

**T.C.**  
**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**İMLANT DESTEKLİ TAM ARK TEK PARÇA ÜST YAPI ÜRETİMİNDE**  
**AĞIZIÇI DİJİTAL ÖLÇÜ YÖNTEMİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Merve VAROL**

**UZMANLIK TEZİ**

**Olarak Hazırlanmıştır.**

**ANKARA**

**2017**



**T.C.**  
**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**İMLANT DESTEKLİ TAM ARK TEK PARÇA ÜST YAPI ÜRETİMİNDE**  
**AĞIZIÇI DİJİTAL ÖLÇÜ YÖNTEMİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Merve VAROL**

**TEZ DANIŞMANI**  
**Prof. Dr. Kıvanç AKÇA**

**UZMANLIK TEZİ**  
**Olarak Hazırlanmıştır.**

**ANKARA**

**2017**

10/05/17

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Merve VAROL'un 10 Mayıs 2017 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında " İmplant Destekli Tam Ark Tek Parça Üst Yapı Üretiminde Ağız içi Dijital Ölçü Yönteminin Değerlendirilmesi " başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Bulem YÜZÜGÜLLÜ

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Kıvanç AKÇA

Üye : Doç. Dr. Bahadır ERSU

ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Osman Taha KÖSEDOĞLU  
Dekan Vekili

## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Fakültemiz tarafından onaylanan uzmanlık tezimin tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

**o Tezimin tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.**

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

**o Tezimin ..... tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.**

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

**o Tezimin 15/06/20 tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.**

**o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi**

21 /06/17

(İmza)

**Öğrencinin Adı SOYADI**

**Merve VAROL**

## TEŞEKKÜR

Öğrencisi olmaktan her zaman gurur duyacağım ve danışman hocam olduğu için kendimi çok şanslı hissettiğim kıymetli hocam Prof. Dr. Kıvanç AKÇA'ya bilgi ve tecrübelerini benimle paylaştığı ve tezimin her aşamasıyla tek tek ilgilendiği için içtenlikle teşekkür ederim.

Samimiyetini her zaman hissettiğim, mesleki görüşlerini benimle içtenlikle paylaşan ve sürekli teşvik eden sevgili hocam Prof. Dr. Şenay CANAY'a,

Uzmanlık eğitimimin başından sonuna kadar tüm mesleki birikimini benimle paylaşan, her türlü sorumu bıkmadan cevaplayan bana kattığı her şey için hocam ve abim Yrd. Doç. Dr. Barış GÜNCÜ'ye,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini esirgemediğim benimle paylaşan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine sonsuz teşekkür ederim.

Hayatımın her döneminde olduğu gibi desteğini hep yanımda hissettiğim canım amcam Dr. Fikret VAROL'a,

Her koşulda yanımda olduklarını bildiğim, üzerimde sonsuz emekleri olan canım annem Meral VAROL'a, babam Kudret VAROL'a ve canımın içi bir tanecek kardeşim Genco VAROL'a,

Desteği ile her zaman yanımda olan ve bundan sonra da olacağını hissettiren, sevgisiyle beni daha da güçlendiren, meslektaşım, yol arkadaşım, canım Dt.Orkun OLCAY'a,

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenerek Hızlı Destek Projesi ile tamamlanmıştır.

## ÖZET

**Varol, M. İmplant destekli tam ark tek parça üst yapı üretiminde ağız içi dijital ölçü yönteminin değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2017.**

İmplant destekli sabit protezler (i-SP) için direkt dijital ölçü (direkt-dÖ) yöntemi bölümlü dişsizlikte giderek artan şekilde kullanılmaktadır. Ancak tam dişsizlik vakalarında klinik uygulamalar için bilimsel bilgi yetersizdir. Bu çalışmanın amacı geleneksel ölçü (gÖ) ve direkt-dÖ ile elde edilen kayıtlarda implant pozisyonlarının doğruluğunu karşılaştırmaktır. Bunun için üst çene tam dişsizlikte anteriorlar düz posteriorlar açılı olacak şekilde yerleşmiş dört implant destekli tek parça sabit protez yapımı, klinik senaryo olarak seçildi. Bu durumu taklit eden ana modelden gÖ'ler açık kaşık (gÖ-açık) ve kapalı kaşık (gÖ-kapalı) ölçü yöntemleri uygulanarak alındı ve geleneksel çalışma modelleri hazırlandı. Aynı ana modelden ağız içi tarayıcı kullanılarak bir orijinal (dÖ-orijinal) ve iki orijinal olmayan (dÖ-eşdeğer I ve II) üç farklı scan-post ile direkt-dÖ'ler alındı ve 3-B'lu yazıcı kullanılarak dijital çalışma modelleri üretildi. Tüm çalışma modellerinde implant pozisyonları ko-ordinat ölçüm cihazı (=Co-ordinate Measuring Mashine, CMM) ve lazer tarama cihazı ile kayıt edildi ve kayıt edilen veriler birbiriyle ve ana modelle karşılaştırıldı. CMM ile yapılan ölçümlerde implant açılanması için sadece posterior açılı implantlarda gÖ ile orijinal olmayan scan-post (dÖ-eşdeğer II) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu bunun dışındaki tüm verilerde fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. CMM ile yapılan implantların lineer mesafe ölçümlerinde grup içi ve gruplar arası karşılaştırmalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Lazer tarama cihazı ölçümlerinde implantların açılanması için yapılan grup içi karşılaştırmalarda anterior düz implantlarda orijinal scan-post (dÖ-orijinal) ve orijinal olmayan scan-post (dÖ-eşdeğer I) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Gruplar arası karşılaştırmalarda ise anterior düz implantlarda orijinal scan-post (dÖ-orijinal) ve gÖ arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu bunun dışındaki tüm verilerindeki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. direkt-dÖ ile kayıt edilen implant

pozisyonlarının gÖ'lere benzerlik göstermesi ile birlikte dijital ölçülerde orijinal ve orijinal olmayan scan-postlar arasında da fark gözlenmemesi dijital ölçünün klinik kullanımı açısından umut vericidir. Bu sonuçlar ışığında tam dişsizlikte direkt-dÖ yöntemi gÖ'ye alternatif olarak düşünülebilir.



## ABSTRACT

**Varol, M. Evaluation of Intraoral Scanning Technique in Fabrication of Implant Supported Full Arch Fixed Screw Retained Superstructure. Hacettepe University Faculty of Dentistry Department of Prosthodontics, Speciality Theses, Ankara, 2017.**

In recent years, direct digital impression (direct-dI) technique has been evolved into implant supported fixed partial dentures. However, knowledge with regards to use of the same technology for edentulous arches is insufficient. The aim of this study, therefore, was to compare positional accuracy of implants recorded with conventional impression (cI) and direct-dI techniques. For this purpose, four implants, two straight anterior and two angulated posterior, supporting fixed full-arch screw retained prosthesis in rehabilitation of maxillary edentulism was studied. In simulation of the described clinical scenario, a solid master model was used in impression making of dental implants with conventional and digital techniques. For cI group, implants were recorded with open- and closed-tray approach using elastomeric impression material, and followed by study cast model production with dental stone. For direct-dI group, different scan-posts, original and non-original approach, were digitalized using an intraoral scanner. From these data study digital models were designed, and 3D printed with additive manufacturing. Implant positions in all study cast- and digital- models were recorded manually and visually in three dimension using co-ordinate measuring machine (CMM) and laser scanning machine (LSM) respectively. Implant positions were compared between impression techniques and within each impression approach as well. Except for posterior angulated implants recorded with cI and direct-dI, differences for all implant positions in angular measurements with CMM between impression techniques and within impression approach were statistically insignificant. All implant positions in linear measurements displayed statistically insignificant difference. LSM implant angulation data were statistically different for anterior straight implants between cI

and direct-DI techniques, and within direct-dI technique for original versus non-original scan posts approach. All other measurements presented insignificant

differences both between impression techniques and within impression approaches. direct-dI technique using an intraoral scanner in fabrication of full-arch implant supported fixed restoration is promising due to similar implant position recordings compared to cI technique. Furthermore, use of non-original scan posts may be considered as an alternate to originals. In conclusion direct-dI technique can be accepted as a valid concept in recording of implant positions with different angulations to support full arch one-piece screw retained implant superstructures.

**İÇİNDEKİLER**

|   | Sayfa |
|---|-------|
| ONAY SAYFASI                            | iii   |
| TEŞEKKÜR                                | iv    |
| ÖZET                                    | v     |
| ABSTRACT                                | vii   |
| İÇİNDEKİLER                             | ix    |
| SİMGELER VE KISALTMALAR                 | xii   |
| ŞEKİLLER                                | xiii  |
| TABLolar                                | xix   |
| 1. GİRİŞ                                | 1     |
| 2. GENEL BİLGİLER                       | 5     |
| 2.1. Ölçü Maddeleri                     | 8     |
| 2.1.1. Silikonlar                       | 10    |
| 2.1.1.1. Silansiloksanlar               | 10    |
| 2.1.1.2. Polivinilsiloksanlar           | 11    |
| 2.1.2. Polieterler                      | 13    |
| 2.1.3. Vinilsiloksaneterler             | 14    |
| 2.2. Geleneksel Ölçü Yöntemleri         | 15    |
| 2.2.1. Diş Destekli Sabit Protezler     | 15    |
| 2.2.2. İmplant Destekli Sabit Protezler | 18    |
| 2.3. Dijital Ölçü Yöntemleri            | 26    |

|   |    |
|---|----|
| 2.3.1. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Teknolojisi                         | 26 |
| 2.3.2. Ağzıçi Tarayıcılar   | 30 |
| 2.3.2.1. Diş Destekli Sabit Protezlerde Dijital Ölçü Yöntemleri     | 38 |
| 2.3.2.2. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Dijital Ölçü Yöntemleri | 42 |
| 2.4. Çalışma Modellerinin Hazırlanması                              | 50 |
| 2.4.1. Geleneksel Çalışma Modelleri                                 | 50 |
| 2.4.2. Dijital Çalışma Modelleri                                    | 51 |
| 2.5. 3Shape Dijital Sistemleri                                      | 55 |
| 2.6. Kalite Kontrol Yöntemleri                                      | 57 |
| 2.6.1. Ko-ordinat Ölçüm Cihazı                                      | 58 |
| 2.6.2. Üç Boyutlu Lazer Tarama Sistemleri                           | 59 |
| 3. MATERYAL VE YÖNTEM   | 62 |
| 3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması                             | 63 |
| 3.1.1. Elastomerik Ölçü Yöntemi ile Geleneksel Ölçü                 | 63 |
| 3.1.2. Ağzıçi Dijital Direkt Ölçü Yöntemi ile Dijital Ölçü          | 68 |
| 3.2. Verilerin Toplanması   | 73 |
| 3.2.1. Ko-ordinat Ölçüm Cihazı (CMM)                                | 74 |
| 3.2.2. Üç Boyutlu Lazer Tarama Cihazı                               | 77 |
| 3.3. Verilerin Değerlendirilmesi                                    | 80 |
| 4. BULGULAR   | 81 |
| 4.1. Ko-ordinat Ölçüm Cihazı Bulguları                              | 81 |
| 4.1.1. Çalışma Modellerinin Karşılaştırma Bulguları                 |    |

|   |     |
|---|-----|
| 4.1.1.1. İmplant Açılanması                   | 81  |
| 4.1.1.2. İmplant Lineer Mesafe Ölçüleri       | 84  |
| 4.1.2. Ana Model ile Karşılaştırma Bulguları  | 87  |
| 4.1.2.1. İmplant Açılanması                   | 87  |
| 4.1.2.2. İmplant Lineer Mesafe Ölçümleri      | 90  |
| 4.2. Üç Boyutlu Lazer Tarama Cihazı Bulguları | 92  |
| 4.2.1. İmplant Açılanması                     | 92  |
| 4.2.2. Vida Başı Lokalizasyon Değişikliği     | 95  |
| 4.3. Rezonans Frekans Analizi Bulguları       | 98  |
| 5. TARTIŞMA                                   | 99  |
| 6. SONUÇ VE ÖNERİLER                          | 111 |
| 7. KAYNAKLAR                                  | 112 |

