması

Bu tez çalışmasında, üç farklı implant markası için üç ayrı referans model oluşturulmuştur. Üç referans modelin üçünde de 16 numaralı dişin eksik olduğu bir ağız içi durum taklit edilmiştir. Bu amaçla çalışma modellerinin üzerinden markaya (Frasaco Study Model ANA 4, Frasaco GmbH, Tettang, Germany) ait tornavida ile 16 numaralı dişler sökülümüştür (Şekil 3.1).



Şekil 3. 1. Ağzı taklit eden ana model

Bu çalışmada Straumann (Straumann 4,1 mm Bone Level, Basel, Switzerland), Dio (UFII 4.5 Bone Level, Haeundae-gutarama, Güney Kore) ve Mode (4.5 mm Bone Level, Mode Medikal San. Ve Tic. Ltd. Şti, İstanbul) marka implantlar kullanılmıştır. Her bir implant, implant taşıma parçalarıyla üzerlerinde bulunan dâhili vida yardımıyla birleştirilmiştir. Paralelometrenin çizici ucunun vidası tornavida yardımıyla gevşetildikten sonra implant taşıma parçaları çizici uca yerleştirilmiştir ve çizici uç vidası tekrar tornavida yardımıyla sıkıştırılmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3. 2. Paralelometre yardımıyla ana modele implantın yerleştirilmesi

Paralelometreye bağlı implantlar, model üzerindeki 16 numara bölgesindeki boş soketlere, implantın boynu hizasına kadar yerleştirilip etrafı soğuk akrilik (İntegra, Birleşik Grup Dental, Ankara, Türkiye) ile doldurularak plastik model içindeki soketlere sabitlenmiştir (Şekil 3.3). Böylece üç farklı implant markasının gömüldüğü ağız taklit eden modeller oluşturulmuştur.



Şekil 3. 3. Otopolimerizan soğuk akrilik

3.2. Geleneksel Ölçülerin Alınması ve Referans Modellerin Elde Edilmesi

Tez çalışmamızda ölçü analoglarının tekrar kullanımının ölçü doğruluğuna etkisini araştırdığımız için geleneksel yöntemle yürütülen iş akışını taklit etmek amacıyla A tip (ilave tip) silikon yardımıyla (Zhermack Hydrorise, Badia Polesine, İtaly) ölçüler alınmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3. 4. A tipi silikon ölçü maddesi

Ölçü almak için fabrikasyon olarak üretilen metal yarım çene kaşıklar (Ocean Dental, Sialkot, Pakistan) kullanılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3. 5. Parsiyel ölçü kaşığı

Ölçü maddesinin kaşıktan ayrılmaması için kaşıkların ölçü yüzeyiyle temas edecek iç yüzeyine kaşık adezivi (Universal Tray Adhesive -Zhermack, İtalya) sürülmüştür (Şekil 3.6). Referans model üzerinde, her markanın kendisine ait kapalı ölçü transfer parçaları implantların üzerine uygun şekilde yerleştirildikten sonra markalara uygun anahtarlarla el kuvvetiyle sıkılmıştır.



Şekil 3. 6. Kaşık adezivi

Ölçü maddesi, standardizasyon sağlamak amacıyla bir ölçü karıştırma cihazı yardımıyla (Kulzer Dynamix speed 2, Mitsui Chemicals Group, Tokyo, Japan) karıştırılmıştır (Şekil 3.7).



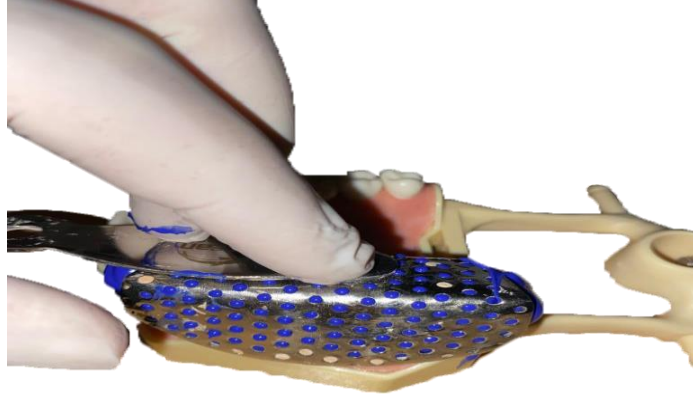
Şekil 3. 7. Ölçü Karıştırma Cihazı

Ölçü maddesi ölçü karıştırma cihazından çıktıktan sonra ölçü kaşığına yüklenmiştir (Şekil 3.8).



Şekil 3. 8. Ölçü Maddesinin Ölçü Kaşığına Yüklenmesi

Ölçünün stabil kalması için kaşığa hafif bir parmak basıncı uygulanmıştır (Şekil 3.9).



Şekil 3. 9. Ölçü Kaşığı Üzerine Parmak Basıncı Uygulanması

Sertleşme gerçekleşene kadar kaşıklara hafif parmak basıncı uygulanmaya devam edilmiştir. Sertleşme gerçekleştikten sonra ölçü kaşıkları modellerden ayrılmıştır. Her bir implant markasına ait ölçü analogları ölçü transfer parçalarına vidalanmıştır (Şekil 3.10). Bunun ardından transfer parçası ve analog bileşkesi ölçü maddesinde oluşan negatifine doğru bir şekilde oturtulmuştur (Şekil 3.11).



Şekil 3. 10. Ölçü Postu ve Analogun Birleştirilmesi



Şekil 3. 11. Ölçü Postu – Analog Birleşiminin Ölçü Üzerindeki Negatifine Yerleştirilmesi

3.4 Alçı Model Oluşturulması

Ölçüler elde edildikten sonra implant analoguyla bağlantının doğru bir şekilde oluşabilmesi için implant üstü ölçülerde kullanılan, dişetini taklit eden pembe bir silikon maddesi (Gingifast Rigid, Zhermack, İtalya) uygulanmıştır (Şekil 3.12). Pembe silikonun ölçü maddesine yapışmaması için implant ölçüsünün etrafına akrilik likiti sürülmüştür. Bu aşamadan sonra ise alçı karıştırma ve dökme aşamasına geçilmiştir. Alçı model elde etmek amacıyla tip 4 alçı kullanılmıştır (Elite Rock, Zhermack, İtalya). Bu amaçla 100g alçı tozuna 20ml distile su karıştırılmıştır (Şekil 3.13). Alçı elde karıştırıldıktan sonra vakumlu alçı karıştırıcısıyla karıştırılıp, dental alçı vibratörü üzerinde ölçü kaşığına dökülmüştür (Şekil 3.14).



Şekil 3. 12. Dişetini Taklit Eden Pembe Silikon



Şekil 3. 13. Tip 4 Dental Sert Alçı



Şekil 3. 14. Pembe Silikonun Ölçüye Uygulanması

Alçının sertleşmesinden sonra her üç implant markası için referans modeller elde edilmiştir (Şekil 3.14).

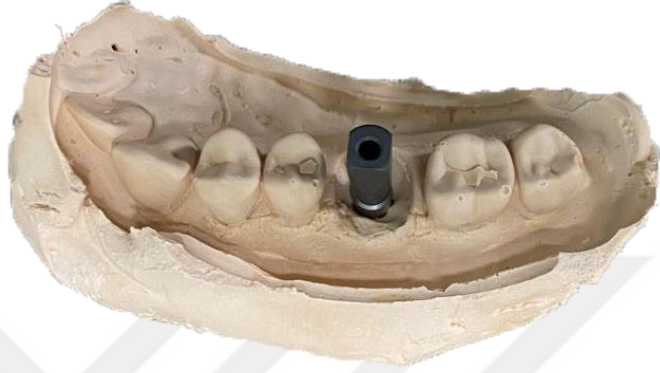


Şekil 3. 15. Üç Markaya Ait Referans Modeller

3.3. Referans Verilerin Dijital Olarak Elde Edilmesi

Alçı modeller elde edildikten sonra, referans modellerin dijitalleştirilmesi işlemine geçilmiştir. Bu amaçla YouJoy (Pioneering Park C Ningbo, People's Republic of China) marka ağız içi tarayıcı kullanılmıştır. Referans modellere gömülen implantların üzerine, her markanın kendine ait tarama parçası (scan body) sabitlenmiştir. Straumann markası için, PEEK materyalinden yapılmış, titanyum vidası bulunan Straumann® CARES® Mono Scanbody (Straumann, Basel, Switzerland) tarama parçası kullanılmıştır. Dio markası için titanyum materyalinden yapılan ve titanyum vidası bulunan UFII Regular / Wide Scan Adapter (Dio, Haeundae-gutarama, Güney Kore) parçası kullanılmıştır. Mode markası için,

titanyumdan materyalinden yapılan titanyum vidası bulunan Regular Platform Impression Transfer (Mode Medikal San. Ve Tic. Ltd. Şti, İstanbul) tarama parçası kullanılmıştır (Şekil 3.16, Şekil 3.17, Şekil 3.18).