**SİMGELER VE KISALTMALAR**

|      |  |
|------|--|
| CAD  | (Computer Aided Design) Bilgisayar Destekli<br>Tasarım                     |
| CAM  | (Computer Aided Manufacturing) Bilgisayar<br>Destekli Üretim               |
| dk   | Dakika   |
| °    | Derece   |
| dÖ   | Dijital Ölçü   |
| d-SP | Diş destekli Sabit Protez  |
| gÖ   | Geleneksel Ölçü  |
| i-SP | İmplant destekli Sabit Protez  |
| CoCr | Kobaltkrom   |
| CBCT | (Cone Beam Computurised Tomography)<br>Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi |
| CMM  | (Coordinate Measuring Machine)<br>Ko-ordinat Ölçüm Cihazı                  |
| μ    | Mikron   |
| mm   | Milimetre  |
| C°   | Santigrad Derece   |
| 3-B  | Üç boyut   |
| %    | Yüzde  |

## ŞEKİLLER

| Şekil  | Sayfa |
|--|-------|
| 2.1. Ölçü yöntemleri, ölçü maddeleri ve oluşturulan çalışma modellerine genel bakış.   | 7     |
| 2.2. Farklı bölgeler için farklı şekillerde tasarlanmış çift ark ölçü kaşıkları.   | 17    |
| 2.3. A. Açık kaşık implant ölçüsünde ölçü postlarının ağız içi görüntüsü, B. Ölçünün tamamlanmış halinde ölçü postlarının doku yüzeyinde ölçü içerisindeki görüntüsü, C. İmplant analoglarının ölçü içerisinde bağlanmış görüntüsü.  | 19    |
| 2.4. Açık ölçü postlarının birbirine bağlanarak açık kaşık ölçü yönteminin modifikasyonu.  | 20    |
| 2.5. Kapalı kaşık ölçü yönteminde A. Ölçü postunun implanta bağlanması (sol), ölçü postu üzerine ölçü postu stabilizasyon plastiğinin yerleştirilmesi (sağ), B. Ölçünün içerisinde kalan stabilizasyon plastiğine ölçü postunun implant analogu ile birleştirilerek yerleştirilmesi. | 22    |
| 2.6. Kapalı kaşık ölçü yönteminde A. Snap-on plastik ölçü postlarının implantlara yerleştirilmesi, B. Ölçünün tamamlanmış halinde plastik ölçü postlarının doku yüzeyinde ölçü içerisindeki görüntüsü, C. Analogla birleştirilmiş görüntüsü.   | 23    |
| 2.7. CAD/CAM diş hekimliğinde dijital iş-akışı bileşenlerine genel bakış.  | 28    |
| 2.8. Ağız içi kamerayla alınan direkt-dÖ'de A. Bölgesel, B. Detaylı renk belirlenmesi.   | 33    |
| 2.9. Ağız içi bir dÖ'de kalitatif ve kantitatif olarak giriş yolunun değerlendirilmesi.  | 34    |
| 2.10. Ağız içi bir dijital ölçüde kalitatif ve kantitatif olarak interokluzal mesafenin değerlendirilmesi  | 35    |

- 2.11. Diş hekimliğinde direkt-dÖ yönteminin endikasyona göre zorluk piramidi. 36
- 2.12. A. Dental implantolojide teşhis ve tedavi planlamasında ağız içi tarama görüntüleri ile CBCT verilerinin birleştirilmesi, B. Belirlenen implant pozisyonları için cerrahi plağın tasarlanması. 38
- 2.13. A. Zorluk piramidinde en üstte yer alan vakanın dijital kaydının üst çene okluzal görüntüsü, B. Kapanış görüntüsü, C. Üst çenenin Frankfurt horizontal düzlemine göre ayarlanmış ekran görüntüsü. 39
- 2.14. direkt-dÖ için klinik olarak ağızda birleştirilen orijinal scan-postun implanta bağlanmış görüntüsü (sol), orijinal olmayan scan-postlar (sağ). 43
- 2.15. İmplantların direkt-dÖ'sünde tek parça kişisel dayanak tasarımı. 44
- 2.16. Üst çene tam ark rehabilitasyonunda diş destekli ve implant destekli protezler için dijital ölçü A. Scan-postun implanta bağlanmış görüntüsü 26 nolu implantın bukkale açılması, B. direkt-dÖ görüntüsü. 47
- 2.17. Diş destekli ve implant destekli sabit protezler için dijital iş-akışında A. Ağız içi dijital ölçüde kapanış görüntüsü, B. Orijinal scan-postun implanta bağlanmış görüntüsü, C. Ağız içi tarama görüntüsü, D. Sanal implant analogunun pozisyonunun belirlenmesi, E. Dijital modellerin sanal oklüzöre alınması, F. Sanal implant pozisyonuna göre seçilen titanyum tabanlı dayanak ve restorasyonların tasarımı, G. Restorasyonların bukkal görünümü, H. İç yüzeyleri, I ve J. 3-B'lu yazıcı ile üretilen dijital çalışma modelleri ve üretilen restorasyonların uyumunun model üzerinde kontrolü, K. Restorasyonların ağız içi görüntüsü. 49
- 2.18. Geleneksel çalışma modelinden indirekt implant ölçüsünün alınması. 51
- 2.19. Diş destekli sabit protez yapımı için 3-B'lu yazıcı ile hazırlanan dijital



- çalışma modeli. 52
- 2.20. i-SP yapımı için 3-B'lu yazıcı ile hazırlanan dijital çalışma modelinin  
A. Dijital implant analogları yerleştirilmiş görüntüsü, B. Dijital çalışma modellerinin artikülasyon görüntüsü, C. Orijinal scan-post ile dijital implant analogunun birleştirilmiş görüntüsü. 53
- 2.21. A. d-SP rehabilitasyonu için ağız içi bir tarayıcı ile alınmış kayıtların kapanış görüntüsü B. Geleneksel çalışma modeli hazırlanması için dijital olarak üretilen metal alt yapıların çift ark ölçü yöntemi ile kayıtlarının alınması, C. Aynı zamanda kapanışın da elde edilmesi. 54
- 2.22. TRIOS3 (3Shape, Copenhagen, Denmark) renkli, ağız içi tarayıcı. 57
- 2.23. TRIOS3'ün (3Shape, Copenhagen, Denmark) en son geliştirilen kablosuz ağız içi tarayıcı versiyonu. 57
- 2.24. Bir ko-ordinat ölçüm cihazı görüntüsü ve kontrol ünitesi. 58
- 2.25. Bir 3-B'lu lazer tarama cihazı görüntüsü. 60
- 3.1. Ana modeldeki 4 adet kemik seviyesi implantın pozisyonları ve belirlenen üç adet referans yuvası gösterilmiştir. 62
- 3.2. 14 ve 24 nolu implant akslarının meziale doğru açlandırılmış görüntüsü  
A. Sagittal ve B. Okluzal görüntü. 63
- 3.3. A. 14 nolu implantın açısını gÖ'de düzeltilmesi için açılı dayanağın yerleştirilmiş hali, B. Solda 14 nolu implantın düzeltilmiş açısının görüntüsü, sağda dayanaklar konmamış ve düzeltilmemiş implant aksının görüntüsü. 64
- 3.4. A. gÖ yöntemi için hazırlanan kaşığın görüntüsü, 12 ve 14 nolu implant bölgesi açık kaşık ölçü postuna ulaşım için açık, 22 ve 24 nolu implant bölgeleri kapalı kaşık ölçü yöntemi için kapalı şekilde hazırlandı.

- B. Hazırlanan kaşığa göre yerleştirilen ölçü postları. 64
- 3.5. Tamamlanmış bir gÖ'nün görüntüsü. 65
- 3.6. A. Tamamlanan gÖ'nün doku yüzeyinde ölçü postlarının görüntüsü,  
B. İmplant analoglarının ölçü içerisine yerleştirilmiş görüntüsü. 66
- 3.7. 14 ve 12 nolu implantlar açık kaşık, 22 ve 24 nolu implantlar kapalı kaşık ölçü yöntemiyle dayanak seviyesinde tamamlanan gÖ'den hazırlanan geleneksel bir çalışma modeli. A. Okluzal, B. Sagittal görüntüsü. 66
- 3.8. Üretici firmanın önerdiği üst çene ve alt çene için, yarım ve tam çene tarama protokolleri. 68
- 3.9. Orijinal scan-postun (Institut Straumann AG, Switzerland) 12 ve 14 nolu implantlara bağlanmış görüntüsü (sol), orijinal olmayan scan-postun (Biodenta Swiss AG, Switzerland) 22 ve 24 nolu implantlara bağlanmış görüntüsü (sağ). A. Okluzal görüntü, B. Sagittal görüntü. 68
- 3.10. Orijinal scan-postun (Institut Straumann AG, Switzerland) 12 ve 14 nolu implantlara bağlanmış görüntüsü (sol), orijinal olmayan scan-postun (NT-trading GmbH&Co.Kg, Germany) 22 ve 24 nolu implantlara bağlanmış görüntüsü (sağ). **A.** Okluzal görüntü, **B.** Sagittal görüntü. 69
- 3.11. 14 ve 12 implantlarda orijinal scan-post (Institut Straumann AG, Switzerland), 22 ve 24 nolu implantlarda orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland), (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany) kullanılarak implant seviyesinde tamamlanan direkt-dÖ'den hazırlanan, 3-B'lu yazıcı ile üretilen bir dijital çalışma modeli. A. Okluzal görüntü, B. Sagittal görüntü. 70
- 3.12. 3-B'lu yazıcı ile üretilen bir dijital çalışma modelinin alt yüzeyden görüntüsü. 12 ve 14 nolu implantlar bölgesinde kullanılan orijinal tek parça dijital implant analoglarının (Institut Straumann AG, Switzerland) sürtünmesel yerleştirilmesi, 22 ve 24 nolu implant bölgesine yerleştirilen orijinal olmayan dijital implant analogunun (Biodenta Swiss AG,

- Switzerland) poliüretan kapaklarının yerleştirilmesi. 71
- 3.13. A.3-B'lu yazıcı ile üretilen dijital çalışma modelinde 22 nolu implant bölgesinde kullanılan orijinal olmayan dijital implant analogun (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany) geliceği alan (sağ), B. Modelin alt yüzeyden görüntüsü, 22 ve 24 nolu implant bölgesine yerleştirilen iki parça orijinal olmayan dijital implant analogunun (NT-trading GmbH &Co.KG, Germany) ikinci vidalanan parçasının görüntüsü. 71
- 3.14. A. Ko-ordinat ölçüm cihazının ölçüm tablası, B. Ana model üzerinde referans yuvalarının kayır edilmesi. 73
- 3.15. Ölçüm cihazında implant pozisyonlarının kaydı için ana modelin ölçü postlarıyla görüntüsü. 74
- 3.16. A.CMM ucunun dokunduğu farklı noktalar, B.İmplant pozisyonlarının ölçümü için CMM ucunun dokunması, C ve D. CMM ucunun yakın görüntüsü. 75
- 3.17. CMM lineer implant mesafe ölçümlerinde yazılımdaki bir görüntü. Siyah noktalar ana modeldeki referans yuvaları. Ortadaki üçgen, bu üç yuvadan geçen sanal düzlem. X noktası, insiziv papildeki referans yuvasının merkezi. Y noktası, tüberlerdeki iki referans yuvası arasındaki mesafenin orta noktası. Mx, 14 nolu implant için X noktasına olan horizontal uzaklığı gösterir. My, 14 nolu implant için Y noktasına olan vertikal uzaklığı gösterir. 76
- 3.18. Lazer tarama cihazı ve tarama tablası. 77
- 3.19. Yazılım programında ana model üzerinde belirlenen X, Y ve Z düzlemlerinin görüntüsü. 78
- 3.20. Ana modelle birleştirilen geleneksel çalışma modeli tarama görüntüsünün A.Okluzal görünümü, B. Sagittal görünümü (mavi: ana model tarama görüntüsü, sarı: geleneksel çalışma modeli tarama görüntüsü) 78

- 3.21. Ana modelle birleştirilen çalışma modellerinde her implantın açılanmasının kayıt edilmesi, A. X düzlemine göre, B. Y düzlemine göre, C. Z düzlemine göre. 79
- 3.22. A. Dayanakların en üst okluzal seviyesinden 1,5 mm yukarda ve yüzeyine paralel atılan düzlemlerin görüntüsü, B. Sıkıştırma vidasını kesen düzlem üzerindeki kesitlerin yakın görüntüsü. 79
- 3.23. Birleştirilen görüntüler üzerinden alınan kesitte post vidaları arasındaki lokalizasyon değişikliği merkezler arasındaki mesafa farkı ile ölçüldü. (merkezler arası mavi ok ile gösterilmiştir) 80

## TABLOLAR

| Tablo  | Sayfa |
|--|-------|
| 2.1. Yaygın olarak kullanılan elastik ölçü maddeleri.  | 9     |
| 2.2. Diş hekimlerinin kullanımına sunulan ağız içi tarama sistemlerinden bir kısmının temel özellikleri.   | 32    |
| 3.1. Ölçü yöntemlerine göre oluşturulan çalışma modelleri.( ÇM: Çalışma Modeli, Dİ: Dental İmplant, dÖ: Dijital Ölçü, orijinal: Orijinal scan-post (Institut Straumann AG, Switzerland), eşdeğer I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland), eşdeğer II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany) )   | 72    |
| 4.1. CMM implant açılanması grubu içi tanımlayıcı istatistikleri (Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli, ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland) kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany) kullanılan, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, Switzerland), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany)) | 82    |
| 4.2. CMM implant açılanması gruplar arası tanımlayıcı istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, Switzerland), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany))   | 83    |
| 4.3. CMM X'e göre implantların lineer mesafe ölçümleri grubu içi tanımlayıcı   |       |

- istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli, ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland) kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany) kullanılan, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, Switzerland), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany)) 85
- 4.4. CMM Y'ye göre implantların lineer mesafe ölçümleri grupiçi tanımlayıcı istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli, ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland) kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany) kullanılan, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, Switzerland), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany)) 86
- 4.5. CMM lineer implant mesafe ölçümleri gruplar arası tanımlayıcı istatistikleri.(Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli, ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland) kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany) kullanılan) 87
- 4.6. CMM ölçümlerinde çalışma modellerindeki ortalama implant açılanmalarının ana modelle karşılaştırma değerleri. (Dİ: Dental İmplant,

- orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, Switzerland), eşdeğer I:  
 orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland), eşdeğer II:  
 orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany)) 89
- 4.7. CMM ölçümlerinde çalışma modellerindeki ortalama lineer implant  
 mesafe ölçümlerinin ana modellerle karşılaştırma değerleri. (Dİ: Dental  
 İmplant, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, Switzerland),  
 eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland),  
 eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG,  
 Germany)) 91
- 4.8. 3-B'lu lazer tarama cihazı ölçümlerinde implant açılanması,  
 grup içi tanımlayıcı istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli,  
 ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland)  
 kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG,  
 Germany) kullanılan, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG,  
 Switzerland), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG,  
 Switzerland), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&  
 Co.KG, Germany)) 93
- 4.9. 3-B'lu lazer tarama cihazı implant açılanması, gruplar arası tanımlayıcı  
 istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, orijinal: orijinal scan-post (Institut  
 Straumann AG, Switzerland), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post  
 (Biodenta Swiss AG, Switzerland), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post  
 (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany)) 94

- 4.10. 3-B'lu lazer tarama cihazı vida başı lokalizasyon değişikliğinde, grup içi tanımlayıcı istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli, ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland) kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co. KG, Germany) kullanılan, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, Switzerland), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH& Co.KG, Germany)) 96
- 4.11. 3-B'lu lazer tarama cihazı vida başı lokalizasyon değişikliğinde, gruplar arası tanımlayıcı istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, Switzerland), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany)) 97
- 4.12. Ana model, geleneksel çalışma modelleri ve dijital çalışma modellerindeki analoğlara ilişkin stabilite değerleri. (Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli, ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland) kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany) kullanılan, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, Switzerland), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, Switzerland), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Germany)) 98



## 1.GİRİŞ

Diş destekli sabit protezler (d-SP) ve implant destekli sabit protezlerin (i-SP) yapımında önemli aşamalardan biri sert ve ilişkili yumuşak dokuların kayıdır. Dental laboratuvara klinik durumun doğru aktarılabilmesi uzun dönemli başarılı restorasyonların üretimi için önemlidir. Günlük klinik pratiğinde d-SP'nin geleneksel ölçülerinin (gÖ) alınmasında elastik ölçü maddeleri yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bunlardan polieter ve silikonlar kabul edilebilir fiziksel ve kimyasal özelliklerinden dolayı sabit protezlerin yapımında yıllardır başarıyla kullanılırlar.(1,2) Kullanılan ölçü yöntemleri, ölçü alımı ile model hazırlanması arasında geçen zaman, ölçü maddelerinin ısı ve saklanma koşulları ve dezenfeksiyon işlemleri gibi gerek hekim gerek uygulanan yöntemle özgü yetersizliklerden dolayı kaydın doğruluğu etkilenmektedir.(1,3) Boyutsal stabilite ideal olarak zaman bağımlı bir süreçtir ve ölçü maddesinin polimerizasyon sürecinde büyük bir kısmı gerçekleşir. Ancak uzun süre model hazırlanmadan bekleyen kayıtların boyutsal stabilitelerini kaybettikleri bildirilmiştir.(4)

Günlük klinik uygulama pratiğinde elastik ölçü maddelerinin kayıtlarında meydana gelen olumsuzlukların en aza indirilebilmesi için ağız içi tarayıcılar, d-SP'nin yapımında ilk olarak 1987'de kullanıma getirilmiştir.(5) Elastik ölçü maddelerinin kullanıldığı kayıt şekli gÖ yöntemi olarak tanımlanır. Ağız içi dijital ölçüler, direkt dijital ölçü (direkt-dÖ) olarak tanımlanabilir öte yandan hazırlanan geleneksel çalışma modellerinin veya ölçünün ağız dışı tarayıcılar ile dijitalizasyonu da indirekt dijital ölçü (indirekt-dÖ) olarak tanımlanabilir. direkt-dÖ'nün indirekt-dÖ'den farkı kayıt aşamasından kaynaklanır, kayıt alma direkt-dÖ'de ağız içi tarayıcılarla direkt olarak ağızdan, indirekt-dÖ'de ise yine gÖ'den elde edildiği için bu aşamadaki eksiklikler hala geçerliliğini korur. indirekt-dÖ, gÖ'nün ağız içi tarayıcılar veya ağız dışı tarayıcılarla taranmasıyla iki şekilde elde edilir. Aynı zamanda indirekt-dÖ gÖ'den hazırlanan çalışma modelinin ağız dışı tarayıcılarla dijitalize edilmesiyle de elde edilebilir. Ölçü maddelerinin elastik özelliklerinden ve modellerin hazırlanması sırasında oluşabilecek hatalardan dolayı indirekt-dÖ, gÖ'ye göre fark yaratmayabilir, ancak üretim koşulları için laboratuvar çalışma kolaylığı

sağlamaktadır.(6) Dijital tarama direkt ağızıçinden yapıldığında ise, elde edilen veri hemen bilgisayar destekli tasarım ünitesine aktarılabilir böylece geleneksel kaydı içeren ana aşama atlanarak hata payı azaltılabilir.

Yapılan çalışmalara göre direkt-dÖ'lerin, gÖ ve indirekt-dÖ ile karşılaştırıldığında daha yüksek doğruluk gösterdiği bildirilmiştir.(7,8) direkt-dÖ yöntemleri kullanılarak üretilen d-SP'ler klinik olarak uygun iç ve kenar uyum göstermiştir. (9-12) gÖ yöntemleri ile karşılaştırıldığında hastanın rahatının artması, koltukta geçirilen zamanın azalması, klinik ve dental laboratuvar arasındaki transferin dijital yolla olması, laboratuvar tasarım ve üretim aşamalarının dijital olarak ayarlanması ile hassasiyetin artması gibi birçok olumlu etkiye sahiptir. direkt-dÖ yönteminin klinisyen için en önemli avantajlarından biri aldığı kaydı değerlendirip ölçü ve preparasyondaki yetersizlikleri eş zamanlı olarak düzeltebilme imkanının olmasıdır aynı zamanda oldukça hızlı ve kolaydır. Sonuç olarak hastalar için olduğu kadar hekimler için de zamandan tasarruf ve ekonomiye katkı sağlarlar aynı zamanda daha pratiklerdir.(13) direkt-dÖ ile ilgili yapılan çalışmalarla birlikte klinik sonuçları desteklenerek günümüzde kullanılmaları giderek yaygınlaşmaktadır.(14,15)

i-SP'lerin, implantın tasarımına göre implant veya dayanak ile uyumu implantın üç boyutta (3-B) pozisyonel kaydı ile yakından ilişkilidir.(16) Restorasyonla implant/dayanak bütünlüğü arasındaki uyumsuzluklar, implant sistemi içerisinde yük dağılımını etkileyerek sistem bileşenleri arasında istenilmeyen kuvvet dağılımı sonucu mikroharekete neden olabilir ve dolayısıyla mekanik komplikasyonlara yol açabilir.(17) En sık karşılaşılan mekanik komplikasyon vida gevşemesidir bunun dışında vida kırığı, implant kırığı, protetik komponentlerde başarısızlık gerçekleşebilir. Mikrohareketlilik sadece mekanik komplikasyonlara neden olmaz aynı zamanda mikrosızıntı riski ile biyolojik komplikasyonlara da neden olabilir.(18)

Yapılan çalışmalara göre restorasyonun mutlak pasif uyumu hangi ölçü yöntemi kullanılırsa kullanılsın imkansız olarak bildirilmiştir.(19,20) Restorasyonlar için kabul edilebilir aktiflik, implant komplikasyonlarına neden olmayan durumlar olarak tanımlanmıştır.(21,22) i-SP'lerin yapımında kullanılan gÖ yöntemlerine

ilaveten implantların pozisyonel kaydının doğruluğu, kapalı veya açık kaşık ölçü yöntemi, ölçü postlarının birbirine bağlanıp bağlanmaması ve implant/dayanak bağlantı tipinden etkilenebilir.(23,24) gÖ'den hazırlanan çalışma modellerinde implant pozisyonunun uygun olmayan transferi, ölçü maddesinin deformasyonu ve/veya büzülmesinden kaynaklanmasının yanı sıra kayıt içerisine ölçü postu-implant analoğu birleşiminin doğru konumda yerleştirilememesinden de meydana gelebilir. (25)