Şekil 3. 16. Mode Tarama Parçası ve Referans Modeli

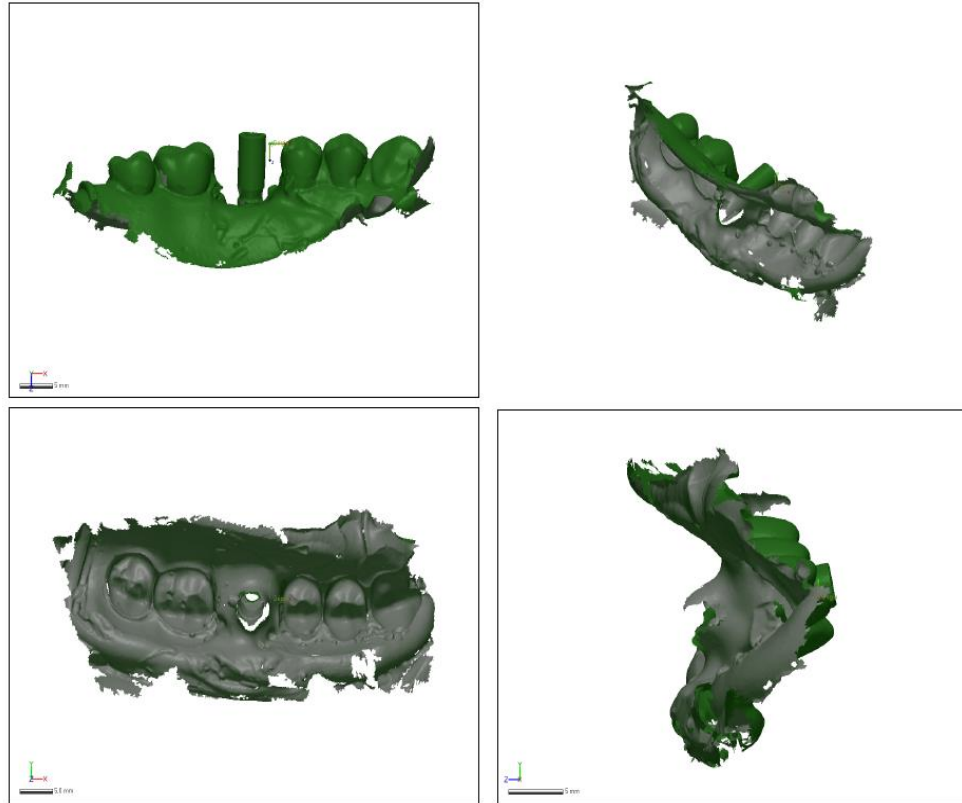


Şekil 3. 17. Straumann Tarama Parçası ve Referans Modeli

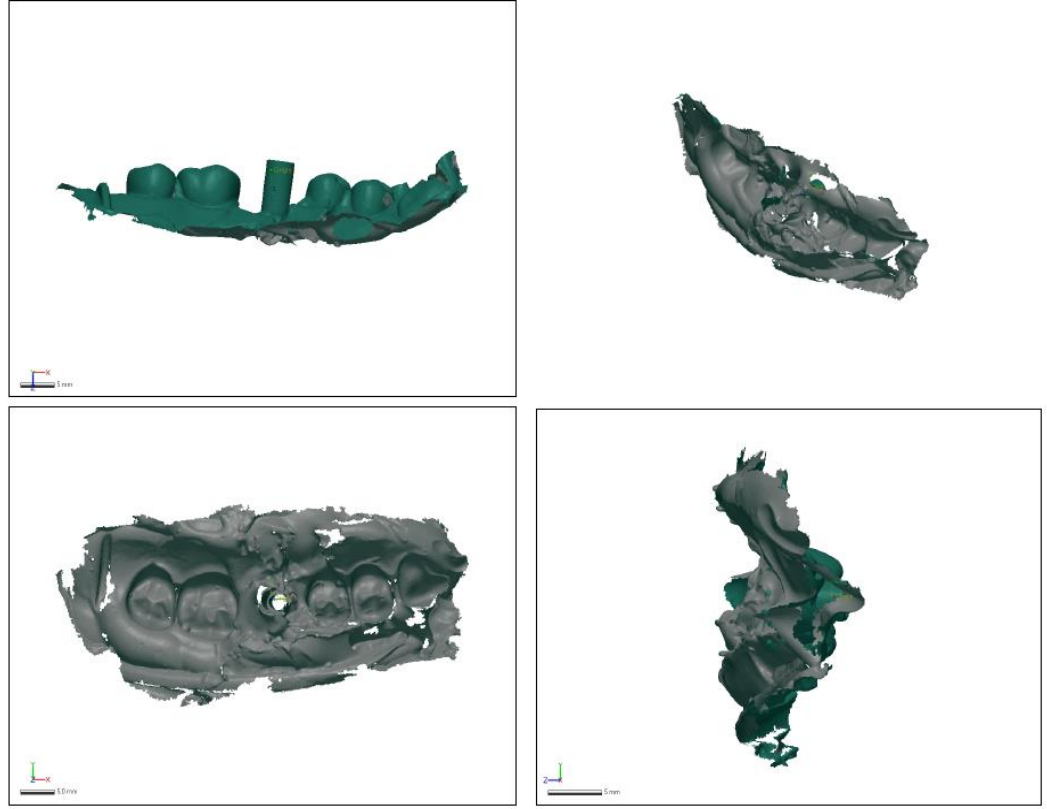


Şekil 3. 18. Dio Tarama Parçası ve Referans Modeli

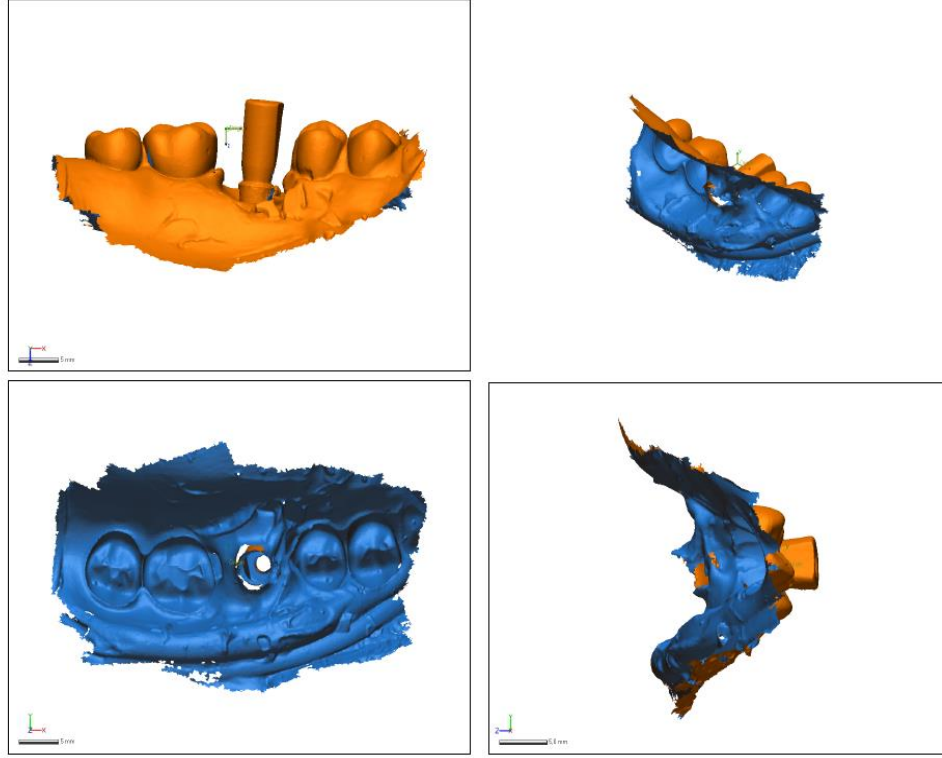
Tarama parçaları referans modeldeki implant gövdesine doğru pozisyonda yerleştirildikten sonra, firmaya ait anahtar yardımıyla el torkuyla sabitlenmiştir. Tarama parçaları yerleştirildikten sonra YouJoy (Pioneering Park C Ningbo, People's Republic of China) ağız içi tarayıcı yardımıyla dijital veri elde edilmiştir (Şekil 3.20, Şekil 3.21, Şekil 3.22).



Şekil 3. 19. Straumann Referans Modelinin Dijitalleştirilmesi



Şekil 3. 20. Dio Referans Modelinin Dijitalleştirilmesi



Şekil 3. 21. Mode Referans Modelinin Dijitelleştirilmesi

3.5 Alçı Modellerin Tarayıcı ile Taranması ve Dijital Veri Elde Edilmesi

Elde edilen alçı modellerdeki implantlara, her implant markasının kendisine uygun, yukarıda belirtilen özelliklere sahip tarama parçaları implant anahtarları yardımıyla vidalanmıştır. YouJoy (Pioneering Park C Ningbo, People's Republic of China) ağız içi tarayıcısı yardımıyla, tarama cihazının talimatlarına uygun bir şekilde taramalar gerçekleştirilmiştir. Her bir tarama ayrı bir şekilde kaydedilmiştir (Şekil 3.22).



Şekil 3. 22. Ağız İçi Tarama Cihazı

3.6 Alçı Modellerin Kırılması ve Ölçü Analoglarının Tekrar Elde Edilmesi

Tarama işlemi bittikten sonra ölçü analoglarının tekrar kullanılması amacıyla alçı modelden çıkarılması gerekmiştir. Bu amaç için bir kırma cihazı kullanılmıştır (GERATECH Landmaschinen GmbH, Thüringen Deutschland). Elde edilen alçı model kırma cihazının tablasına yerleştirilmiştir. Belirli bir kuvvet uygulanıp alçı modelin birkaç parçaya ayrılması sağlandıktan sonra, analoga zarar vermeden analog alçı modelden çıkarılmıştır (Şekil 3.23). Bütün işlemler tek bir operatör tarafından yapılmıştır.



Şekil 3. 23. Kırma Cihazı

3.7 Ölçü Analoglarının Sterilizasyonu

Çalışmamızda her bir analog için 10 defa sterilizasyon işlemi uygulanmıştır. Bir implant markasından 5 referans model kullandığımız için her bir marka için toplam 50 defa sterilizasyon işlemi uygulanmıştır. Üç marka için ise toplamda 150 defa sterilizasyon işlemi uygulanmıştır.

Her ne kadar ölçü analogları hasta kaldırıldıktan sonra da ölçü postuyla birleştirilebilirse de hasta başında birleştirildiği zaman çapraz enfeksiyon riski ortaya çıkar. Bu sebeple ölçü analogları klinik durumu daha iyi yansıtmak amacıyla alınan her ölçüden sonra otoklavda sterilize edilmiştir. Sterilizasyon aşamaları şu şekilde uygulanmıştır: Ölçü analoglarının iç ve dış kısmı yumuşak kıllı bir naylon fırça ile iki dakika boyunca fırçalanmıştır. Analoglar daha sonra emici bir kağıt havlu üzerine bırakılarak kurutulmuştur. Bu işlemlerin ardından ölçü analogları sterilizasyon poşetlerine yerleştirildikten sonra buharlı bir otoklavda (Sümer Inc., Ankara, Türkiye) dental aletlerin sterilizasyonu için

önerilen talimatlara göre 134°C'de 10 dakika sterilize edilmiştir. Sterilizasyondan sonra 15 dakika kurutmaya bırakılmıştır (Şekil 3.24).



Şekil 3. 24. Otoklav Cihazı

Sterilizasyon işlemlerinden sonra aynı analogla tekrar ölçü alınıp bir sonraki çalışma modelinin elde edilmesi sağlanmıştır. Elde edilen çalışma modelleri tarayıcı yardımıyla dijitalleştirildikten sonra sanal veriler elde edilmiştir ve bu veriler birbiriyle karşılaştırılıp ölçümler yapılmıştır.

3.8 Sanal Verilerin Karşılaştırılması ve Ölçümlerin Yapılması

Referans modeller ağız içi tarayıcıyla tarandıktan sonra elde edilen sanal veriler STL (Standard Triangle Language) formatında olduğu için hiçbir dönüştürme gerekmeden Geomagic Control X (Geomagic, Santa Clara, Amerika Birleşik Devletleri) yazılımında direkt açılmıştır. Her implant markasının referans modeli ile ondan elde edilen diğer ölçüler tek tek karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma yaparken önce yaklaşık bir hizalama (rough alingment)

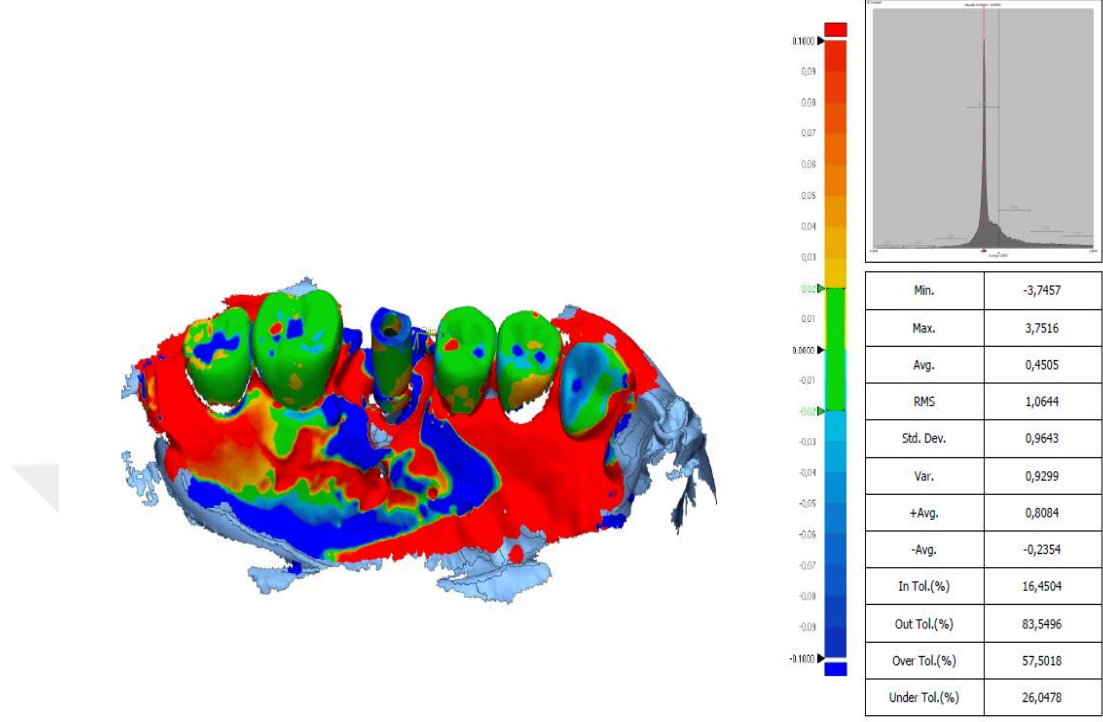
daha sonra ise best fit alignment özelliği kullanılarak kesin bir hizalama yapılmıştır. Bu aşamalardan sonra ölçümler yapılmıştır ve ölçüm sonuçları PDF formatında elde edilmiştir böylece her denek için bir raporlama imkânı sağlanmıştır.

3.9 Genel Sapmaların ve 3 Boyutlu Deviasyonların Tespiti

Çakıştırmalardan sonra yazılımın 3 boyutlu renk haritası özelliği (Color Mapping) kullanılarak modellerin birbirleriyle olan sapmaları renk haritası şeklinde ortaya koyulmuştur (Şekil 3.25). Renk haritasındaki renkler belirli bir skalaya göre oluşturulmuştur. Yeşil renk 3 boyutlu sapmanın en az olduğu yerleri, mavi ve kırmızı renkler ise artı ve eksi sapmanın olduğu yerleri temsil etmektedir. Mavi alanların çok olduğu bölge pozitif değerde sapmanın olduğu, kırmızı alanların çok olduğu bölge ise negatif değerde sapmanın olduğu yerleri göstermektedir. Pozitif sapma olan yerler deney modelinin referans modelden daha geniş olduğu yerler iken, negatif sapma olan yerler deney modelinin referans modelden daha dar olduğu yerlerdir. “Geniş” ve “dar” tabirleri geleneksel ölçüdeki “genleşme” ve “büzülme” tabirlerinin dijital modeldeki ifadesidir.

Haritanın renk skalası değerleri programın kullanıcısı tarafından belirlenmektedir. Bu tez çalışmasında kabul edilebilir sapma değerlerinin belirlenmesinde Amerikan Diş Hekimliği Birliği’nin (ADA) elastomerik ölçü maddelerinin özelliklerinin belirtildiği 19 numaralı şartnamesi esas alınmıştır.⁸⁰ Bu sebeple, yeşille belirtilen yerler ± 20 mikron, mavi ve kırmızı ile belirtilen yerler ± 100 mikron olarak kabul edilmiştir (Şekil 3.25).

Result Data - 1 : 3D Compare1

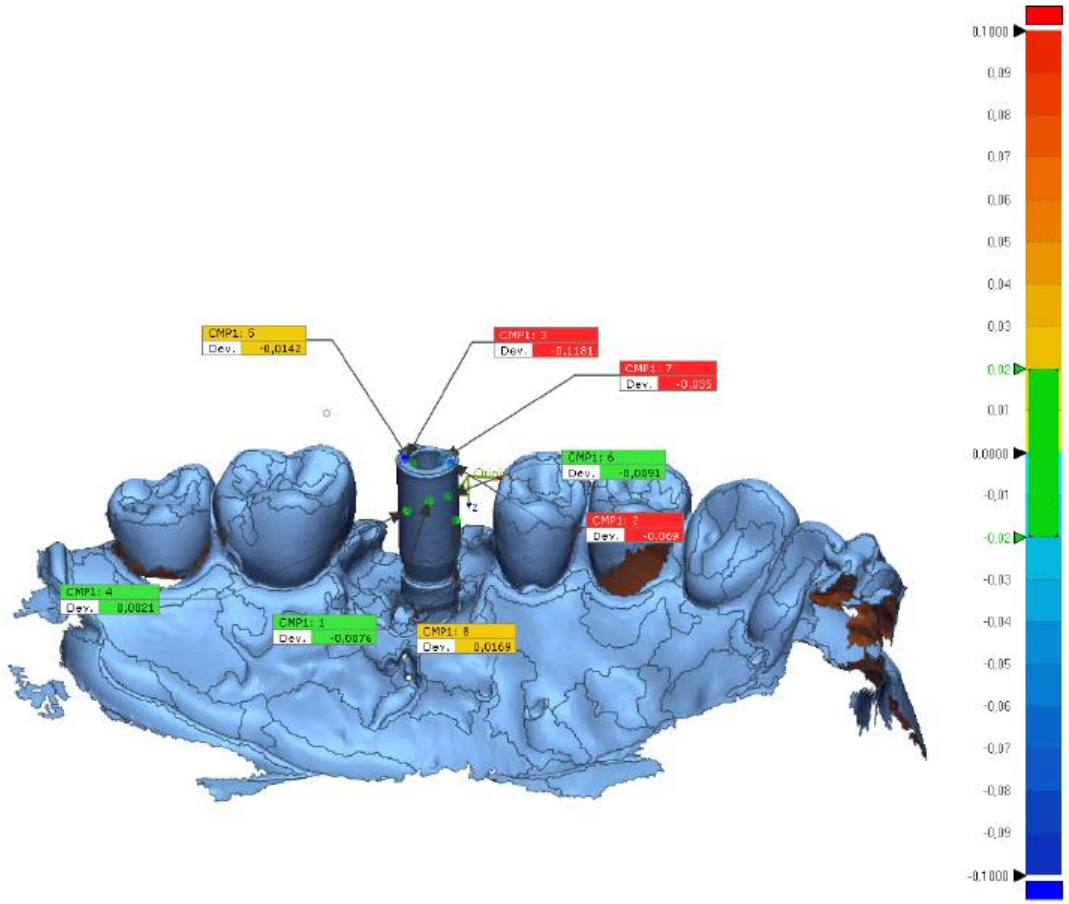


Şekil 3. 25. Genel Doğruluk Değerleri İçin Kullanılan 3 Boyutlu Renk Haritası

Model çakıştırmasından sonra tarama parçası üzerinde belirli noktalar seçilerek tarama parçalarının 3 boyutlu yer değişimi RMS (Root Mean Square) değeri olarak yazılım tarafından otomatik bir şekilde ortaya koyulmuştur. RMS değeri ortalama sapma değerinin karesinin karekökü olarak ifade edilmektedir (Şekil 3.26). Tarama parçaları üzerinde seçilen noktalar RMS formülasyonuna göre 3 boyutlu olarak çakıştırılmıştır (Şekil 3.27).

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

Şekil 3.26. RMS Değerinin Formülasyonu



Şekil 3. 27. 3 Boyutlu Sapma Miktarının Belirlenmesi İçin Tarama Parçası Üzerinde Belirlenen Noktalar

3.10. İstatistiksel Yöntem

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. İmplant markaları içinde ölçülerin karşılaştırılması tekrarlı ölçümler varyans analizi ve ölçü içinde implantların karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalarda Bonferroni testi ile Tukey HSD ve Tamhane's T2 testlerinden yararlanıldı. Önem düzeyi $p < 0,05$ alındı.

4.BULGULAR

Bulgular her üç implant markası için ayrı ayrı tablo şeklinde verilmiştir. İmplant markaları hem kendi içinde hem de kendi aralarında karşılaştırılmıştır. Her bir ölçü için 5 referans değeri kullanılmıştır, toplamda her bir implant markası için 50 adet değer elde edilip istatistiksel analiz yapılmıştır. Çalışmamızda kullanılmayan herhangi bir parça olmamıştır.

4.1 İmplant Markalarının 3 Boyutlu Sapma Değerlerine Ait Bulgular

Straumann markasına ait 3 boyutlu sapma değerleri (RMS) aşağıdaki çizelgede verilmiştir (Çizelge 4.1).

Çizelge 4. 1.Straumann Markasına ait RMS Değerleri

STRAUMANN	Straumann-1	Stramann-2	Straumann-3	Straumann-4	Straumann-5
1. Ölçü	0,0010	0,0018	0,0023	0,0031	0,0041
2. Ölçü	0,0015	0,0025	0,0030	0,0047	0,0055
3. Ölçü	-0,0065	-0,0074	-0,0086	-0,0095	-0,0120
4. Ölçü	0,0150	0,0210	0,0310	0,0460	0,0550
5. Ölçü	0,0254	0,0354	0,0436	0,0564	0,0654
6. Ölçü	0,0255	0,0325	0,0443	0,0569	0,0659
7. Ölçü	0,0325	0,0457	0,0586	0,0678	0,0748
8. Ölçü	0,0457	0,0546	0,0626	0,0754	0,0854
9. Ölçü	0,0547	0,0650	0,0710	0,0854	0,0985
10. Ölçü	0,0654	0,0754	0,0821	0,0965	0,1021

Dio markasına ait RMS değerleri aşağıda verilmiştir (Çizelge 4.2).

Çizelge 4. 2. Dio Markasına Ait RMS Değerleri

DİO	Dio-1	Dio-2	Dio-3	Dio-4	Dio-5
1. Ölçü	0,025	0,0325	0,0421	0,0545	0,0654
2. Ölçü	0,0356	0,0457	0,0521	0,0654	0,0745
3. Ölçü	0,0457	0,0545	0,0629	0,0745	0,0854
4. Ölçü	0,0554	0,0654	0,0744	0,0875	0,0985
5. Ölçü	0,0654	0,0745	0,0822	0,0985	0,1240
6. Ölçü	0,0854	0,0965	0,1078	0,1124	0,1254
7. Ölçü	0,0958	0,1014	0,1171	0,1254	0,1354
8. Ölçü	0,1055	0,1154	0,1203	0,1378	0,1454
9. Ölçü	0,1154	0,1298	0,1334	0,1454	0,1501
10. Ölçü	0,1224	0,1311	0,1421	0,1503	0,1602

Mode markasına ait RMS değerleri aşağıdaki çizelgede verilmiştir.

Çizelge 4. 3. Mode Markasına Ait RMS Değerleri

MODE	Mode-1	Mode-2	Mode-3	Mode-4	Mode-5
1. Ölçü	0,0125	0,0214	0,0321	0,0454	0,0545
2. Ölçü	0,0333	0,0455	0,0521	0,0666	0,0778
3. Ölçü	0,0447	0,0555	0,0645	0,0770	0,0852
4. Ölçü	0,0531	0,0656	0,0721	0,0854	0,0954
5. Ölçü	0,0623	0,0745	0,0815	0,0963	0,0998
6. Ölçü	0,0755	0,0889	0,0921	0,1021	0,1654
7. Ölçü	0,0854	0,0996	0,1081	0,1121	0,1253
8. Ölçü	0,1025	0,1154	0,1254	0,1325	0,1459
9. Ölçü	0,1144	0,1222	0,1354	0,1432	0,1512
10. Ölçü	0,1265	0,1356	0,1499	0,1560	0,1610

4.2. Straumann Markasının Grup İçi Ölçülerin Karşılaştırılmasına Ait Bulgular

Straumann markasının kendi içinde karşılaştırılmasına ait istatistiksel veriler aşağıdaki çizelgede verilmiştir (Çizelge 4.4).

Çizelge 4. 4. Straumann Markasının Grup İçi Ölçülerin Karşılaştırılması

	STRAUMANN
Ölçü - 1	0,002 ± 0,001 ^{cd}
Ölçü - 2	0,003 ± 0,001 ^{cd}
Ölçü - 3	-0,008 ± 0,002 ^{cd}
Ölçü - 4	0,033 ± 0,016 ^d
Ölçü - 5	0,045 ± 0,016 ^c
Ölçü - 6	0,044 ± 0,016 ^c
Ölçü - 7	0,055 ± 0,017 ^{bc}
Ölçü - 8	0,064 ± 0,015 ^b
Ölçü - 9	0,074 ± 0,017 ^a
Ölçü - 10	0,084 ± 0,015 ^a
Test İstatistiği*	81,646
p	<0,001

^{a-f} Her bir implant markası içinde aynı harfe sahip ölçümler arasında fark yoktur,

*Tekrarlı ölçümler varyans analizi

Straumann markası içinde ölçümlere göre ortalama RMS değerleri farklılık göstermektedir ($p < 0,001$). 1. ölçüde ortalama değer 0,00246 iken 2. ölçüde 0,00344, 3. ölçüde -0,0088, 4.ölçüde 0,0336, 5.ölçüde 0,04524, 6.ölçüde 0,0448, 7. ölçüde 0,05588, 8. ölçüde 0,06474, 9. ölçümde 0,07492 ve 10. ölçüde 0,0843 olarak elde edilmiştir.

Bu sonuçlar ışığında şunlar söylenebilir: 1. ölçü, 2. ölçü ve 3. ölçü değerleri 8. ölçü, 9. ölçü ve 10. ölçü ile farklılık göstermektedir. 4. ölçü ile 5. ölçü ile 10. ölçü arasındaki tüm ölçümler farklılık göstermektedir. 5. ölçü ve 6. ölçü ile 8. ölçü, 9. ölçü ve 10. ölçü farklılık

göstermektedir. Aynı zamanda 7. ölçü ile 9. ölçü ve 10. ölçü farklılık göstermektedir. 8. ölçü ile 9. ölçü ve 10. ölçü farklılık göstermektedir.

4.2. DIO Markasının Grup İçi Ölçülerinin Karşılaştırılmasına Ait Bulgular

DIO markasının grup içi karşılaştırılmasına ait bulgular Çizelge 4.5’de verilmiştir.

Çizelge 4. 5. DIO Markasının Grup İçi Ölçülerinin Karşılaştırılması

	DIO
Ölçü - 1	0,043 ± 0,016 ^g
Ölçü - 2	0,054 ± 0,015 ^f
Ölçü - 3	0,064 ± 0,015 ^e
Ölçü - 4	0,076 ± 0,017 ^d
Ölçü - 5	0,088 ± 0,023 ^{cde}
Ölçü - 6	0,105 ± 0,015 ^c
Ölçü - 7	0,115 ± 0,016 ^{bc}
Ölçü - 8	0,124 ± 0,016 ^b
Ölçü - 9	0,134 ± 0,013 ^{ab}
Ölçü - 10	0,141 ± 0,015 ^a
Test İstatistiği*	519,591
p	<0,001

^{a-f} Her bir implant markası içinde aynı harfe sahip ölçümler arasında fark yoktur,

*Tekrarlı ölçümler varyans analizi

DIO markası içinde ölçümlere göre ortalama RMS değerleri farklılık göstermektedir ($p<0,001$). 1. ölçüde ortalama değer 0,04390 iken 2. ölçüde 0,05466, 3. ölçüde 0,06460, 4. ölçüde 0,07624, 5. ölçüde 0,08892, 6. ölçüde 0,10550, 7. ölçüde 0,11502, 8. ölçüde 0,12488, 9. ölçüde 0,13482 ve 10. ölçüde 0,14118 olarak elde edilmiştir.

Bu sonuçlara göre: 1. ölçü ile diğer tüm ölçüler arasında fark vardır. Benzer durum 2. ölçü için de geçerlidir. 3. ölçü sadece 5. ölçü ile benzerlik göstermektedir. 4. ölçü ile de 5. ölçü arasında fark yok iken diğer tüm ölçülerden farklılık göstermektedir. 5. ölçü ile 6.

ölçü ve 7. ölçü arasında fark yoktur. 6. ölçü ile 7. ölçü benzerlik göstermektedir. 7. ölçü ile 10. ölçü arasında fark vardır ve benzer durum 8.ölçü için de geçerlidir.

4.3 MODE Markasının Grup İçi Ölçülerinin Karşılaştırılmasına Ait Bulgular

MODE markası içinde ölçümlere göre ortalama RMS değerleri farklılık göstermektedir ($p < 0,001$).

1. ölçüde ortalama değer 0,03318 iken 2. ölçüde 0,05506, 3. ölçüde 0,06552, 4. ölçüde 0,07432, 5. ölçüde 0,08288, 6. ölçüde 0,10440, 7. ölçüde 0,43910, 8. ölçüde 0,12434, 9. ölçümde 0,13328 ve 10. ölçüde 0,14580 olarak elde edilmiştir.

Buna göre: 1. ölçü, 2. ölçü ve 3. ölçü ile sadece 6. ölçü ve 7. ölçü arasında fark yoktur. 4. ölçü ve 5. ölçü ile 8. ölçü, 9. ölçü ve 10. ölçü arasında fark vardır. 8. ölçü ve 9. ölçü ile 10. ölçü arasında fark vardır (Çizelge 4.6).