İmplantların açılı olması genellikle; yetersiz klinik muayene, planlama hataları ve hekimin hatalı yerleştirmesinden kaynaklanabilir. Bu gibi farklı açılanmalara sahip birden fazla implantın bulunduğu vakalarda, gÖ yöntemleriyle klinik durumun laboratuvara aktarılması daha da güçleşmektedir. Günümüzde ise implantların bilinçli bir şekilde açılı olarak yerleştirilmesi kemik greftlemesi ve sinüs *lifting* gibi ileri cerrahi işlemlerine alternatif olarak sunulmaktadır.(26) Dört implant kullanımının tam ark, sabit restorasyonlarda başarılı bir tedavi seçeneği olduğu klinik çalışmalarla literatürde belgelenmiştir.(27) Bu protokolda üst çenede posterior implantlar sinüsün kortikal duvarına pozisyonlandırılır ve ordan destek olarak açılıdır, anterior implantlar ise birbirine paralel olarak yerleştirilir. Alt çenede de aynı şekilde anterior implantlar birbirine paralel, posterior implantlar mental foramenlerin önünden distale doğru pozisyonlandırılır. Farklı açılara sahip implantlar, ölçü maddesinin kaşıktan ayrılmasını ve kaşığın ağızdan çıkarılması sırasındaki deformasyonunu artırırlar.(28) Bu deformasyonu en aza indirebilmek için dayanak seviyesinde ölçüler alınabilir. İmplantların açılına göre dayanaklar seçilerek farklı açılardaki implantlar paralel hale getirilir. Bu gibi farklı açılardaki implantlarla yapılan çalışmalarda dayanak seviyesinde alınan ölçüler, implant seviyesinde alınan ölçülere göre daha doğru bulunmuştur.(29,30) Ancak dayanak seviyesinde ölçünün, hasta başında dayanakların açılı ve dişeti seviyelerinin kolay ayarlanamaması gibi olumsuzlukları mevcuttur. Ağıziçi tarayıcıların kullanılması farklı açılardaki implantların gÖ'sünde yaşanan olumsuzlukları ortadan kaldırmaya yardımcı olabilir.

i-SP'lerde de direkt-dÖ yöntemlerinin kullanılmaya başlanması (14) hem implant hem de diş destekli restorasyonların birlikte uygulandığı hastalarda büyük

avantaj sağlar. Özellikle posterior bölgede tek kron veya en fazla üç üyeli köprülerde *model-free* (modelsiz) iş-akışı uygulanabilir ve böylece tedavi akışı kolaylaştırılabilir.(31) Üçten fazla üyeye sahip protezlerde, anterior estetik vakalarda ve tam ağız restorasyonlarda durum daha karmaşık hale geldiği için klinik kayıttan çalışma modeli hazırlanması kaçınılmaz olarak gereklidir. Özellikle anterior restorasyonlarda estetiği sağlayabilmek için veneerleme yapılırken ve tam arkın rehabilitasyonunda kurvatürün sağlanması sırasında çalışma modeline ihtiyaç duyulur. Bu durumda ağız içi tarayıcılar ile elde edilen verilerden dijital çalışma modelleri oluşturulabilir.(32,33) Şimdiye kadar yayınlanan çalışmalarda (33-35) dÖ'ler ile gÖ'ler karşılaştırılmıştır, fakat dental implantların kaydını içeren dijital çalışma modellerinin doğruluğu hakkında bilimsel bilgi sınırlıdır.

Dental implantların gÖ ile pozisyonel kaydı elde edilirken dişlerden farklı olarak ölçü postları kullanılır. Bu durum direkt-dÖ'ler için de geçerlidir ve implant üreticileri implantları dijitalize edebilmek için scan-post olarak adlandırılan parçaları üretirler. Bu scan-postlar tarandıktan sonra CAD yazılımında kullanılan scan-postun kütüphanesinden seçilerek birbirleriyle eşleştirilirler. Bunların dışında farklı firmalar tarafından belirli implant sistemleri için üretilen scan-postlar da bulunmaktadır bunlar orijinal olmayan scan-postlar olarak adlandırılır. İmplant sistemlerinin orijinal scan-postları ile başka firmalar tarafından üretilen orijinal olmayanlar arasında anlamlı bir fark olup olmadığıyla ilgili literatürde henüz çalışma bulunmadığı için klinik deneyimlerin artabilmesi adına çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bu çalışmanın birinci amacı tam dişsiz üst çenede gÖ ve direkt-dÖ yöntemleriyle kaydı alınan farklı açılı implantların pozisyonlarının karşılaştırılmasıdır. İkinci amacı, dijital kayıtlar alınırken orijinal ve orijinal olmayan scan-postlar kullanılarak değerlendirilmesidir. Her iki amaç için gÖ ve direkt-dÖ'lerden çalışma modelleri elde edilerek kıyaslamalar yapılmıştır. Anterior ve posterior implant bulunan tam ark tek parça i-SP'lerin yapımı için alınan gÖ kayıtları ile karşılaştırıldığında direkt-dÖ'lerin farklı olmayacağı sıfır hipotezi olarak kabul edilmiştir.

## 2.GENEL BİLGİLER

d-SP'nin iyi olmayan iç ve kenar uyumları, hem dayanak diş(ler) hem de çevreleyen sert ve yumuşak dokular için potansiyel bir sorundur. Kenar uyumunun kalitesi sadece restorasyonun ve çevre dokuların biyolojik bütünlüğünü (36) etkilemekle kalmaz aynı zamanda restorasyonun fiziksel, mekanik (37) ve estetik özelliklerini de etkiler. Klinik olarak kabul edilebilir kenar açıklığı konusunda hala fikir birliği bulunmamakla birlikte, farklı yazarlara göre bu aralık 50 ile 200µm arasında değişmektedir.(38-40) McLean ve Fraunhauser'in 1000'den fazla restorasyon üzerinde yaptığı beş yıllık takibi olan klinik çalışmada kabul edilebilir en fazla kenar açıklığı 120µm olarak bulunmuştur.(41) Dental plak ve ilişkili mikroorganizma tutulumu için kaynak olan kenar uyumsuzluğu ikincil çürük ve/veya travmatik gingival irritasyona sebep olabilir.(42,43) Dentin tübülleri aracılığıyla pulpa odasına ulaşan mikrosızıntı, endodontik inflamasyonlara yol açabilir.(44) d-SP'lerde restorasyonun uyumu, biyolojik genişlik ve mikroorganizma dengesini (45,46) korumak için de önemlidir, uyumsuzluk durumunda restorasyonun yaşam ömrü ve başarısı etkilenir. (39,47) Bunlara ilaveten kenar uyumunun doğruluğu, taşan simanın pratik olarak temizlenebilmesini sağlar ve böylece yumuşak dokunun sağlığı korunmuş olur. Restorasyonun iyi olmayan kenar uyumundan dolayı restorasyon çevresinde stres yoğunluğu meydana gelebilir bu da protezin uzun dönem başarısını ve dayanıklılığını azaltır.(37) Bu stres kökün etrafında periodonsiyum aracılığıyla dağıtılır ve az da olsa tolere edilebilir.

Dental ölçüler, ağız içi ortam şartlarının tam olarak negatif bir kaydının elde edilmesini sağlar. Kabul edilebilir iç ve kenar uyumlu restorasyonların üretilmesi için dişlerin ve çevre yumuşak dokuların eksiksiz kayıtları önemlidir. Dental ölçülerle ilişkili yöntemlerin uygulama başlıkları ve detayları Şekil 2.1.'de özetlenmiştir. Dental ölçüler, gÖ yöntemleri ve dijital yöntemler (direkt-dÖ ve indirekt-dÖ) olmak üzere iki şekilde alınabilir. Hem d-SP'ler hem de i-SP'lerin geleneksel kayıtları için elastik ölçü maddeleri yaygın olarak kullanılmaktadır (Şekil 2.1.a.). Kimyasal yapılarına göre silikonlar (silansiloksan ve polivinilsiloksan) ve polieterler en çok tercih edilen ölçü maddeleridir. Düşük (hamur kıvam), orta,

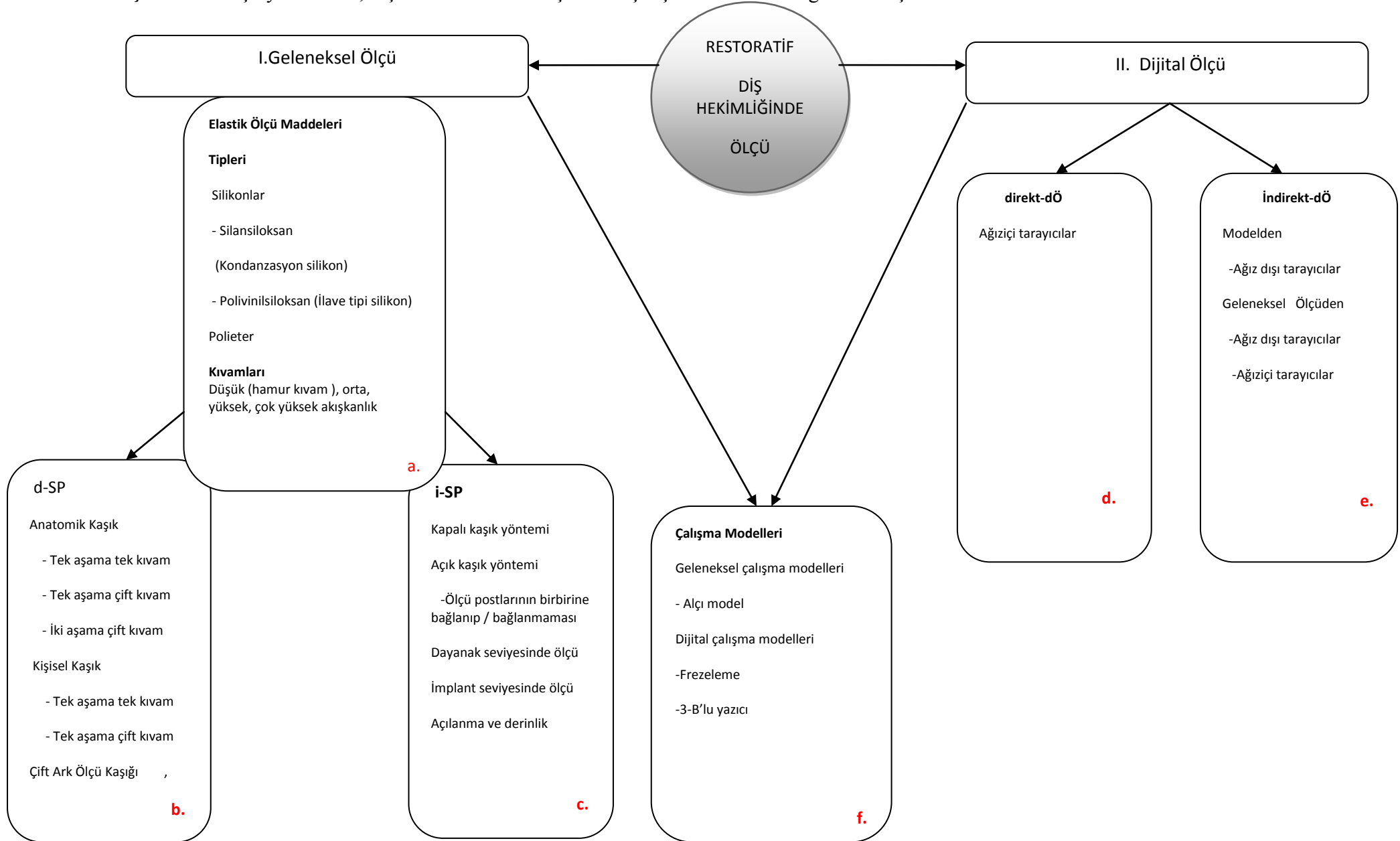
yüksek ve çok yüksek akışkanlıklar olmak üzere farklı yoğunlukları bulunmaktadır. d-SP'ler için gÖ aşamasında anatomik veya kişisel kaşıkların kullanımı ve kaşık materyalinin seçimi önemlidir. Tercih edilen kayıt yöntemleri ve kullanılan ölçü maddesinin kıvamı da ölçünün doğruluğunu etkiler. d-SP'lerde anatomik kaşıklar için tek aşamalı tek kıvam, tek aşamalı çift kıvam ve iki aşamalı çift kıvam ölçü yöntemleri sıklıkla klinik uygulamada kullanılan kayıt yöntemleridir. Kişisel kaşıklarla sıklıkla tek aşama tek kıvam ve tek aşama çift kıvam ölçü yöntemleri kullanılır. Bunların dışında yonteme özel anatomik kaşığı ile birlikte alınan çift ark ölçü yöntemi de d-SP'lerde kayıt almak için önerilen yöntemlerden biridir (Şekil 2.1.b.).

d-SP'lerden farklı olarak i-SP'lerde ölçünün doğruluğunu etkileyen; açık kaşık yöntemi ve kapalı kaşık yöntemi, ölçü postlarının birbirine bağlanıp/ bağlanmaması, implant seviyesinde veya dayanak seviyesinde ölçülerin alınması, kullanılan ölçü maddesi, implantların açılanmaları ve derinliği gibi birçok ilave değişken bulunmaktadır (Şekil 2.1.c.).