Çizelge 4. 6. MODE Markasının Grup İçi Ölçülerinin Karşılaştırılması

	MODE
Ölçü - 1	$0,033 \pm 0,017^f$
Ölçü - 2	$0,055 \pm 0,017^e$
Ölçü - 3	$0,065 \pm 0,016^d$
Ölçü - 4	$0,074 \pm 0,016^c$
Ölçü - 5	$0,082 \pm 0,015^c$
Ölçü - 6	$0,104 \pm 0,035^{abcdef}$
Ölçü - 7	$0,439 \pm 0,446^{abcdef}$
Ölçü - 8	$0,124 \pm 0,016^b$
Ölçü - 9	$0,133 \pm 0,015^b$
Ölçü - 10	$0,145 \pm 0,014^a$
Test İstatistiği*	3,155
p	0,007

^{a-f} Her bir implant markası içinde aynı harfe sahip ölçümler arasında fark yoktur,

*Tekrarlı ölçümler varyans analizi

4.4. Bütün Markaların Grup İçi Ölçülerinin Karşılaştırılmasına Ait Bulgular

Aşağıdaki çizelge bütün implant markalarının grup içi ölçümlerinin karşılaştırılmasını tek tablo halinde vermektedir (Çizelge 4.7).

Çizelge 4. 7. İmplant Markalarının Kendi İçinde Ölçülerin Karşılaştırılması

	STRAUMANN	DIO	MODE
Ölçü - 1	0,002 ± 0,001 ^{cd}	0,043 ± 0,016 ^g	0,033 ± 0,017 ^f
Ölçü - 2	0,003 ± 0,001 ^{cd}	0,054 ± 0,015 ^f	0,055 ± 0,017 ^e
Ölçü - 3	-0,008 ± 0,002 ^{cd}	0,064 ± 0,015 ^e	0,065 ± 0,016 ^d
Ölçü - 4	0,033 ± 0,016 ^d	0,076 ± 0,017 ^d	0,074 ± 0,016 ^c
Ölçü - 5	0,045 ± 0,016 ^c	0,088 ± 0,023 ^{cde}	0,082 ± 0,015 ^c
Ölçü - 6	0,044 ± 0,016 ^c	0,105 ± 0,015 ^c	0,104 ± 0,035 ^{abcdef}
Ölçü - 7	0,055 ± 0,017 ^{bc}	0,115 ± 0,016 ^{bc}	0,439 ± 0,446 ^{abcdef}
Ölçü - 8	0,064 ± 0,015 ^b	0,124 ± 0,016 ^b	0,124 ± 0,016 ^b
Ölçü - 9	0,074 ± 0,017 ^a	0,134 ± 0,013 ^{ab}	0,133 ± 0,015 ^b
Ölçü - 10	0,084 ± 0,015 ^a	0,141 ± 0,015 ^a	0,145 ± 0,014 ^a
Test İstatistiği*	81,646	519,591	3,155
p	<0,001	<0,001	0,007

^{a-f} Her bir implant markası içinde aynı harfe sahip ölçümler arasında fark yoktur,

*Tekrarlı ölçümler varyans analizi

4.5 İmplant Markalarının Birbirleriyle Olan Karşılaştırmalarına Ait Bulgular

İmplant markalarının her ölçü için birbirleriyle olan karşılaştırmaları aşağıdaki çizelgede belirtilmiştir (Çizelge 4.8).

Çizelge 4. 8.İmplant Markalarının Birbirleriyle Olan Karşılaştırmaları

	Straumann	DIO	MODE	Test İstatistiği*	p
Ölçü - 1	0,002 ± 0,001 ^a	0,043 ± 0,016 ^b	0,033 ± 0,017 ^b	12,380	0,001
Ölçü - 2	0,003 ± 0,001 ^a	0,054 ± 0,015 ^b	0,055 ± 0,017 ^b	24,107	<0,001
Ölçü - 3	-0,008 ± 0,002 ^a	0,064 ± 0,015 ^b	0,065 ± 0,016 ^b	52,427	<0,001
Ölçü - 4	0,033 ± 0,016 ^a	0,076 ± 0,017 ^b	0,074 ± 0,016 ^b	10,238	0,003
Ölçü - 5	0,045 ± 0,016 ^a	0,088 ± 0,023 ^b	0,082 ± 0,015 ^b	8,168	0,006
Ölçü - 6	0,044 ± 0,016 ^a	0,105 ± 0,015 ^b	0,104 ± 0,035 ^b	10,359	0,002
Ölçü - 7	0,055 ± 0,017	0,115 ± 0,016	0,439 ± 0,446	3,194	0,077
Ölçü - 8	0,064 ± 0,015 ^a	0,124 ± 0,016 ^b	0,124 ± 0,016 ^b	22,586	<0,001
Ölçü - 9	0,074 ± 0,017 ^a	0,134 ± 0,013 ^b	0,133 ± 0,015 ^b	24,622	<0,001
Ölçü - 10	0,084 ± 0,015 ^a	0,141 ± 0,015 ^b	0,145 ± 0,014 ^b	26,632	<0,001

^{a-f} Her bir implant markası içinde aynı harfe sahip ölçümler arasında fark yoktur,

*Tek yönlü varyans analizi

1. ölçü ortalama değerleri implant markalarına göre farklılık göstermektedir (p=0,001). Straumann grubunda ortalama değer 0,00246 iken DIO grubunda 0,04390 ve

MODE grubunda 0,03318 olarak elde edilmiştir. Straumann grubunda elde edilen ortalama değer diğer iki gruptan farklılık gösterirken, DIO ve MODE arasında ise fark yoktur.

2. ölçü ortalama değerleri implant markalarına göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Straumann grubunda ortalama değer 0,00344 iken DIO grubunda 0,05466 ve MODE grubunda 0,05506 olarak elde edilmiştir. Straumann grubunda elde edilen ortalama değer diğer iki gruptan farklılık gösterirken, DIO ve MODE arasında ise fark yoktur.

3. ölçü ortalama değerleri implant markalarına göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Straumann grubunda ortalama değer -0,00880 iken DIO grubunda 0,06460 ve MODE grubunda 0,06552 olarak elde edilmiştir. Straumann grubunda elde edilen ortalama değer diğer iki gruptan farklılık gösterirken, DIO ve MODE arasında ise fark yoktur.

4. ölçü ortalama değerleri implant markalarına göre farklılık göstermektedir ($p=0,003$). Straumann grubunda ortalama değer 0,03360 iken DIO grubunda 0,07624 ve MODE grubunda 0,07432 olarak elde edilmiştir. Straumann grubunda elde edilen ortalama değer diğer iki gruptan farklılık gösterirken, DIO ve MODE arasında ise fark yoktur.

5. ölçü ortalama değerleri implant markalarına göre farklılık göstermektedir ($p=0,006$). Straumann grubunda ortalama değer 0,04524 iken DIO grubunda 0,08892 ve MODE grubunda 0,08288 olarak elde edilmiştir. Straumann grubunda elde edilen ortalama değer diğer iki gruptan farklılık gösterirken, DIO ve MODE arasında ise fark yoktur.

6. ölçü ortalama değerleri implant markalarına göre farklılık göstermektedir ($p=0,002$). Straumann grubunda ortalama değer 0,04480 iken DIO grubunda 0,10550 ve MODE grubunda 0,10440 olarak elde edilmiştir. Straumann grubunda elde edilen ortalama değer diğer iki gruptan farklılık gösterirken, DIO ve MODE arasında ise fark yoktur.

7. ölçü ortalama değerleri implant markalarına göre farklılık göstermemektedir ($p=0,077$). Straumann grubunda ortalama değer 0,05588 iken DIO grubunda 0,11502 ve MODE grubunda 0,43910 olarak elde edilmiştir.

8. ölçü ortalama değerleri implant markalarına göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Straumann grubunda ortalama değer 0,06474 iken DIO grubunda 0,12488 ve

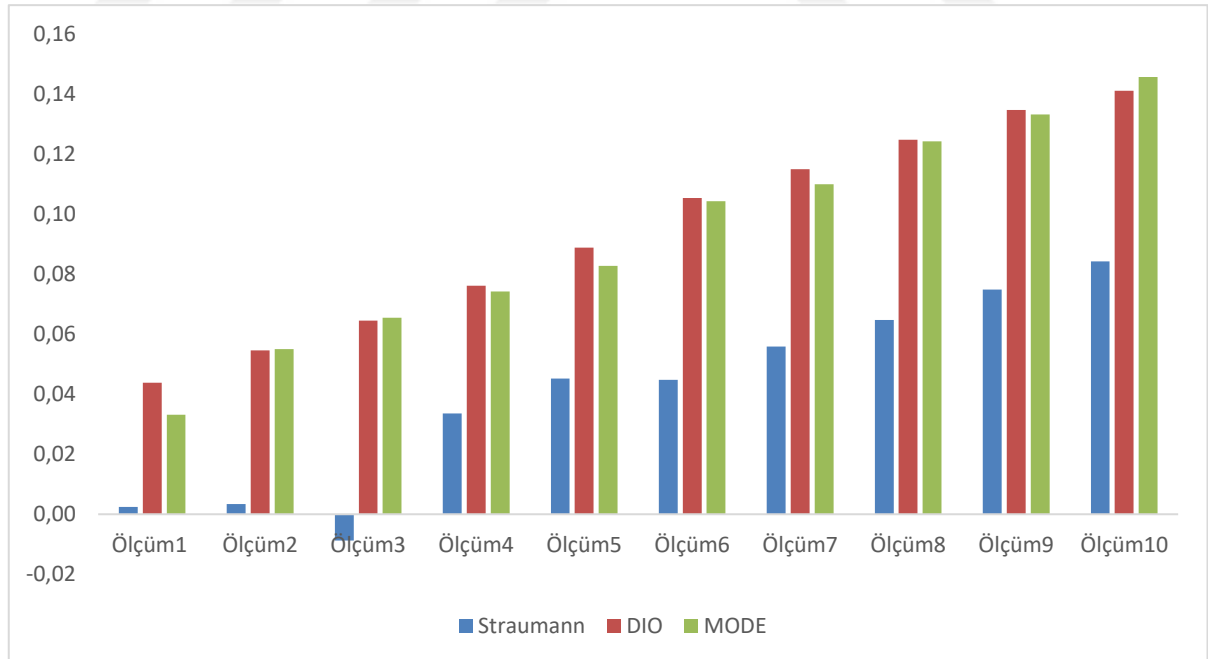
MODE grubunda 0,12434 olarak elde edilmiştir. Straumann grubunda elde edilen ortalama değer diğer iki gruptan farklılık gösterirken, DIO ve MODE arasında ise fark yoktur.

9. ölçü ortalama değerleri implant markalarına göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Straumann grubunda ortalama değer 0,07492 iken DIO grubunda 0,13482 ve MODE grubunda 0,13328 olarak elde edilmiştir. Straumann grubunda elde edilen ortalama değer diğer iki gruptan farklılık gösterirken, DIO ve MODE arasında ise fark yoktur.

10. ölçü ortalama değerleri implant markalarına göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Straumann grubunda ortalama değer 0,08430 iken DIO grubunda 0,14118 ve MODE grubunda 0,14580 olarak elde edilmiştir. Straumann grubunda elde edilen ortalama değer diğer iki gruptan farklılık gösterirken, DIO ve MODE arasında ise fark yoktur.

Aşağıdaki çizelge implant markalarının istatistiksel sonuçlarını tablo şeklinde birlikte göstermektedir.

Çizelge 4. 9. Bütün Markaların Sonuçlarının Birlikte Gösterilmesi



5.TARTIŞMA

Çalışmamızın bulguları dâhilinde, üç implant markası için de geçerli olmak üzere, tekrarlanan ölçüler arasında istatistiksel anlamlı farklar bulunmuştur ($p<0,001$). Çalışmamızın sonuçlarına göre, ölçü analogunun tekrar kullanımının ölçü doğruluğuna etkisinin olduğu görülmüştür, böylece çalışmamızın sıfır hipotezi reddedilmiştir.

İmplant markalarının birbirleriyle olan kıyaslamasında ise, genel olarak Straumann markası diğer iki markaya göre ölçü doğruluğu bakımından daha hassas bulunmuştur. Mode ve Dio markası arasında ise anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Sabit restorasyon dayanaklar üzerine oturduktan sonra; protetik sistemde ya da çevre kemik dokuda statik bir yük oluşturmuyorsa bu durum pasif uyum olarak adlandırılır.³ Kısacası pasif uyum, implant ile protetik komponentler arasında maksimum uyumun olmasıdır. Pasif olmayan uyum olduğunda önce oklüzal uyumsuzluk meydana gelir bu da bir süre sonra vida gevşemesine sebep olur. Vida gevşemesi hasta tarafından fark edilmezse vida streslere dayanamadığı için vidada kırıklar meydana gelir. Bu süreç implant boyun kırıklarına kadar devam eder. Dolayısıyla pasif uyum implantın prognozuyla doğrudan ilişkilidir. Pasif uyumun sağlanmasındaki en önemli aşama ölçü aşamasıdır, yani implantın çene kemiği içindeki üç boyutlu konumunun tam olarak ağız dışına aktarılması aşamasıdır.

Ölçü doğruluğunu etkileyen çok fazla değişken vardır. Geleneksel ölçü için bunlar, alınan ölçünün doğruluğu, çalışma modelinin doğru şekilde elde edilmesi, tercih edilen alçının boyutsal değişiklik miktarı, tercih edilen ölçü alma yöntemi, ölçü postlarının modifikasyonları, ölçü postuyla analogun doğru bir şekilde bağlanması, implant sayısı, implant açısı, implant derinliği gibi birçok değişkendir.^{25,81} Dijital ölçü için ise, tarama alanı genişliği, tarama protokolü, operatörün tecrübesi, tarama yapılan bölge gibi faktörler vardır.

Literatürü taradığımızda araştırmacıların, çalışma modellerini oluştururken çok farklı materyallerden faydalandıkları görülmüştür. Bunlardan bazıları düz yüzeyli tabaka şeklindeki metaller^{37, 77, 81, 82}, düz yüzeyli alçı modeller⁸³⁻⁸⁵, düz yüzeyli akrilik reçine bloklarıdır.⁸⁶ Düz yüzeyli modellerin gerçeği yansıtmaması konusu tartışmalıdır, çünkü ağız ortamında bulunan andırtatlı yüzeylerin özellikle geleneksel yöntemlerle alınan ölçülerde taklit edilmesi konusunda düz yüzeyli modeller yetersizlerdir. Çalışmamızda ağız içini daha

iyi taklit edebilmek adına, dişlerin ve yumuşak dokuların andırkatlı bir şekilde taklit edildiği plastik çalışma modelleri kullanılmıştır.

Ölçü kaşıkları genellikle farklı ebat ve boyutlarda üretilen prefabrik kaşıklar ve hastaya özgü olarak üretilen kişisel kaşıklar olarak ikiye ayrılmaktadırlar. Prefabrik kaşıklar genellikle metal veya plastikten üretilirken⁸⁷ kişisel kaşıklar daha çok ısıyla polimerize olan, ışıkla polimerize olan ya da otopolimerizan akrilik materyalinden üretilir.⁸⁸ Literatürde yapılmış olan çalışmalar incelendiğinde, kişisel olarak hazırlanmış kaşıklar ile prefabrik kaşıklar arasında hangisinin daha iyi ölçü hassasiyeti sağladığı konusunda tam bir mutabakat yoktur. Ancak tek üyeli implant üstü restorasyonların ölçüsü alınırken prefabrik kaşıkların kullanılabileceğini gösteren çalışmalar mevcuttur.^{89,90} Bu sebeple çalışmamızda tek implant üstü ölçü aldığımız için prefabrik kaşıklar kullanılmıştır.

İmplant üstü ölçü tekniklerinde çeşitli ölçü materyalleri kullanılmıştır. Bunlar arasında polieter, polisülfid, polivinil siloksan, vinilsiloksan eter en sık kullanılanlardır. Literatürde hangi ölçü materyalinin daha iyi olduğu konusunda herhangi bir mutabakat sağlanmamıştır. Bazı çalışmalar polieterin en iyi materyal olduğunu gösterirken^{37, 91}, polieter ve polivinil siloksan arasında anlamlı bir fark olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur.^{81, 92, 93} Son zamanlarda yapılan araştırmalarda ise polivinil siloksanın polieterden daha üstün olduğunu gösterilmiştir.^{94, 95} Ayrıca internal bağlantılı implantlardan ölçü alırken uygulanan kuvvet eksternal bağlantılı implantlara göre daha fazla olmaktadır. Uygulanan kuvvet sonucu oluşan kalıcı dezenformasyonu, polivinil siloksan ölçü maddesinin polietera göre daha fazla azalttığını belirten çalışmalar mevcuttur.³² Bu yüzden çalışmamızda polivinil siloksan ölçü maddesi kullanılmıştır.

Ölçü alınması işlemi kullanılan ölçü materyalinin viskozitesine göre tek aşamalı ya da çift aşamalı olabilir. Tek aşamalı teknikte orta dereceli viskoziteye sahip bir ölçü maddesi tek başına kullanılabilir ya da yüksek viskoziteye sahip formu ile akıcı formu bir arada kullanılabilir.⁹³ Yapılan bir araştırmada iki aşamalı ile tek aşamalı ölçü arasında herhangi bir fark bulunamamıştır.⁹⁶ Bu nedenle çalışmamızda orta dereceli viskoziteli polivinil siloksan ölçü maddesiyle tek aşamalı ölçü alınmıştır. Ölçü karıştırma işlemi ise standardizasyonu sağlamak amacıyla otomatik bir ölçü karıştırıcısı yardımıyla yapılmıştır. Böylelikle ölçü maddesinin bütün ölçülerde homojen karışması sağlanmıştır ve ölçü maddesine bağlı olabilecek farklılıklar ekarte edilmek istenmiştir. Bütün ölçüler tek bir operatör tarafından alınmıştır.

Elastomerik ölçü maddelerinin en önemli dezavantajı ölçü alırken oluşabilecek elastik deformasyondur. Bu elastik deformasyon miktarı çeşitli etkenlere bağlıdır. Bu etkenler arasından en önemlileri ölçü kaşığı ağızdan uzaklaştırılırken uygulanan çıkarıcı kuvvetlerin miktarı ve yönüdür.⁹⁷ Bir başka etken ise ölçünün dökülme zamanıdır. Yapılan çalışmalarda oluşan elastik deformasyonun geri dönmesi için ölçünün 24 saat sonra dökülmesi önerilmektedir.⁹⁷ Bu sebeple çalışmamızda alınan ölçüler 24 saat oda sıcaklığından beklendikten sonra dökülmüştür.

Kapalı kaşık ölçü tekniği ise implant sayısının üç ya da üçten daha az sayıda olduğu ve implant açılarının birbirine paralel ya da paralele yakın olduğu durumlarda önerilmektedir. Bu teknikte kullanılan ölçü postları açık kaşık tekniğinde kullanılan postlara göre daha kısa ve daha az girinti çıkıntıya sahiptir. Kapalı kaşık ölçü tekniğinin kepli ya da kepsiz alınabilen yöntemleri vardır. Kepli yöntem snap fit denilen, ölçü postunun üzerine yerleştirilen plastik bir kep ile gerçekleştirilmektedir. Bu tekniğin dezavantajları arasında birbirine yakın implantlar olduğu zaman bu plastik parçaların birbirine değmesi ve ölçü alınırken bu plastik parçaların yer değiştirme riskidir.⁹⁸ Bu yüzden çalışmamızda snap fit yöntemi kullanılmamıştır.

Literatür incelendiğinde açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü tekniklerinin karşılaştırıldığı birçok çalışma bulunduğu görülmektedir. Bu çalışmalara genel olarak bakıldığında zaman bazılarında açık kaşık yöntemi daha hassas olarak belirtilirken bazılarında ise ikisinin arasında fark olmadığı belirtilmektedir. Daha az olmak şartıyla kapalı kaşık ölçü yönteminin daha başarılı olduğunu bildiren çalışmalar da vardır.²⁵

Geleneksel yolla üretilen implant üstü protezlerde çalışma modeli dental alçıdan elde edilir. Pasif uyumun sağlanması açısından kullanılan ölçü yöntemi kadar çalışma modelinin hangi yöntemlerle ve hangi materyallerle hazırlandığı hayatiidir.⁸¹ Çalışma modelin hazırlanması aşamasında yapılacak herhangi bir hata ölçü alırken çekilen bütün zahmetin boşa gitmesine neden olabilir. Ayrıca bu hata ölçünün yenilenmesinin yanında zaman kaybı ve hastanın hekime olan güveninde azalma gibi dezavantajlara da neden olabilir. Geçmiş yıllarda çalışma modelinin detay verebilme, abrazyona direnç ve yüzey sertliği gibi özelliklerini geliştirmek için birçok materyal denenmiştir. Bu materyallerden çalışma modelleri elde edilirken en fazla karşılaşılan sorunun polimerizasyon büzülmesi olduğu görülmüştür.⁹⁹ Bu nedenle çalışma modelleri tip 4 veya tip 5 alçıdan elde edilmeye başlanmıştır.¹⁰⁰ Dental alçılarda sertleşme sırasında gerçekleşen genleşme % 0.08 - %0.2

arasında değişmektedir.¹⁰¹ Genleşmenin % 0.2 ve daha fazla olduğu durumlarda model üzerinde yer değiştirmelerin olabileceği ADA 25 numaralı sınıflandırmada belirtilmiştir.¹⁰²

Bazı çalışmalar bu yer değiştirmelerin ölçü doğruluğunu etkilemeyeceğini belirtirken¹⁰³, bu derecede bir genleşmenin ölçü doğruluğunu etkileyeceğini belirten çalışmalar da mevcuttur.¹⁰⁰ Tez çalışmamızda çalışma modelleri elde edilirken sertleşme genleşmesinin az olduğu tip 4 dental alçı kullanılmıştır. Alçıyı satın aldığımız firma, alçının dökülmesinden 2 saat sonra %0.02 genleşme gösterdiğini belirtmiştir. Hazırlanan alçıların su/toz oranı firma önerisine uygun bir şekilde 20 ml/ 100 gr olarak hazırlanmıştır.

İmplantın kemiğe yerleşim açısı implant üstü ölçünün doğruluğunu etkileyen önemli etkenlerden biridir. Bu etkenin ölçü doğruluğunu nasıl etkilediğiyle ilgili çalışmalar literatürde mevcuttur.^{104, 105} Çalışmamızda implantın yerleşim açısının ölçü doğruluğu üzerindeki etkisi incelenmediği ve bu değişkenin sonuçları etkilememesi için implantlar bir paralelometre yardımıyla yer düzlemine dik bir şekilde yerleştirilmiştir.

Dijital ölçü alımı amacıyla birçok tarayıcı markası geliştirilmiştir. Piyasada farklı şekilde çalışma prensibi olan tarayıcılar mevcuttur. Literatürde ise farklı tarayıcıları birbirleriyle karşılaştıran birçok çalışma mevcuttur. Çalışmamızda tek implant üstü ölçüler karşılaştırılacağı ve ağız içi durumu daha iyi taklit edeceğimiz için modellerin taranmasında bir ağız içi tarayıcı kullanılmıştır. Her seferinde aynı marka tarayıcıyla ve aynı operatör tarafından taramalar gerçekleştirilmiştir.

Ölçü netliğinin tespiti amacıyla literatürde birçok teknik kullanılmıştır. Bunlar teknikler arasında doğrusal ve açısal sapmaların ölçülmesi, yüzey sapmalarının 3 boyutlu olarak ölçülmesi, ölçü alımı sonrası altyapı üretilip bu altyapıların implant dayanağı ile olan marjinal uyumlarının ölçülmesi ya da üretilen altyapının implant dayanaklarına yerleştirildikten sonra altyapı üzerindeki stresin strain gauge aracılığıyla ölçülmesi vardır.

Doğrusal ve açısal olarak yapılan ölçümler literatürde en sık karşılaşılan yöntemlerdir. Bu yöntemi uygularken mekanik ya da sanal araçlar kullanılmaktadır. Koordinat ölçüm makineleri (Coordinat Measure Machine - CMM)¹⁰⁶, dijital mikrometreler¹⁰⁰ fotogrametrik¹⁰⁷ cihazlar mekanik olarak kullanılan araçlardır. Sanal araçları kullanabilmek için geleneksel yöntemlerle elde edilen çalışma modellerinin bir tarayıcı aracılığıyla dijitalize edilmesi gerekmektedir. Daha sonra çeşitli yazılımlar aracılığıyla elde edilen üç boyutlu modeller birbirleriyle karşılaştırılıp doğrusal ve açısal

sapmalar hesaplanabilirken aynı zamanda yüzey sapmalarının da üç boyutlu analizi mümkün olabilmektedir.

Mekanik ölçümler yapılırken literatürde en çok kullanılan araç koordinat ölçüm makineleridir ancak bu cihazların dezavantajları vardır. Bu dezavantajlar arasında, cihazın kalibre edilmesindeki zorluk, tekrarlayan ölçülerde aynı noktadan ölçüm yapabilme zorluğu gibi faktörler vardır. Bu sebeple sanal ölçümlerin mekanik ölçümlerden daha güvenilir olduğunu söyleyen çalışmalar vardır.^{108, 109}

İmplant dayanağına oturan altyapıların marjinal uyumlarının değerlendirildiği yöntem bir başka ölçü doğruluğu ölçme yöntemidir. Bu yöntem uygulanırken koordinat ölçüm makineleri, ağız içi ya da ağız dışı tarayıcılar ya da fotogrametrik cihazlar kullanılmaktadır.⁵ Bu yöntemin dezavantajları ise birden fazla dayanak olduğunda sapmanın hangi dayanaktan kaynaklandığının bilinmemesi ve altyapı üretilirken üretim hatalarının olabilmesidir.