Dijital ölçüler ise direkt-dÖ ve indirekt-dÖ olmak üzere iki farklı şekilde tanımlanabilir. direkt-dÖ, ağız içi tarayıcılarla gÖ yöntemlerinin asıl dezavantajlarını ortadan kaldıramayan indirekt-dÖ yöntemlerinin yerini gün geçtikçe almaya başlamıştır (Şekil 2.1.d.). d-SP'lerde kullanımları ile başlayan dÖ yöntemlerinin doğruluğunun bilimsel bilgi ile desteklenmesinin ardından i-SP'lerde de kullanılmaya başlanmıştır. indirekt-dÖ ise ağız dışı tarayıcılarla yaygın olarak geleneksel çalışma modelinden taranarak elde edilir. Ancak son yıllarda teknolojiye gelişmelerle birlikte gÖ'den ağız dışı veya ağız içi tarayıcılar kullanılarak da elde edilebilirler (Şekil 2.1.e.).

Çalışma modelleri hazırlanması da gÖ ve dÖ için farklılık gösterir. gÖ ile alınan kayıtlar ölçü maddesinin özelliklerine uygun olarak sıklıkla kullanılan dental alçılar ile hazırlanabilirler. Dijital olarak elde edilen veriler ise hem frezeleme (eksiltme) hem de 3-B'lu yazıcı (ekleme) ile dijital çalışma modellerinin üretilebilmesinde kullanılabılırler (Şekil 2.1.f.)

Şekil 2.1. Ölçü yöntemleri, ölçü maddeleri ve oluşturulan çalışma modellerine genel bakış.



## 2.1. Ölçü Maddeleri

Dental ölçü maddelerinde bulunması gereken temel özellikler; biyolojik uyumluluk, mekanik uygunluk ve klinik kullanım kolaylığıdır.(48) Ölçü maddeleri, destek dişleri ve ilişkide oldukları yumuşak dokuları kaydetmek amacıyla günlük klinik uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadırlar. d-SP'nin destek diş ve çevresindeki yumuşak dokularla uyumunun kabul edilebilir sınırlarda olması için mevcut ağız koşullarının gerçeğe en yakın olacak şekilde laboratuvar ortamına aktarılması gerekmektedir. Bu nedenle klinik olarak başarıyla kullanılabilir ölçü maddesinin sahip olması gereken belirli karakteristik özellikler mevcuttur.

Genel olarak ölçü maddesi; optimum mekanik özelliklere ( *young* modülü, *yield* kuvveti ve termal genişleme katsayısı), yeterli elastik geri dönüş ve boyutsal stabiliteye sahip olmalıdır. Elastik geri dönüş, ölçü maddesinin ağızdan çıkarıldıktan sonra kalıcı bir bozulma olmaksızın gerçek boyutlarına dönme kabiliyeti olarak tanımlanmaktadır. İdeal ölçü maddesi ağızdan çıkarılırken plastik deformasyona uğramamalıdır. Ancak hiçbir ölçü maddesi %100 elastik geri dönüş özelliğine sahip değildir ve tüm ölçü maddeleri için, andırkat derinliği arttıkça kalıcı deformasyon riski artar. İdeal olarak ölçü maddesinin boyutsal stabilitesi, zaman içinde ölçünün doğruluğunu koruyabilme kabiliyetini yansıtmaktadır ve böylece klinisyene modelin oluşturulma süresiyle ilgili rahatlık sağlarlar. Aynı zamanda boyutsal stabilite, dezenfeksiyon yöntemlerinden de etkilenmemelidir. İdeal ölçü maddesi yırtılmaya karşı direnç göstermelidir ve uygun sertleşme zamanına sahip olmalıdır. Ölçü maddesi nemli yumuşak ve sert dokuyla yakın temasta olduğu için hidrofilitik, hassas ölçü maddelerinin önemli bir özelliğidir. Bu sebeple hidrofilitik ölçü maddeleri subgingival çalışma alanı sağlar aynı zamanda mukoza ve dişler gibi nemli bölgelerde daha iyi akmaları ve detayın iyi bir şekilde elde edilmesine izin verirler. Ölçü maddelerinin ekonomik olmaları da seçimlerinde rol oynayan büyük bir etkidir.(49,50) Ancak bu anlatılan özelliklere sahip bir ölçü maddesini ideal olarak elde etmek oldukça zordur.



Klinik kullanım özellikleri dikkate alınarak hasta için en uygun ölçü maddesi dikkatli bir şekilde seçilmelidir. Elastik ölçü maddeleri; uygulama yöntemi, çalışma süresi, ölçü maddesinin kalınlığı, kaşık tipi ve dezenfeksiyon yöntemleri gibi birçok etkene bağlı olarak boyutsal değişikliğe uğrayabilir.(51) Ölçü maddelerinin seçimi esas olarak yapılan işin klinik şartlarına, kullanılan ölçü yöntemine, klinisyenin tercihinine, el alışkanlığına ve ekonomik etkenlere göre değişir. d-SP'ler ve i-SP'lerin kayıtlarının alınmasında elastik ölçü maddeleri yaygın bir şekilde kullanılmaktadır ve kimyasal yapılarına göre polisülfid, silikonlar (silansiloksan ve polivinilsiloksan) ve polieter olmak üzere üç gruba ayrılırlar (Tablo 2.1.).

**Tablo 2.1.** Yaygın olarak kullanılan elastik ölçü maddeleri.

|             |   |
|-------------|---|
| -Silikonlar | Silansiloksan<br>(Kondanzasyon Silikon, C Tipi )  |
|             | Polivinilsiloksan<br>(İlave tipi silikon, A Tipi) |
| -Polieter   |   |

Elastik ölçü maddelerinin tercih edilmesinde en önemli özellikleri ölçü maddesinin ağızdan uzaklaştırılırken kabul edilebilir esnekliği ve yüksek elastik geri dönüşe sahip olmalarıdır.(51) 1950'li yıllarda d-SP'lerde polisülfidler güvenilir bir şekilde kullanılmıştır. Ancak polisülfidlerin iyi olmayan boyutsal stabiliteyi, ağızda uzun sürede sertleşmeleri ve rahatsız edici kokuları gibi belirgin dezavantajlarından dolayı kullanımları giderek azalmıştır. Polivinilsiloksan ve polieter özellikle uygun fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerinden dolayı en çok tercih edilen lastik esaslı ölçü maddeleridir. Christensen, yayınladığı derlemede son 20 yılda polieter ve polivinilsiloksan ölçü maddelerinin belirgin özellikleri dolayısıyla d-SP'ler ve i-SP'ler için en kabul edilebilir kayıt materyelleri olduğunu belirtmiştir.(52) Son yıllarda polieter ve polivinilsiloksanın istenen bazı özellikleri bir araya getirilerek vinilsiloksaneter veya vinil polieter silikon isimleriyle yeni ölçü maddeleri de piyasaya sürülmüştür. Yeni geliştirilen ölçü maddeleri olmaları ve bilimsel olarak

çok fazla çalışılmamış olmaları nedeniyle henüz elastik ölçü maddelerinin sınıflamasına dahil edilmemişlerdir.

Elastik ölçü maddelerinin boyutsal stabilitesine ilişkin literatürü gözden geçirerek, bu malzemelerin doğruluğunu etkileyen değişkenlerin kontrolüne yönelik yapılan bir derlemede farklı çalışma süreleri, ölçülerin depolama ortamı ve sıcaklığı, ölçü yöntemleri, ölçü maddesinin kalınlığı ve kaşık tipine yönelik büyük oranda çeşitlilik bulunmuştur.(53) Çalışmalar arasındaki standardizasyon eksikliğine rağmen bu derlemede boyutsal stabiliteyi kontrol edebilmek için kayıtlar  $21 \pm 2^{\circ}\text{C}$ 'de depolanmalıdır, polieter kayıtlar %50'nin altında nem bulunan bir ortamda saklanmalıdır ve her elastik ölçü maddesi için modellerin hazırlanmasına kadar geçen süre ayarlanmalıdır şeklinde belirtilmiştir.

Kullanılacak ölçü maddelerinde seçimin doğru yapılabilmesi için ölçü maddelerinin özelliklerinin, günlük klinik uygulamada kullanılan kayıt yöntemlerinin ve klinik senaryonun iyi bilinmesi önemlidir.

### **2.1.1. Silikonlar**

Polimerizasyon reaksiyonlarına göre iki gruba ayrılırlar; silansiloksan ve polivinilsiloksan. Baz ve katalizör olmak üzere iki ölçü maddesinin homojen bir şekilde karıştırılmasıyla elde edilirler. İçerisindeki doldurucu oranına göre farklı kıvamda tipleri üretilebilir. Düşük (hamur kıvam), orta, yüksek ve çok yüksek akışkanlıkta olmak üzere dört farklı kıvamı mevcuttur. Silikon esaslı ölçü maddelerinin polimerizasyon reaksiyonu bir çapraz bağlanma reaksiyonu ile gerçekleşir.

#### **2.1.1.1.Silansiloksanlar (Kondanzasyon Silikonlar)**

Kondanzasyon silikonlar (C Tipi) olarak da bilinen silansiloksanların esas bileşeni  $\alpha$ - $\omega$ -hidroksil ile sonlanan polidimetil siloksandır. Sertleşme mekanizması genellikle kalay oktoatların varlığında tetraetil ortosilikatla, üçlü ve dördümlü fonksiyonel alkil silikatların reaksiyonunu içerir. Elastomerik yapı, 3-B'lu bir ağ

formu oluşturmak için silikon polimerlerinin terminal grupları ile alkil silikatlar arasındaki çapraz bağlanma yoluyla oluşur.