Ölçü netliği için kullanılan bir başka yöntem ise strain gauge yöntemidir. Bu yöntemin mantığı şudur; üretilen referans altyapıya bir strain gauge cihazı bağlanır ve referans model üzerinde referans bir gerilim değeri elde edilir, ardından elde edilen diğer altyapılar diğer modeller üzerine konarak her bir altyapı için gerilim değeri ölçülür. Bu tekniğin de belirli dezavantajları vardır. Bu dezavantajlar arasında, strain gauge cihazının kalibre edilmesi sırasında yaşanan sorunlar, cihazın altyapıya bağlantısı sırasında yaşanan sorunlar ve bu cihazın dijital ölçülerde kullanılamaması vardır.¹¹⁰

Çalışmamızda ise daha hassas ve tekrar edilebilir sonuçların elde edilebilmesi için dijital ölçüm yöntemi kullanılmıştır. Ağız içini taklit eden modelden elde edilen ilk ölçüler döküldükten sonra referans olarak kullanılacak modeller bir ağız içi tarayıcı yardımıyla dijitalize edilmiştir. Bu referans modelden elde edilen ölçüler yine aynı ağız içi tarayıcı tarafından dijitalize edilip referans modellerle karşılaştırılmıştır. Böylece 3 boyutlu olarak genel sapma miktarı ölçülmüştür. Literatürde Geomagic Control yazılımı kullanılarak yapılan çalışmalara rastlamak mümkündür.¹¹¹

Bu tez çalışmasında alçıların dijitalleştirilmesi doğrudan ağız içi taramayı içermediğinden, dijitalleştirme için kullanılan tarama parçaları sterilizasyona tabi tutulmamıştır. Sterilizasyondan sonra tarama parçalarının yeniden kullanımının etkisinin incelenmediğini ve bu çalışmanın sonuçlarının intraoral kullanımdan sonra sterilize edilen tarama parçaları için tahmin edilemeyeceğini belirtmek önemlidir. Tarama prosedürünü

standart hale getirmek için, tarama parçaları, her dijital ölçü için aynı konuma yerleştirildi ve her defasında yeni bir tarama parçası kullanıldı.

Ölçü analogunun şekli ve geometrisine ek olarak farklı implant sistemlerinde analog - ölçü kopingi bağlantısı da yeniden kullanılan ölçü analoglarının doğruluğunda rol oynayabilecek başka bir konudur. Bağlantı bölgesinin köşeleri aşındıkça implant transferindeki rotasyonel sapmanın artacağı muhtemeldir. Ölçü analoglarının ölçü postlarına doğru oturumu çalışmanın tamamı boyunca görsel olarak doğrulanmıştır. Ölçü analogu ve ölçü postu, tek bir operatör tarafından parmak torkuyla sabitlenmiştir. Bu nedenle değişken tork seviyeleri nedeniyle modellerin dijitalleştirilmesinden önce ortaya çıkabilecek olası tutarsızlıkların tamamen ortadan kaldırılamayacağı göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmamızda tekrarlayan kullanımlar sonrasında yapılan ölçümlerde, 3 boyutlu sapma miktarını gösteren RMS değerlerinin her üç implant markasında da arttığı görülmüştür. Straumann markasında 1. ölçü ortalaması 0,002 iken 10. ölçü ortalaması 0,08'e yükselmiştir. Dio markası için 1. ölçü ortalaması 0,04 iken 10. ölçüde bu değer 0,14'e yükselmiştir. Mode markasının 1. ölçü ortalaması 0,03 iken 10. ölçü ortalaması 0,14'e yükselmiştir. Her üç marka için de 1. ölçü ile 10. ölçüler arasında anlamlı farklar bulunmuştur ($p<0,01$). Buna göre, istatistiksel olarak hiçbir implant markası için aynı ölçü analogu 10 defa kullanılabilir denemez.

Straumann markasının verileri incelendiği zaman 3. ölçüden sonra istatistiksel olarak anlamlı fark oluşmaya başladığı görülmektedir. Diğer iki implant markasının ise 1. ölçüden itibaren anlamlı fark oluşturdıkları görülmüştür. *Buna göre istatistiksel olarak Straumann analogunun üç defaya kadar kullanılabileceği söylenebilir.* Diğer markaların analoglarının ise en fazla bir defa kullanılabileceği söylenebilir, ancak istatistik dışında bir de klinik olarak kabul edilebilirlik durumu vardır. Literatür incelendiğinde, ölçü doğruluğu değerlendirilirken istatistiksel anlamlı farklılığın yanı sıra, ölçülerde meydana gelen sapmanın klinik olarak da kabul edilip edilemeyeceği tartışılmıştır ve bu konu üzerinde bir fikir birliğine varılmamıştır. Ma ve ark. yaptığı çalışmada “frezeleme toleransı” denilen bir kavramı tanımlamıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, iki metal bileşen arasındaki birleşme, mikrometre düzeyinde çeşitli uzamsal ilişkilerle meydana gelebileceğinden, implant ölçüsünün doğal bir tutarsızlığı vardır. Ma ve ark. bunu “frezeleme toleransı” olarak tanımlamış ve ölçülen toleransın yani bir nevi sapmanın 22 µm ila 100 µm arasında olduğunu

bildirmiştir.¹¹² İmplant parçaları üretilirken, üretilen parçalar arasında üretimden dolayı bir sapmanın her zaman olabileceğini belirtmiştir.

Frezelemeden dolayı oluşan sapma miktarı çalışmamızda da görülmektedir. Örneğin Straumann 1. ölçüler arasındaki değerleri 1. analog için 0,0010, 2. analog için 0,0018, 3. analog için 0,0023, 4. analog için 0,0031 ve 5. analog için 0,0041'dir. Dio markası için 1. ölçülerin değerleri 1. analog için 0,025, 2. analog için 0,0325, 3. analog için 0,0421, 4. analog için 0,0545, 5. analog için 0,0654'tür. Mode markası için ise bu değerler, 1. analog için 0,0125, 2. analog için 0,0214, 3. analog için 0,0321, 4. analog için 0,0454, 5. analog için 0,0545'tir

İlk defa kullanılan 5 analog arasındaki bu farkların, diğer aşamaların standardize edildiği düşünürse, frezelemeden kaynaklandığı söylenebilir.

Kabul edilebilir klinik sapmayla ilgili Assuncao ve ark. görüşü ise daha farklıdır. Assuncao ve arkadaşları, iyi ve doğru alınmış bir ölçüde, herhangi bir ekseninde 50 µm'ye kadar olan sapmaların kabul edilebilir olduğunu belirtmiştir.¹¹³ Nitekim bu değeri baz alarak bazı sonuçlara ulaşmış çalışmalar mevcuttur.¹¹⁴

Lee ve ark. ölçü doğruluğunu araştıran 41 çalışmanın sonuçlarını derlediği makalesinde klinik olarak kabul edilebilir aralığın 0,6 ile 136 µm olduğunu belirtmiştir.²⁵

Görüldüğü üzere, klinik olarak kabul edilebilir sapma konusunda literatürde bir mutabakat yoktur. Yukarıda verilen aralıkların en üst sınırını (136 µm) baz alsak bile yalnızca Straumann markası için aynı analog ile 10 tane ölçü alınabilir denebilir fakat analogların tekrar kullanılması hakkındaki yetersiz literatürü göz önüne alırsak bu konuda daha fazla araştırma ihtiyacı olduğu muhakkaktır. Ayrıca yukarıda bahsettiğimiz çalışmaların bizim çalışmamızda olduğu gibi tek implant üstü değil de tam veya parsiyel dişsizlik üzerinde yapıldığı düşünüldüğünde herhangi bir kesin yargıda bulunmamız oldukça zorlaşır.

Bunun dışında istatistiksel olarak markaları birbirleriyle kıyasladığımızda, Straumann 1. ölçü değeri 0,002 iken diğer iki markanın 1. ölçü değeri 0,04 ve 0,03'tür. Straumann 10. ölçü değeri 0,08 iken diğer iki markanın 10. ölçü değerleri 0,14'tür. Buna göre Dio ve Mode arasında anlamlı bir fark bulunamazken Straumann bu ikisinden daha hassas ölçüm değerine sahiptir denebilir. Markalar arası farkların birçok sebebi olabilir. Bunlar arasında ölçü parçalarının yapıldıkları materyal, ölçü parçalarının aşınma miktarları ölçü parçalarının geometrik yapısı, ölçü postu ve analogunun bağlantısı sayılabilir. Ölçü

postlarındaki undercut miktarının ölçü doğruluğuna etkisinin incelendiği bir çalışmada, undercut miktarı arttıkça ölçü doğruluğunun arttığı belirtilmiştir.¹¹⁵ Straumann ölçü postunun daha çok undercutli olması bu sonucu doğrulmuş olabilir. Analog açısından düşünürsek Straumann ve Mode'da Dio markasına göre daha az undercut olmasına rağmen Straumann markasının ölçü hassasiyeti diğer iki markadan daha iyi çıkmıştır. Dolayısıyla analoglar açısından düşünülecek olursa, ölçü doğruluğu ölçü postlarındaki gibi undercut derinliğinden çok internal heks bağlantısından daha çok etkilendiği söylenebilir.

İmplant postlarının uzunluğunun ölçü doğruluğuna etkisinin araştırıldığı bir çalışmada 11 mm'den uzun ölçü postları kullanıldığında ölçü postunun uzunluğunun ölçü doğruluğuna etkisinin olmadığı gösterilmiştir.¹¹⁶ Bizim çalışmamızda bütün postlar 11 mm'den uzun olduğu için ölçü postunun uzunluğu çalışmaya etki etmemiştir diyebiliriz. Ölçü analoglarının uzunluğuna baktığımız zaman Straumann'ın uzunluğu en az olmasına rağmen ölçü doğruluğunun en iyi çıkması analoglarla ilgili böyle bir varsayımda bulunmamızı zorlaştırmaktadır. Bu durumla ilgili mantık yürütecek olursak, Straumann'ın analog boyunun diğerlerinden kısa olması analogun alçıdan çıkarılırken hasar alma ihtimalini azaltmış olabilir ancak bu konuda daha fazla araştırmaya gereksinim vardır.

Ölçü transfer kopinginin şeklinin ve kesitinin ölçü doğruluğuna etkisini araştıran birçok çalışma mevcuttur. Kare formlu ölçü postlarının konik forma sahip ölçü postlarına göre rotasyona daha dirençli olduğunu belirten birçok çalışma vardır.^{117, 118} Bu da kare formlu ölçü kopingine sahip Straumann markasının daha hassas sonuçlara sahip olmasını açıklayabilir; fakat ölçü analoglarının kesiti her üç marka için de yuvarlak olduğu için analog şekillerinin ölçü doğruluğuna etkisiyle ilgili bir yorumda bulunmak zordur ve bu konuda daha çok araştırmaya ihtiyaç vardır.

Literatürde implant parçalarının tekrar kullanılmasıyla ilgili araştırmalar mevcuttur. Schwartz ve arkadaşlarının kapama vidalarının yeniden kullanımıyla ilgili yaptıkları bir araştırmada, kapama vidalarının yüzey özelliklerinin değişmesine rağmen klinik sonuçlara bir etkisinin olmadığı bulunmuştur.¹¹⁹

Bu çalışma sonucunda morfolojideki küçük değişikliklerin doğrudan klinik düzeye yansımayaabileceği varsayılabilir. Bunun aksine, bazı çalışmalarda implant bileşenlerinin yeniden kullanımını değerlendiren diğer çalışmalar yerleştirme ve çıkarma sırasında temizleme, sterilizasyon ve mekanik deformasyonların implantların yüzey morfolojisini değiştirebileceğini ve bunun da osteoblastik büyüme ve farklılaşmada değişikliklere yol

açabileceğini gösterilmiştir.^{120, 121} Ancak ölçü analoglarında mantık olarak böyle bir sonuç beklenmediği çünkü ölçü analoglarının herhangi bir şekilde yumuşak ve sert dokuya temas etmediği söylenebilir.

Temizleme ve sterilizasyon işlemleri malzeme üzerinde termal ve kimyasal streslere neden olabilir ve bu stresler yüzey morfolojisinde değişikliklere neden olabilir.^{122, 123} Ancak yüzey morfolojisindeki değişiklikler her zaman cihazların klinik davranışını etkilemeyebilir. Birkaç çalışma sterilizasyonun yeniden kullanılabilir tıbbi cihazların özellikleri üzerindeki etkilerine odaklanmıştır. Bazıları sterilizasyon sürecinden kaynaklanan morfolojik değişikliklerin klinik sonuçları etkileyebileceğini göstermiştir.^{124, 125} Yang ve arkadaşları şunu göstermiştir ki, aort içi balonlar, temizlik ve sterilizasyon işleminden sonra yapısal yüzey değişiklikleri nedeniyle tekrar kullanılamaz.¹²⁴ Ayrıca balon kateterlerin tekrar kullanımının mekanik özelliklerin bozulması ile ilişkili olduğu bildirilmiştir.¹²⁵ Buna karşılık, bazı çalışmalar sterilizasyon işleminin diğer tıbbi cihazların klinik performansını etkilemediğini göstermiştir. Gorokhovsky ve ark. sterilizasyonun paslanmaz çelik küretlerin klinik etkinliği üzerinde hiçbir olumsuz etkisi olmadığını göstermiştir.¹²⁶

Literatür tarandığında, Pernier ve ark. otoklav sterilizasyonunun ortodontik tellerin yüzey pürüzlülüğünde küçük bir artışa neden olmasına rağmen, mekanik özellikleri üzerinde olumsuz bir etkisinin olmadığı ve ayrıca herhangi bir klinik etkisinin de muhtemel olmadığını bildiren çalışmalarına rastlanmaktadır.¹²⁷ Ayrıca Aldosari ve arkadaşlarının yaptığı, ölçü postu ve analogunun sterilizasyonunun ölçü doğruluğuna etkisinin araştırıldığı bir araştırmaya göre sterilizasyon işlemi ölçü doğruluğunu etkilememiştir.¹²⁸ Tezimizin sonuçları bu çalışmayı yanırlamaktadır. Straumann 1. ölçü değeri 0,002 iken 10. ölçü değeri 0,084'tür. Dio 1. ölçü değeri 0,043 iken 10. ölçü değeri 0,141'dir. Mode için 1. ölçü değeri 0,033 iken 10. ölçü değeri 0,0145'tir. Dolayısıyla diğer aşamaları standardize ettiğimiz düşünüldüğünde sterilizasyonun ölçü doğruluğunu etkilediğini söyleyebiliriz.