Kondanzasyon reaksiyonu ile polimerize olmalarından dolayı bu adı almışlardır ve reaksiyon sonucu yan ürün olarak etil alkol açığa çıkartırlar. Sertleşme reaksiyonu sonrasında ortaya çıkan alkol ölçü maddesinin büzülmesiyle sonuçlanır. Yarısı ilk bir saatte olmak üzere, 24 saat içerisinde yaklaşık %0,2-1,0 oranında büzülme gerçekleşir. Polimerizasyon büzülmesi nedeniyle silansiloksanların boyutsal doğrulukları olumsuz etkilenir. Üretici firmalar polimerizasyon büzülmesini azaltmak için doldurucu oranını arttırarak polimer oranını azaltılmıştır. Silansiloksanlar hidrofobiktir bu nedenle ölçü alımı sırasında preparasyon yüzeyinin kuru olmasını ve dişeti oluşu sıvısının kontrolünü gerektirirler, bu özellikleri aynı zamanda alçı modellerin hazırlanmasını da zorlaştırır. Baz ve katalizörün homojen bir şekilde karıştırılması önemlidir. Karşılaşılan diğer bir problem ise elle karıştırma sırasında doğru oranı elde etmenin zorluğudur. Bu durum çalışma ve sertleşme süresinin değişmesine yol açabilir, böylece ölçünün kalitesi indirekt olarak etkilenir.(54)

Silansiloksanlar günlük klinik uygulama pratiğinde d-SP'lerin kaydının alınmasında en sık kullanılan ölçü maddesidir. İki aşama çift kıvam ölçü yöntemi ile ilk önce akışkanlığı az olan (hamur kıvam) ölçü maddesi kullanılarak ölçünün büzülme miktarı azaltılıp boyutsal stabilitesi arttırılmaya çalışılır aynı zamanda kişisel kaşık kullanma ihtiyacı da ortadan kaldırılmaktadır. İkinci aşamasında yüksek akışkanlıkta ölçü maddesi, ilk ölçü üzerine yüklenir ve daha detaylı olan son ölçü elde edilir. Uygulama sırasında hastaya rahatsızlık vermezler kullanımları kolaydır. Günümüzde ekonomik olarak uygun olmaları en önemli tercih edilme sebeplerinden biridir. Silansiloksanların dezenfeksiyonu için gluteraldehit, klorin bileşikleri, iyodoform ve fenolikler içerisine daldırma yöntemi önerilir. 30 dk'dan fazla bekleme süresi önerilmez.

### **2.1.1.2.Polivinilsiloksanlar (İlave tipi silikon)**

İlave reaksiyon silikonlar (A Tipi) olarak da bilinen polivinilsiloksan ölçü maddeleri 1970'lerin ortasından beri piyasadadır. Silansiloksanların aksine ilave

reaksiyon polimeri, vinil grubu ile sonlanır ve bunlar platin tuzu katalizörü ile aktive edilen hidrid gruplarıyla çapraz bağlanırlar. Vinil silikon ve hibrit silikonun doğru oranları sürdürüldüğü takdirde hiçbir reaksiyon yan ürünü gerçekleşmez. Ancak nem ve esas polimer rezidüel hidrürleri arasındaki ikincil reaksiyon hidrojen gazı oluşumuna yol açabilir. Teknik olarak bir reaksiyon yan ürünü olmamasına rağmen sertleşen ölçü maddesinden çıkan hidrojen gazı, ölçü ağızdan çıkarıldıktan hemen sonra alçı model hazırlandığında hava boşluklarına neden olabilir. Polivinilsiloksan ölçü maddeleri yüksek yırtılma direncine sahiptir ve deformasyona karşı dayanıklı olmalarından dolayı birden fazla alçı model hazırlanmasına izin verirler.(55) Hiçbir ölçü maddesi % 100 elastik geri dönüş sağlamamasına rağmen, polivinilsiloksanlar %99 ile en iyi elastik geri dönüş kapasitesine sahip ölçü maddeleri olarak gösterilirler.(4,56)

Polivinilsiloksanlar, silikonların temel özelliklerinde olduğu gibi hidrofobiklerdir. Islanabilirliklerini artırabilmek için silansiloksanlardan farklı olarak surfaktan ilave edilerek polimerize olan ölçü maddesinin yüzey enerjisinin artırıldığı bildirilmiştir.(57) Surfaktan ilave edilen yeni ölçü maddeleri hidrofilik polivinilsiloksan olarak adlandırılır.(58) Boyutsal stabiliteleri iyileştirilen polivinilsiloksanlar klinik kullanım kolaylığı nedeniyle de sabit restorasyonların yapımı için sıklıkla tercih edilen ölçü maddeleri haline gelir. Ancak surfaktan eklenmesi çekme dayanıklılığını azaltmaktadır. Dolayısıyla ölçünün ağızdan çıkarılma esnasındaki deformasyon olasılığı artmaktadır. Polivinilsiloksanlar sülfür bileşenlerine karşı duyarlıdır (4), dolayısıyla sülfürün klinik kullanımda lateks eldiven veya rubber-dam kullanımından kaynaklanan dezavantajı mevcuttur.(59) Kimyasal yapısı bozulan ölçünün hatalı olması muhtemeldir ve bu durum boyutsal bozulmaya neden olur.(60)

Polivinilsiloksanlar d-SP ve i-SP'lerin kayıtlarının alınması için sıklıkla kullanılırlar. Kokusuz ve tatsızdır hastayı rahatsız etmezler. Ayrıca silansiloksanlardan farklı olarak klinisyenler için kullanım kolaylığı sağlayan otomatik karıştırıcı, tabanca veya şırıngalar kullanılabilir. Hem elle hem de otomatik karıştırma cihazıyla karıştırılabilirler. Hamur kıvamlarının benzerliği otomatik karıştırma cihazı için de uygundur. Çeşitli üreticiler tarafından klinisyenlere sunulan otomatik karıştırıcılar özellikle orta ve yüksek akışkanlıkta ölçü maddeleri içindir

ancak düşük kıvamlılar için modifiye edilenleri de mevcuttur. Daha homojen karıştırma, karışıma daha az hava karışması ve karıştırma süresinin azalması otomatik karıştırıcıların avantajlarından. Şırınganın soğutulması, ölçünün hatasızlığını etkilemeden çalışma süresini yaklaşık 1,5 dk uzatır.(61) Çalışma zamanının bu artışı tam ark kayıt alınması sırasında oldukça elverişlidir. Dezenfeksiyonu için gluteraldehit, klorin bileşikleri, iyodoform ve fenolikler içerisine daldırma yöntemleri polivinilsiloksanlar için de önerilir. 30 dk'dan fazla bekleme süresi önerilmez. Kaydın deformasyon riski olmadan soğuk sterilize edilebilirler.(62)

### 2.1.2. Polieterler

1960'ların sonundan bu zamana kadar piyasada olan popüler ölçü maddeleridir. Dallanmış polieter moleküllerinin sonundaki aziridin halkaları arasında reaksiyonla meydana gelen bir polieter esaslı polimerdir. Çapraz bağlanma ve sertleşme mekanizması bir başlatıcı gerektirir bu da alkil grubundaki aromatik sülfonat esterle sağlanır. Polieterin reaktif halkaları, katyonik katalizörler tarafından açılır sonra bunlar diğer halkaları açar ve zincir reaksiyonunu oluşturur. Bu polimerizasyon mekanizması 'Snap-set' özelliğine neden olur bu da ölçü maddesinin hazırlanma aşamasından çok hızlı bir şekilde polimerizasyonun tamamlanmasını işaret eder.(63)

Polieterler, silikonların aksine kimyasal yapılarından dolayı hidrofildir, nemli diş ve yumuşak dokuların kaydının alınmasına ve dişeti oluşu sıvısından çok fazla etkilenmeden subgingival detayın daha iyi verilmesine izin verirler. Polieterin ıslanma açısı düşüktür, bundan dolayı tam ark restorasyonların kaydını almak polivinilsiloksandan daha kolaydır.(64) Oldukça rijit ölçü maddeleridir ağızdan çıkarılırken belirgin kuvvet gerektirir, bazen ölçü maddesinin yırtılma direncini aşabilir.(64,65)

Polieter ölçü maddeleri üzerinde son yıllarda yapılan modifikasyonlar, ağızdan çıkarılması esnasında esneyebilirliklerini ve çalışma süresini arttırmak yönündedir. Bu amaçla konvansiyonel polieterden daha düşük kıvamlı ve sertleştikten sonra daha esnek olduğu belirtilen tek aşamalı polieter tipi kullanıma sunulmuştur. Yüksek yırtılma direncine sahip olmalarından dolayı kolay yırtılmazlar.

Dezenfeksiyonları için kaydın deformasyonundan kaçınmak adına daldırma tekniğinin 10 dk'dan az olması önerilir.

### **2.1.3.Vinilsiloksaneterler**

Dental firmalar sürekli olarak yeni ölçü maddelerini klinisyenlerin kullanımına sunmaktadırlar. Vinilsiloksaneter ölçü maddesinin üretimi için polivinilsiloksan ve polieter ölçü maddelerinin olumlu özellikleri bir araya getirilmiştir. Polivinilsiloksan ve polieter ölçü maddesinin kombinasyonu ile oluşturulan vinilsiloksaneter, gelişmiş elastomerik kimyaları sebebiyle yeni jenerasyon ölçü maddesinin gelişmesine yol açmıştır. Polieter ölçü maddeleri; hidrofilikliğı, snap-set özelliğı, uzun çalışma zamanı ve akışkan karakteristiğıne sahip olmalarından dolayı tercih edilirler.(66,67) Polivinilsiloksanlar ise ağızdan kolay çıkarılmaları, elastik geri dönüş kapasitelerinin iyi olması, tat ve kokusunun rahatsız etmemesi gibi özellikleri nedeniyle tercih sebebi olmuşlardır.(49)

Polieter ölçü maddesinin polivinilsiloksan komponentleri ile kombinasyonu teorik avantajlar sunar böylece benzer mekanik ve hidrofilik özelliklerini devam ettirirler. Vinilsiloksaneter ölçü maddeleri oldukça hidrofilik ve mükemmel akışkanlığa sahiptirler. İki ölçü maddesinin hibritleşmesi, uzun çalışma zamanına ve kısa polimerizasyon zamanına izin verir. Ölçü maddelerinin teknik parametrelerinin yanı sıra, günlük pratik uygulamalarda kullanımının uygunluğuna karar vermek için sadece klinisyenlerin değil hasta ve laboratuvar teknisyenleri tarafından da olumlu ve olumsuz özelliklerinin değerlendirilmesi gerekir.(55)

Enkling ve arkadaşlarının (68) yapmış olduğu klinik çalışmada i-SP kayıtlarında vinilsiloksaneter ve polieter karşılaştırılmıştır ve vinilsiloksaneter polieterlere iyi bir alternatif olarak bulunmuştur. Çalışmanın sonuçlarına göre vinilsiloksaneterin dental protezler için mükemmel sonuçlar elde edilmesini sağladığı gösterilmiştir. Klinik uygulama açısından vinilsiloksaneterin polietera göre hastalar, klinisyenler ve laboratuvar teknisyenleri açısından daha olumlu sonuçlar verdiği belirtilmiştir.

## 2.2. Geleneksel Ölçü Yöntemleri

### 2.2.1. Diş Destekli Sabit Protezler

Protetik uygulamalarda temel aşamalardan biri olan gÖ'nün niteliğini etkileyen ve klinisyenin kontrolünde olan iki esas etken, ölçü maddesinin doğru seçimi ve ölçü yönteminin önemidir. Preparasyon bitim çizgisinin serbest dişeti kenarıyla ilişkisi (dişeti altı, dişeti seviyesi ve dişeti üstü) (69), diş eti sağlığı ve yumuşak doku yönetimi (70), nem kontrolü (71) ve kaşık seçimi (1) doğru kaydı elde etmek için dikkat edilmesi gereken diğer etkenlerdir.

Günlük klinik uygulama pratiğinde gÖ yöntemlerinde anatomik veya kişisel ölçü kaşıklarından herhangi biri tercih edilebilir. Tedavi süresinin kısılması ve düşük ekonomik maliyet nedeniyle anatomik kaşıklar yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Dental arka uygun kaşık seçilirken yumuşak dokulara baskı yapmamasına, dişler ve kaşık arasında kalan boşluğun homojen olmasına dikkat edilmelidir. Bu aralık 2-3 mm'yi geçmemelidir. Ölçü maddesinin çeşitinden bağımsız olarak deformasyonu azaltmak için rijit kaşıkların kullanımı tavsiye edilmiştir.(72) Ölçü maddesinin hacimsel değişikliği kaşığın tipine ve kaşıkla ölçü maddesi arasındaki bağlantının derecesine bağlıdır.(73) Balkenhol ve arkadaşları (74) metal kaşıkların plastik kaşıklara göre daha doğru sonuçlar verdiğini göstermiştir.

Kişiyeye özel olarak hazırlanan kaşıkların ise taşıdıkları ölçü maddesinin benzer kalınlıkta olmasını sağlamaları dolayısıyla boyutsal değişikliğin daha az olduğu gösterilmiştir.(75,76) Kişisel kaşıklar sıklıkla otopolimerize akrilikler ve fotopolimerize bisakrilik materyaller ile elde edilebilir. Polimerizasyon büzülmesini ve kayıt alımı sırasında kaşığın deformasyonunu en aza indirmeye yardımcıdırlar. Kaşığın rijiditesi önemlidir kaşıқта oluşacak herhangi bir deformasyon ölçünün bozulmasına neden olur. Kişisel akrilik kaşıklarla, metal ve plastik anatomik kaşıklara göre daha doğru ölçüler elde edilmiştir bu da ölçü maddesinin her yere eşit şekilde dağılıp tek bir kalınlık oluşturmasından kaynaklanır. Prepare dişlerle yapılan çalışmalarda kişisel kaşık ve anatomik kaşıklar karşılaştırılmıştır, kişisel kaşıklarla alınan gÖ'lerde daha tutarlı ve doğru kayıtlar elde edildiği gösterilmiştir.(72,77)

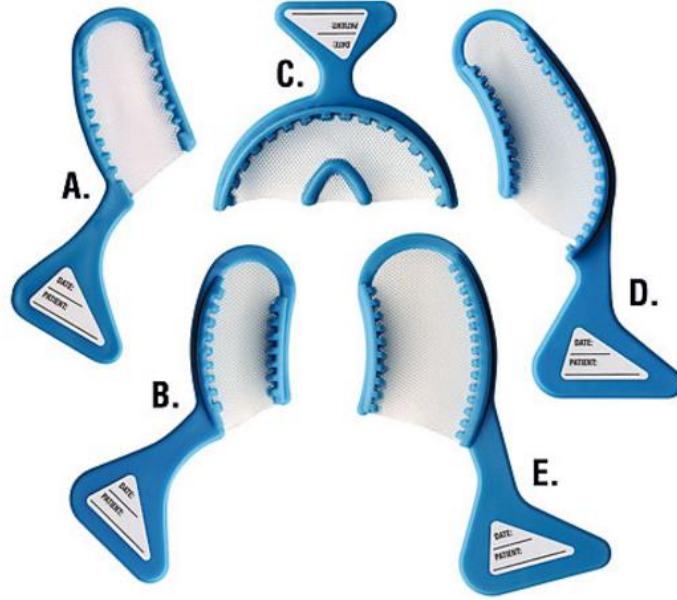
Çeşitli kıvamlarda ölçü maddelerinin kullanıldığı birçok kayıt yöntemi bulunmaktadır. Tek aşama tek kıvam, tek aşama çift kıvam ve iki aşama çift kıvam

olmak üzere üç şekilde elde edilebilir. Tek aşama tek kıvam ölçü yönteminde daha ince detayların kaydedilebilmesi için orta kıvamda ölçü maddesi kullanarak tek seferde gerçekleştirilir. Tek aşama tek kıvam ölçü yöntemi çalışma süresi boyunca akışkanlık özelliklerini koruyan polieter ölçü maddesi ile ulaşılması zor alanlara bile akarak çok ince detayları verebilir. *Putty-wash* olarak da adlandırılan çift kıvamlı ölçü yöntemleri ise, iki aşamalı çift kıvam ve tek aşamalı çift kıvam ölçü yöntemi olarak ikiye ayrılır. İki aşama çift kıvam ölçü yönteminde hamur kıvamlı ölçü maddesi ve katalizör homojen bir şekilde karıştırılır daha sonra kaşığa yüklenir ve dental ark üzerine uygulanır. Ölçü maddesi sertleştikten sonra ağızdan çıkarılır temizlenir ve kurutulur ilk aşama böylece tamamlanmış olur. Alınan ilk kayıt ile aslında hastanın kişisel kaşığı elde edilir. İkinci aşamada düşük kıvamlı ölçü içerisine yüksek kıvamlı ölçü maddesi yeterli miktarda yüklenir ve tekrar ağza yerleştirilir. İkinci ölçüde amaç her yerde eşit hacimli ve yeterli incelikte bir yüksek kıvamlı ölçü tabakası elde etmektir. Tek aşamalı çift kıvam ölçü yönteminde ise en büyük avantaj tek seferde ölçü alınmasıyla zamandan tasarruftur. Yüksek kıvamlı ölçü maddesi preparasyon bölgesine uygulanır. Düşük kıvamlı ölçü maddesi de eş zamanlı kaşığa yüklenip dental arka yerleştirilir böylece iki farklı yoğunluktaki ölçü maddesinin polimerizasyonu aynı anda başlar. Bu yöntem hızlı olmasının yanı sıra daha fazla dezavantaja sahiptir.(78) Tek aşamalı ölçü yönteminde esas endişe yüksek kıvamlı ölçü maddesinin kontrolsüz hacmidir.(79)

Diğer bir kayıt yöntemi ise çift ark ölçü yöntemidir, zamandan ve ölçü maddesinden tasarruf sağlarken aynı zamanda hastanın rahatını sağlayarak popülarite kazanmıştır.(80) İlk olarak Wilson ve Werrin (81) tarafından tarif edilen bu ölçü yöntemi özel bir kaşıkla alınır (Şekil 2.2.) ve kapalı ağız ölçü yöntemi olarak da adlandırılmaktadır. Eş zamanlı olarak karşıt arkın ölçüsü de alınmış olur böylece okluzal ilişki de kaydedilir. Çift ark ölçü yöntemi klinisyenin doğru endikasyonu koyabildiği durumlarda oldukça başarılıdır. Bu yöntem en fazla iki prepare diş olduğunda kullanılmalıdır. Anterior dişler prepare edilmemiş olmalıdır ve anterior rehberliği bulunan hastalarda kullanılmalıdır. Eğer hastada anterior rehberlik yoksa yeni üretilen restorasyonda çalışmayan taraf interferensleri meydana gelebilir. Bu yöntemde başarılı olabilmek için kaşık ağza yerleştirildiğinde hasta maksimum interkaspyonda kapatmalıdır. Yöntemin laboratuvar aşamaları biraz daha



karmaşıktır ancak klinisyenler ve laboratuvar teknisyenleri tarafından tam olarak anlaşıldığında uygulaması kolaydır.



**Şekil 2.2.** Farklı bölgeler için farklı şekillerde tasarlanmış çift ark ölçü kaşıkları (A-E).

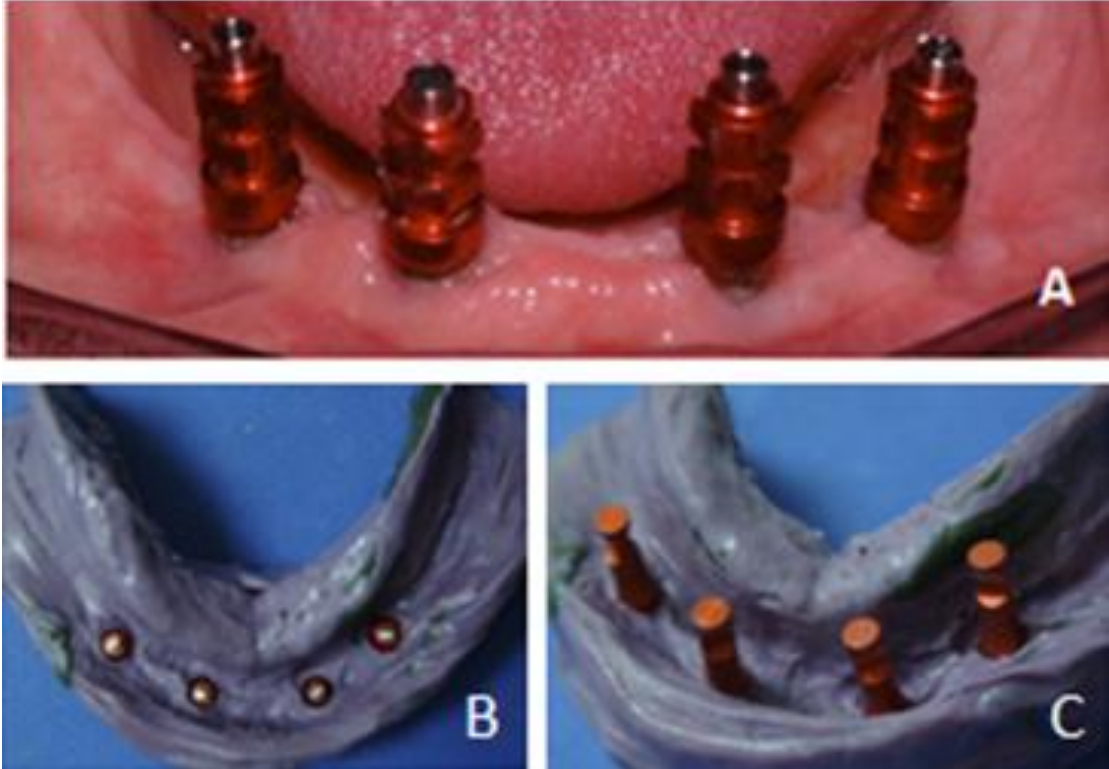
Yapılan bazı çalışmalarda ölçü yönteminin, ölçü maddesinin özelliklerinden çok daha fazla ölçünün doğruluğunu etkilediği iddia edilmiştir.(48,82,83) Tek aşamalı çift kıvam ölçü yöntemi ile iki aşamalı çift kıvam ölçü yönteminin karşılaştırıldığı çalışmalarda her iki kayıt yöntemi arasında anlamlı bir fark gösterilmemiştir.(84,85) Bunun yanı sıra yapılan bazı çalışmalarda ise iki aşamalı çift kıvam ölçü yöntemi tek aşamalı çift kıvam ölçü yöntemine göre daha doğru sonuçlar vermiştir.(86,87) Farklı ölçü yöntemleri kullanılarak lityumdisilikat bölümlü kronların uyumunu değerlendiren in-vitro çalışmada, tek aşama tek kıvam, tek aşama çift kıvam ve iki aşama çift kıvam ölçü yöntemleriyle akrilik modelden kayıtlar alınmıştır.(88) Tek aşama tek kıvam ve tek aşama çift kıvam ölçü yöntemleriyle alınan kayıtlarda iki aşama çift kıvamla alınan kayıtlara göre restorasyonların istatistiksel olarak anlamlı, daha iyi iç ve kenar uyum gösterdiği belirtilmiştir.