Farklı implant sistemlerinde ölçü analogları çeşitli metal- paslanmaz çelik, alüminyum ve titanyum dahil olmak üzere bazı alaşımlardan üretilir. Çeşitli alaşımların sterilizasyon ve yeniden kullanım sırasında meydana gelen değişikliklere karşı direncinin aynı olmadığı gösteren çalışmalar vardır.¹²⁹ Çalışmamızda kullanılan analoglardan Straumann tantalum nitritten, Dio titanyumdan Mode ise paslanmaz çelik ve kobalt karışımı metaldan imal edilmiştir. Ölçüler arasındaki hassasiyet farkının sebeplerinden biri bu olabilir, zira tantalumun korozyona olan direnci titanyum ve paslanmaz çelikten yüksektir.

Bu da analogun bağlantı yerinin sterilizasyon ve alçıdan çıkarma işlemi sırasında daha az aşınmasına neden olmuş olabilir. Bu da Straumann'ın ölçü doğruluğunun daha iyi olmasını ve tekrar kullanımlarda diğer iki markadan daha az sapma göstermesini açıklayabilir.

Ölçü transfer kopinginın tekrar kullanımın ölçü doğruluğuna etkisini araştıran araştırmalar mevcuttur⁶⁻⁸ ama ölçü analogunun tekrar kullanımının ölçü doğruluğuna etkisini araştıran herhangi bir çalışma yoktur. Dolayısıyla çalışmamız literatüre yeni katkılar sunulmasının önünü açacaktır.

Analogların tekrar kullanılamamasının altında yatan sebepler yeterli çalışma olmadığı için ancak mantık yürütme yoluyla tahmin edilebilir. Akla gelen en olası sebep analogların alçıdan çıkarılırken zarar görme ihtimalidir. Ölçü kopingiyle analogun birleşme bölgesi hasar gördüğünde implantın konumunun ölçüye doğru bir şekilde aktarılması mümkün değildir. Çalışmamızda modeller kırılırken standardizasyonu sağlamak amacıyla endüstriyel bir kırma makinesi kullanılmıştır. Bütün işlemler tek bir operatör tarafından yapılmıştır. Analogun çıkarılması aşamasında operatörden ya da makineden kaynaklı sorunların olabileceği akıldan çıkarılmamalıdır. Çalışmamızda bütün aşamalar standardize edilip, otomatik cihazlar kullanıldığında bile ölçülerde sapma olmuştur. Normal iş akışında analogların teknisyenler tarafından manuel olarak çıkarıldığı ve aşamaların standardize edilmediği düşünülürse analoglara zarar gelme ihtimalinin daha fazla olacağı unutulmamalıdır.

Çalışmamızın sonuçlarını klinik açıdan değerlendirecek olursak, pasif uyum elbette ki en önemli konudur. Pasif uyumun olmadığı durumlarda implant kaybına kadar giden sonuçların olabileceği çalışmamızın çeşitli yerlerinde belirtilmiştir. Bunun dışında yukarıda bahsettiğimiz klinik olarak kabul edilebilir sapmaların ya da frezelemeden kaynaklanan sapmaların da bir sonucu olabilir. Klinik olarak kabul edilebilir de olsa ölçüdeki minimal sapmalar bile üretilecek protezin diğer dişlerle ilişkisini etkileyebilir. Örneğin yan dişle olan kontakt noktası ölçüdeki sapmalara göre değişebilir. Bu da ideal kontakt alanlarının oluşturulmasını, dolayısıyla üretilen üst yapı ile yan diş arasında temizlenemeyen alanların oluşmasına neden olabilir. Bu durumda ileride kemik kaybına varan sonuçlara yol açabilir. Kemik kaybı da implantın kaybına sebep olabilir.

Çalışmamızın limitasyonları vardır. Ölçü doğruluğu hesaplanırken RMS değeri üzerinden hesaplanmıştır. RMS değeri 3 boyutlu genel doğruluk oranını vermektedir bu sebeple ölçüdeki koronal, açısal ve rotasyonel sapmaları ayrı ayrı hesaplanmamıştır.

Çalışmamız in vitro bir çalışma olduğu için ideal bir ortamda yapılmıştır. Dolayısıyla tükürük ve sıcaklığın ölçü maddesi üzerindeki etkisi, yumuşak dokunun ölçüye etkisi ve ağız içinde yaşanabilecek komplikasyonlar taklit edilememiştir. Ölçünün ağız içindeki çıkarma yönü taklit edilememiştir. Yapılan çalışmalarda çıkarma yönünün ölçü doğruluğu üzerinde etkisinin olduğu belirtilmiştir.¹³⁰ Tüm bunlar göz önüne alındığında, ağız içinde yapılan bir çalışmanın daha yüksek sapma miktarı elde edebileceği unutulmamalıdır.

Çalışmamızda kullanılan implant gövdelerinin iç yapısı markadan markaya değişmektedir. Ayrıca kullanılan implant gövdelerinin hepsi normal (regular) platform olmasına rağmen, her marka kendi sistemine göre normal platformu tanımlamıştır. Her bir markanın normal (regular) platform çapı farklıdır. Bu durum implantların karşılaştırılmasında standardizasyonu etkilemiş olabilir.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde şu sonuçlara varılabilir:

1. Straumann markası yukarıda belirtilen referans değerine göre tekrar kullanım açısından Dio ve Mode markalarına göre daha iyi sonuçlar vermiştir ama kabul edilebilir klinik sapma konusunda bir mutabakat olmadığı ve ölçü analogları kırılarak alçının içinden çıkarıldığı için ölçü analoglarının tekrar kullanımı bizce risklidir.
2. Hiçbir implant markasının analogu on defa üst üste kullanılmamalıdır. Her ölçüde yeni bir analog kullanılması ölçü doğruluğu açısından tavsiye edilir.

Bu sonuçlar göz önüne alındığı zaman şu önerilerde bulunulabilir: Şimdiye kadar konvansiyonel yöntemlerle ölçü doğruluğu araştırıldığı için daha sonraki araştırmalarda dijital yöntemin daha fazla kullanılması hassasiyetin artırılması açısından önerilir. Transfer kopingleriyle ilgili yapılan çalışmalara benzer bir şekilde, ileride analoglarla ilgili yapılacak çalışmalar parsiyel ve tam dişsizliği bulunan çenelere yapılacak çalışmalarla genişletilebilir.

7. KAYNAKLAR

1. **Acar A, İnan. Ö.** İmplant destekli protezlerde okluzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **2001**, 4(1): 52-56.
2. **Schwartz-Arad D, Herzberg R, Levin L.** Evaluation of long-term implant success. *J Periodontol*, **2005**, 76(10): 1623-1628
3. **Katsoulis J, Takeichi T, Sol Gaviria A, Peter L, Katsoulis K.** Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol*, **2017**, 10 Suppl 1: 121-138.
4. **Chee W, Jivraj S.** Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J*, **2006**, 201(7): 429-432.
5. **Flügge T, W. J. van der Meer, B. G. Gonzalez, K. Vach, D. Wismeijer, et al.** The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*, **2018**, 29 Suppl 16: 374-392.
6. **Alikhasi M, Bassir SH, Naini RB.** Effect of multiple use of impression copings on the accuracy of implant transfer. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2013**, 28(2): 408-414.
7. **Sawyers J, Baig MR, El-Masoud B.** Effect of Multiple Use of Impression Copings and Scanbodies on Implant Cast Accuracy. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2019**, 34(4): 891-898.
8. **Gallardo FF, Salmon CA, Lien W, Sheridan RR, Batzer RC, et al.** An Investigation of the Effect of Modifying and Reusing Impression Copings on Transfer of Implant Analog Position and Angulation. *J Contemp Dent Pract*, **2020**, 21(3): 220-226.
9. **Misch, C. E.** Partial and complete edentulous maxilla implant treatment plans: Fixed and overdenture prostheses. *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis: Mosby **2005**: 281-94.
10. **Simon H, Yanase RT.** Terminology for implant prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2003**, 18(4): 539-543.
11. **Albrektsson T.** A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*, **1988**, 60(1): 75-84.
12. **Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H.** Long-term implant survival and success: a 10-16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res*, **2010**, 21(7): 772-777.
13. **Misch, Carl E.** Dental implant prosthetics. St. Louis. Mosby Inc, **2005**, 211: 223.
14. **Wittneben JG, Joda T, Weber HP, Brägger U.** Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontol 2000*, **2017**, 73(1): 141-151.
15. **Jagathpal AJ, Vally ZI, Sykes LM, J. du Toit.** Comparison of excess cement around implant crown margins by using 3 extraoral cementation techniques. *J Prosthet Dent*, **2021**, 126(1): 95-101.
16. **Scur R, Pereira J, Sanada J.** Próteses Dentárias Implantossuportadas Parafusadas e Cimentadas: Revisão de Literatura. *Dental Press Implantology*, **2013**, 7: 38.
17. **Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P.** Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clin Oral Implants Res*, **2013**, 24(11): 1179-1184.
18. **Kourtis SDJ, National, G.** Kapodistrian University of Athens. Cement-Retained Implant Restorations. **2020**.
19. **Lee A, Okayasu K, Wang HL.** Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent*, **2010**, 19(1): 8-15.
20. **Aykent F, Özdoğan M, Soğancı G.** Occlusion of implant supported prostheses. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, **2017**, 3: 13-21.
21. **Weber HP, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP.** Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*, **2006**, 17(4): 375-379.
22. **Nallaswamy D.** Implant dentistry; dental implantology. Textbook of prosthodontics. (5th ed.). New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, **2009**: 720-742
23. **Misch CE, Kutay Ö.** Dental implant protezler. Nobel Tıp Kitabevleri, **2009**,
24. **Hobo S, Ichida E, Garcia LT.** Ideal occlusion in: Osseointegration and occlusal rehabilitation. *Quintessence Publishing*, **1991**, 4: 257-452
25. **Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C.** The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*, **2008**, 100(4): 285-291.

26. **Walker MP, Alderman N, Petrie CS, Melander J, McGuire J.** Correlation of impression removal force with elastomeric impression material rigidity and hardness. *J Prosthodont*, **2013**, 22(5): 362-366.
27. **Chia VA, Esguerra RJ, Teoh KH, Teo JW, Wong KM, et al.** In Vitro Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: The Effect of Implant Angulation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2017**, 32(2): 313-321.
28. **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 & Related Research*, **2010**, 12 Suppl 1: e63-76.
29. **Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW.** Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2006**, 21(5): 747-755.
30. **Úry E, Fornai C, Weber GW.** Accuracy of transferring analog dental casts to a virtual articulator. *J Prosthet Dent*, **2020**, 123(2): 305-313.
31. **Ongül D, B. Gökçen-Röhlrig, Şermet B, Keskin H.** A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Aust Dent J*, **2012**, 57(2): 184-189.
32. **Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ.** The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **1990**, 5(4): 331-336.
33. **Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A.** Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **1999**, 14(6): 885-888.
34. **Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca RS, Cervieri A.** Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2004**, 19(2): 192-198.
35. **Assunção WG, Tabata LF, Cardoso A, Rocha EP, Gomes EA.** Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant Dent*, **2008**, 17(3): 248-256.
36. **Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS.** Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*, **2000**, 84(1): 108-110.
37. **Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A.** Comparative accuracy of implant impression procedures. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **1992**, 12(2): 112-121.
38. **Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS.** Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*, **1993**, 69(5): 503-509.
39. **Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC.** Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent*, **1990**, 64(6): 684-688.
40. **Ribeiro P, Herrero-Climent M, Díaz-Castro C, Ríos-Santos JV, Padrós R, et al.** Accuracy of Implant Casts Generated with Conventional and Digital Impressions-An In Vitro Study. *International Journal of Environmental Research & Public Health*, **2018**, 15(8).
41. **Kurtulmus-Yilmaz S, Ozan O, Ozcelik TB, Yagiz A.** Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *J Dent*, **2014**, 42(12): 1551-1559.
42. **Lin WS, Harris BT, Elathamna EN, Abdel-Azim T, Morton D.** Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2015**, 30(1): 102-109.
43. **Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS.** Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent*, **2007**, 97(6): 349-356.
44. **Chen SY, Liang WM, Chen FN.** Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent*, **2004**, 32(8): 603-609.
45. **Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE.** Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Publishing Company Chicago, IL, USA, **1997**,
46. **McCabe JF, Wilson HJ.** Addition curing silicone rubber impression materials. An appraisal of their physical properties. *Br Dent J*, **1978**, 145(1): 17-20.
47. **Craig RG.** Restorative dental materials. **1989**.
48. **Johnson GH, Craig RG.** Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *J Prosthet Dent*, **1985**, 53(4): 484-490.
49. **Rubel BS.** Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, **2007**, 51(3): 629-642.
50. **McCormick JT, Antony SJ, Dial ML, Duncanson MG, Jr, Shillingburg HT. Jr** Wettability of elastomeric impression materials: effect of selected surfactants. *Int J Prosthodont*, **1989**, 2(5): 413-420.
51. **Luebke RJ, Scandrett FR, Kerber PE.** The effect of delayed and second pours on elastomeric impression material accuracy. *J Prosthet Dent*, **1979**, 41(5): 517-521.
52. **Braden M, Causton B, Clarke RL.** A polyether impression rubber. *J Dent Res*, **1972**, 51(4): 889-896.

53. **Dahl BL.** Tissue hypersensitivity to dental materials. *J Oral Rehabil*, **1978**, 5(2): 117-120.
54. **Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR.** Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences, **2012**,
55. **Shillingburg HT, Jr, Duncanson MG, Jr, Kent WA.** Radiopacity and color of elastomeric impression materials. *Quintessence Int*, **1988**, 19(8): 541-548.
56. **Nedelcu R, Olsson P, Nyström I, Rydén J, Thor A.** Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J Dent*, **2018**, 69: 110-118.
57. **Howell KJ, McGlumphy EA, Drago C, Knapik G.** Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2013**, 28(1): 228-240.
58. **Priest G.** Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, **2005**, 63(9 Suppl 2): 22-32.
59. **Mizumoto RM, Yilmaz B.** Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent*, **2018**, 120(3): 343-352.
60. **van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y.** Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*, **2012**, 7(8): e43312.
61. **Wang J, Yu Z, Zhu W, Cao J.** Feature-preserving surface reconstruction from unoriented, noisy point data. In: *Computer Graphics Forum*. vol. 32: Wiley Online Library, **2013**:164-176.
62. **Bernardini F, Rushmeier H.** The 3D model acquisition pipeline. In: *Computer graphics forum*. vol. 21: Wiley Online Library, **2002**:149-172.
63. **Nayyar N, Yilmaz B, McGlumphy E.** Using digitally coded healing abutments and an intraoral scanner to fabricate implant-supported, cement-retained restorations. *J Prosthet Dent*, **2013**, 109(4): 210-215.
64. **Mangano FG, Hauschild U, Veronesi G, Imburgia M, Mangano C, et al.** Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, **2019**, 19(1): 101.
65. **Giménez B, Pradies G, Martínez-Rus F, Özcan M.** Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2015**, 30(1): 56-64.
66. **Mehl A, Ender A, Mörmann W, Attin T.** Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent*, **2009**, 12(1): 11-28.68.
67. **Imburgia M, Kois J, Marino E, Lerner H, Mangano FG.** Continuous Scan Strategy (CSS): A Novel Technique to Improve the Accuracy of Intraoral Digital Impressions. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, **2020** 31;28(3):128-141.
68. **Kim JE, Amelya A, Shin Y, Shim JS.** Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *J Prosthet Dent*, **2017**, 117(6): 755-761.
69. **Rhee YK, Huh YH, Cho LR, Park CJ.** Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont*, **2015**, 7(6): 460-467.
70. **Ender A, Mehl A.** Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*, **2013**, 16(1): 11-21.
71. **Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A.** In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig*, **2016**, 20(7): 1495-1504.
72. **Mada SK, Smith ML, Smith LN, Midha PS.** Overview of passive and active vision techniques for hand-held 3D data acquisition. In: *Opto-Ireland 2002: Optical Metrology, Imaging, and Machine Vision*. vol. 4877: SPIE, **2003**:16-27.
73. **Rignon -Bret C, Dupuis R, Gaudy JF.** Application of a 3-dimensional measurement system to complete denture impressions. *J Prosthet Dent*, **2002**, 87(6): 603-612.
74. **Del Corso M, Abà G, Vazquez L, Dargaud J, Dohan Ehrenfest DM.** 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 & Related Research*, **2009**, 11(3): 214-221.
75. **Ireland AJ, McNamara C, Clover MJ, House K, Wenger N, et al.** 3D surface imaging in dentistry - what we are looking at. *Br Dent J*, **2008**, 205(7): 387-392.
76. **Akça K, Cehreli MC.** Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2004**, 19(4): 517-523..
77. **Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ.** Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*, **2000**, 83(5): 555-561.

78. **Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N.** A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent*, **1997**, 77(1): 68-75.
79. **Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO.** A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2012**, 27(1): 102-110.
80. **Hirasawa T, Harashima I.** [ADA specification No. 19 for non-aqueous, elastomeric dental impression material]. *Shika Rikogaku Zasshi*, **1981**, 22(57): 97-98.
81. **Wee AG.** Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent*, **2000**, 83(3): 323-331.
82. **Assif D, Marshak B, Schmidt A.** Accuracy of implant impression techniques. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **1996**, 11(2): 216-222.
83. **Tsagkalidis G, Tortopidis D, Mpikos P, Kaisarlis G, Koidis P.** Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants. *J Prosthet Dent*, **2015**, 114(4): 517-523.
84. **Pera F, Pesce P, Bevilacqua M, Setti P, Menini M.** Analysis of Different Impression Techniques and Materials on Multiple Implants Through 3-Dimensional Laser Scanner. *Implant Dent*, **2016**, 25(2): 232-237.
85. **Libman WJ, Nicholls IJ.** Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont*, **1995**, 8(2): 155-161.
86. **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): 218-225.
87. **Cho GC, Chee WW.** Distortion of disposable plastic stock trays when used with putty vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent*, **2004**, 92(4): 354-358.
88. **Gupta S, Narayan AI, Balakrishnan D.** In Vitro Comparative Evaluation of Different Types of Impression Trays and Impression Materials on the Accuracy of Open Tray Implant Impressions: A Pilot Study. *Int J Dent*, **2017**, 2017: 6306530.
89. **Nissan J, Ghelfan O.** The press-fit implant impression coping technique. *J Prosthet Dent*, **2009**, 101(6): 413-414.
90. **Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ.** Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2001**, 16(4): 547-556.
91. **Del'Acqua MA, Chávez AM, Amaral AL, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr.** Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2010**, 25(4): 771-776.
92. **Aguilar ML, Elias A, Vizcarrondo CE, Psoter WC.** Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *J Prosthet Dent*, **2010**, 103(4): 202-209.
93. **Pujari M, Garg P, Prithviraj DR.** Evaluation of accuracy of casts of multiple internal connection implant prosthesis obtained from different impression materials and techniques: an in vitro study. *J Oral Implantol*, **2014**, 40(2): 137-145..
94. **Parameshwari G, Chittaranjan B, Sudhir N, Anulekha-Avinash CK, Taruna M, et al.** Evaluation of accuracy of various impression techniques and impression materials in recording multiple implants placed unilaterally in a partially edentulous mandible- An in vitro study. *J Clin Exp Dent*, **2018**, 10(4): e388-e395
95. **Schmidt A, Häussling T, Rehmann P, Schaaf H, Wöstmann B.** Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study. *J Prosthodont Res*, **2018**, 62(2): 245-251.
96. **Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD.** Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent*, **1992**, 67(5): 583-589.
97. **Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G.** An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent*, **2004**, 92(5): 470-476.
98. **Selecman AM, Wicks RA.** Making an implant-level impression using solid plastic, press-fit, closed-tray impression copings: a clinical report. *J Prosthet Dent*, **2009**, 101(3): 158-159.
99. **Duke P, Moore BK, Haug SP, Andres CJ.** Study of the physical properties of type IV gypsum, resin-containing, and epoxy die materials. *J Prosthet Dent*, **2000**, 83(4): 466-473.
100. **Chang WG, Vahidi F, Bae KH, Lim BS.** Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *Int J Prosthodont*, **2012**, 25(1): 44-47.

101. **Finger W.** Effect of the setting expansion of dental stone upon the die precision. *Scand J Dent Res*, **1980**, 88(2): 159-160.
102. **NO, ANSI-ADA Specification.** Dental gypsum products. *Chicago: American dental association council on dental materials and equipment*, **2000**.
103. **Wise M.** Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. *J Prosthet Dent*, **2001**, 86(5): 532-538.
104. **Shim JS, Ryu JJ, Shin SW, Lee JY.** Effects of Implant Angulation and Impression Coping Type on the Dimensional Accuracy of Impressions. *Implant Dent*, **2015**, 24(6): 726-729.
105. **Elshenawy EA, Alam-Eldein AM, Abd Elfatah FA.** Cast accuracy obtained from different impression techniques at different implant angulations (in vitro study). *Int J Implant Dent*, **2018**, 4(1):
106. **Beyabanaki E, Shamshiri AR, Alikhasi M, Monzavi A.** Effect of Splinting on Dimensional Accuracy of Impressions Made of Implants with Different Subgingival Alignments. *J Prosthodont*, **2017**, 26(1): 48-55.
107. **Rutkunas V, Sveikata K, Savickas R.** Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study. *Int J Prosthodont*, **2012**, 25(5): 512-515.
108. **Jemt T, Hjalmarsson L.** In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks. A comparison between "virtual" and "physical" assessments of fit using two different techniques of measurements. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*, **2012**, 14 Suppl 1: e175-182.
109. **Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsky E, Mangano C.** Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study. *PLoS One*, **2016**, 11(9): e0163107.
110. **Kim JH, Kim KR, Kim S.** Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. *J Prosthet Dent*, **2015**, 114(2): 185-192.e181.
111. **Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, et al.** Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res*, **2017**, 28(11): 1360-1367.
112. **Ma T, Nicholls JL, Rubenstein JE.** Tolerance measurements of various implant components. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **1997**, 12(3): 371-375.
113. **Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O.** Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent*, **2004**, 13(4): 358-366.
114. **Richi MW, Kurtulmus-Yilmaz S, Ozan O.** Comparison of the accuracy of different impression procedures in case of multiple and angulated implants : Accuracy of impressions in multiple and angulated implants. *Head Face Med*, **2020**, 16(1): 9.
115. **Rashidan N, Alikhasi M, Samadzadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ.** Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*, **2012**, 14(2): 218-225.
116. **Okamoto K, Hsu YT, Tohnai I.** Effect of Difference in Dental Implant Transfer Impression Copings on Impression Accuracy. *J Meikai Dent Med*, **2020**, 49 (2) , 59-65.
117. **Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G.** An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent*, **2004**, 92(5): 470-476.
118. **Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD.** Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent*, **1992**, 67(5): 583-589.
119. **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. *Clin Oral Implants Res*, **2000**, 11(3): 183-194.
120. **Martin JY, Dean DD, Cochran DL, Simpson J, Boyan BD, et al.** Proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63) cultured on previously used titanium surfaces. *Clin Oral Implants Res*, **1996**, 7(1): 27-37.
121. **Noda M, Camilliere JJ.** In vivo stimulation of bone formation by transforming growth factor-beta. *Endocrinology*, **1989**, 124(6): 2991-2994.
122. **Granados DL, Jiménez A, Cuadrado TR.** Assessment of parameters associated to the risk of PVC catheter reuse. *J Biomed Mater Res*, **2001**, 58(5): 505-510.
123. **Younis O.** The effects of sterilization techniques on the properties of intracanal instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **1977**, 43(1): 130-134.
124. **Yang M, Deng X, Zhang Z, Julien M, Pelletier F, et al.** Are intraaortic balloons suitable for reuse? A survey study of 112 used intraaortic balloons. *Artif Organs*, **1997**, 21(2): 121-130.

125. **Unverdorben M, Quaden R, Werner C, Bloss P, Degenhardt R, et al.** Change of the mechanical properties of two different balloon catheters with increasing numbers of cycles of resterilization. *Catheterization & Cardiovascular Interventions*, **2003**, 58(1): 29-33
126. **Gorokhovskiy V, Heckerman B, Watson P, Bekesch N.** The effect of multilayer filtered arc coatings on mechanical properties, corrosion resistance and performance of periodontal dental instruments. *Surface & Coatings Technology - SURF COAT TECH*, **2006**, 200: 5614-5630.
127. **Pernier C, Grosgeat B, Ponsonnet L, Benay G, Lissac M.** Influence of autoclave sterilization on the surface parameters and mechanical properties of six orthodontic wires. *Eur J Orthod*, **2005**, 27(1): 72-81.
128. **Abdullah M, AlFarraj Aldosari.** Does steam autoclaving affect the accuracy of implant impression systems? *J. Biomater. Tissue Eng.* **2014**, 4(7): 550-554.
129. **Junker B.** Corrosion in bioprocessing applications. *Bioprocess & Biosystems Engineering*, **2009**, 32(1): 1-29
130. **Alexander Hazboun GB, Masri R, Romberg E, Kempler J, Driscoll CF.** Effect of implant angulation and impression technique on impressions of NobelActive implants. *J Prosthet Dent*, **2015**, 113(5): 425-431.





EKLER

GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARLARI

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

KARAR 17- Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof.Dr. Mustafa ZORTUK (Arş.Gör.Dt.Sergen DENİZ'in uzmanlık tezi) "İmplant ölçü analoglarının çoklu kullanımının implant transferi doğruluğu 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)