## 2.2.2. İmplant Destekli Sabit Protezler

Günümüz diş hekimliğinde, diş eksiklerinin dental implantlarla tedavisi bilimsel ve klinik olarak kanıtlanmış bir tedavidir ve günlük klinik uygulamada yaygın olarak kullanılmaktadır.(89,90) Dental implantlar dişlerin makrohareketliliğinden farklı olarak mikrohareketliliğe sahiptir bu da sadece kemiğin esnekliğinden kaynaklanır. Doğal dişlerde periodonsiyumdan dolayı makrohareketlilik varken implantlardaki mikrohareketlilik implant/ kemik ara yüzünden değil kemiğin hareketinden kaynaklanır. İmplant/ kemik ara yüzü osseointegrasyondan dolayı esnek değildir böylece i-SP'lerde oluşabilecek herhangi bir stres dişler etrafında olduğu gibi periodontal ligamentler olmadığı için implant boyunca çevresinde dağıtılamaz.(16) İmplantlarda periodonsiyumun bulunmaması strese karşı adaptasyonu önler böylece implant çevresinde özellikle kemiğin servikal bölgesinde ve direkt olarak i-SP'de başlatılmış olur.(91) Bu uyum d-SP'lerde periodonsiyumdan dolayı minimal ortodontik hareketlerle telafi edilebilirken, i-SP'lerde osseointegrasyondan dolayı tolere edilebilirliği tartışmalıdır.

Bu sebeplerden ötürü 1983 yılında Brånemark ilk defa pasif uyumu tanımlamış ve okluzal kuvvetlere karşı kemiğin yeniden şekillenmesi ve kemik olgunlaşması için pasif uyumun 10µm düzeyinde olması gerektiğini söylemiştir.(92) Jemt uyumsuzluğun komplikasyona sebep olmaması için 150µm'den daha küçük olması gerektiğini bildirmiştir.(93) Yanase ve arkadaşları, ark kurvatürünün daralması, implantların sayısının artması ve üst yapının rijiditesinin artmasıyla pasif uyumun çok daha zor elde edilebildiğini belirtmişlerdir.(94) Bu durumla çelişkili olarak i-SP'lerde mutlak pasif uyumu yakalamak hala mümkün değildir. Pasif uyumun mümkün olmaması büyük oranda implantların kayıt aşamasından, çalışma modellerinin hazırlanması ve altyapının dökümü aşamalarının herhangi birinden kaynaklanabilir.(17) Restorasyonun uyumsuzluğu biyolojik veya mekanik komplikasyonlara yol açabilir.(95,96) Vida gevşemesi ve/veya kırılması, implant kırıkları, protetik komponentlerin gerilmesi veya kırıkları ilişkili mekanik komplikasyonlardır.(21,97) Biyolojik komplikasyonlar ise genellikle artan plak birikimine bağlı olarak yumuşak ve sert doku değişiklikleriyle ilişkilidir.(98,99)

i-SP'lerde kayıt yöntemleri d-SP'lerden farklı olarak 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 yöntemle göre ölçüye aktarılma şekilleri değişiklik gösterebilen ölçü postları kullanılır. Açık kaşık ölçü yönteminde geometrik olarak kayıt içerisinde kitlenen ölçü postları kullanılmaktadır ve retantif bulunmuşlardır (Şekil 2.3.). (91)



**Şekil 2.3.** A. Açık kaşık implant ölçüsünde ölçü postlarının ağız içi görüntüsü, B. Ölçünün tamamlanmış halinde ölçü postlarının doku yüzeyinde ölçü içerisindeki görüntüsü, C. İmplant analoglarının ölçü içerisinde bağlanmış görüntüsü.

Açık kaşık ölçü yönteminde kişisel kaşıklar hazırlanır ve ölçü postlarının vidasının kaşıktan dışarı uzanabilmesi için üstleri açılır. Kayıt ağızdan çıkarılmadan önce ölçü postlarının vidaları gevşetilir ve çıkan kayıt postlarıyla birlikte gelir (Resim 2.3.B.) daha sonra implant analogları kaşık üzerindeki ölçü postlarının üzerine vidalanır. (Resim 2.3.C.) Apiko-koronal olarak daha derine yerleştirilmiş implantlarda, birden fazla farklı açılı implantların olduğu durumlarda açık kaşık ölçü yöntemi tavsiye edilmektedir. Açık kaşık ölçü yöntemiyle ilgili daha doğru sonuçlar

elde edilmiş olsa da (23,100) posteriordaki implantlara erişimin zorluğu veya sınırlı arklar arası mesafe gibi klinik durumlarda kapalı kaşık ölçü yönteminin kullanılması gerekebilir.(101)

İmplantların kaydı elde edilirken ölçü postlarının birbirine bağlanması, dişsiz çenelerde implant destekli tam protezlerin yaygınlaşmasıyla birlikte başlamıştır.(102) Bunun temelini oluşturan yöntem, kayıt aşaması sırasında ölçü postlarının bireysel hareketini önlemek için tüm ölçü postlarının rijit bir materyalle bağlanmasıdır. Yapılan çalışmaların çoğunda ölçü postlarını birbirine bağlamak için kullanılan materyal polimetilmetakrilat otopolimerize akrilik rezindir, bunun dışında diş ipiyle, metal çubuklarla veya ortodontik tellerle de birleştirilebilir.(103,104) Akrilik rezin karbon separe ile her ölçü postu arasından bölünür ve sonra tekrar büzülmesi az olan bir materyalle birleştirilmesi tavsiye edilir (Şekil 2.4).



**Şekil 2.4.** Açık ölçü postlarının birbirine bağlanarak açık kaşık ölçü yönteminin modifikasyonu.

Zaman isteyen ve karmaşık bir işlem olması dışında ölçü postlarını bağlayabilmek için büyük miktarda akrilik rezine ihtiyaç olması sebebiyle büzülmeye sonuçlanabilir. Ölçü postlarının birbirine bağlanmasında yazarların bildirdiği problemlerden biri de özellikle ara bağlantı materyalindeki büzülmeden dolayı ölçü postu ve splint materyali arasındaki bağlantıda kırılmalar meydana gelmesidir.(105) Ölçü postlarının bağlanması ile ilgili literatürde hala bir fikir birliği bulunmamaktadır. (104,106) Ölçü postlarının bağlanma ihtiyacı, bazı çalışmaların aralarında fark göstermemesine rağmen(107-109) bazı çalışmalarda da savunulmuştur.(110,111) Yapılan sistematik bir derlemede birbirine bağlanan ve bağlanmayan ölçü postlarıyla alınan kayıtlar karşılaştırılmış, bölümlü ve tam dişsiz

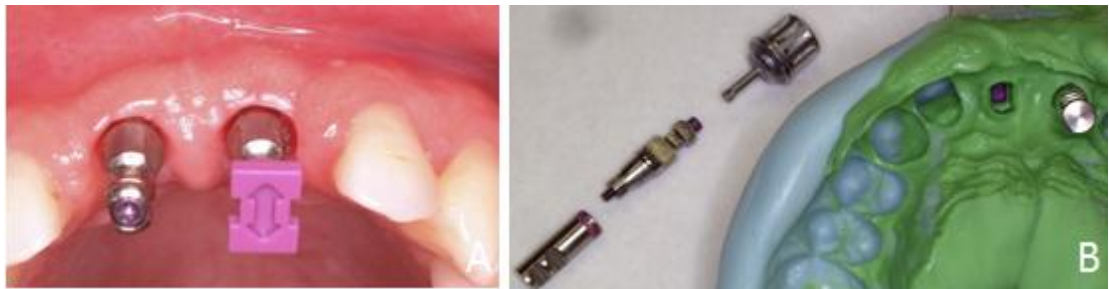
hastalarda ölçü postlarının birbirine bağlanmasının daha iyi sonuçlar verdiği gösterilmiştir.(23)

Kapalı kaşık ölçü yönteminde ise yuvarlak geometrili ölçü postları sıklıkla kullanılmaktadır. Bu yöntemde implantlar üzerine vidalanan ölçü postları kayıt çıkarıldıktan sonra ağızda kalır. Daha sonra ölçü postları çıkartılır implant analogları ile ağız dışında birleştirilir ve kayıt içerisindeki negatiflerine göre yerleştirilir. Kapalı kaşık ölçü yöntemi anatomik kaşıklarla alınır kişisel kaşık yapımı gerekli değildir. Kullanılan ölçü postlarının belirgin geometrik şekillere ve andırkatlı yapılara sahip olup ölçü maddesinin içerisinde oluşan negatiflerinin iyi bir şekilde elde edilmesi gereklidir. Birçok implant firmasının kayıt aşamasında önemli rol oynadığı görülen etkenlerden biri de ölçü postlarının uzunluk, boy ve farklı geometrileridir. Kapalı kaşık ölçü yöntemi aslında basit bir yöntemdir ancak en önemli kısmı çıkarılan ölçü postlarının doğru bir şekilde kayıt içerisine yerleştirilmesidir. Bu yöntem klinisyenler tarafından sıklıkla tercih edilmesine rağmen, ölçü postları çoğunlukla kayıt içerisine doğru bir şekilde yerleştirilemez.(25,112) Carr ve arkadaşlarının (113) yaptığı in-vitro bir çalışmada implantlar arası açılanmanın 15°'nin altında olduğu beş implant bulunan mandibular modelde kapalı kaşık ve açık kaşık ölçü yöntemleri karşılaştırılmıştır. Açık kaşık ölçü yöntemi en doğru çalışma modelini sağladığı için daha iyi olduğu bildirilmiştir. Carr aynı zamanda kapalı kaşık ölçü yönteminin hatalı olma nedenlerini paralel olmayan implantlar ve polieten gibi sert bir ölçü maddesinin deformasyonundan kaynaklandığını belirtmiştir. Yapılan sistematik bir derlemede üç veya daha az implant olduğunda açık kaşık ve kapalı kaşık yöntemi arasında fark olmadığı, dört veya daha fazla implant olduğunda ise açık kaşık ölçü yönteminin daha doğru sonuçlar verdiği gösterilmiştir.(23)

Rashidan ve arkadaşları (114) iki farklı implant sisteminin açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü yöntemlerini kullanarak geometrik olarak kayıt içerisine kitlenen ve yuvarlak geometrili ölçü postlarını kıyaslamıştır. Aynı boyda ama farklı geometrilerde ölçü postlarının kullanıldığı çalışmada, ölçü postunda bulunan daha fazla girintinin ölçü maddesinin retansiyonunu arttırdığı ve ölçü maddesinin deformasyonunun hata ile sonuçlanabildiği belirtilmiştir. Sonuç olarak yazarlar ölçü postunun şeklinin kaydın doğruluğunu etkilediğini ancak açık kaşık ve kapalı kaşık

ölçü yöntemleri arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmiştir. Ölçü postlarının bu geometrik ve andırkatlı şekillerinden dolayı kayıt alımında tek aşama tek kıvam veya tek aşama çift kıvam ölçü yöntemleri kullanılmalıdır. İki aşama çift kıvam ölçü yönteminde ağızdan çıkarılan kaydın tekrar aynı şekilde yerleştirilebilmesi ölçü postlarının geometrik şekillerinden dolayı hata payını yükseltir. Wenz ve arkadaşlarının (115) yaptığı çalışmada iki aşama çift kıvam ölçü yöntemi ile tek aşama çift kıvam ölçü yöntemi karşılaştırılmış iki aşama çift kıvam ölçü yöntemi belirgin olarak düşük doğruluk oranları göstermiştir. Yapılan sistematik bir derlemede i-SP'ler için polieter ve polivinilsiloksan ölçü maddeleri önerilmiştir ve aralarında anlamlı bir fark gösterilmemiştir.(23)

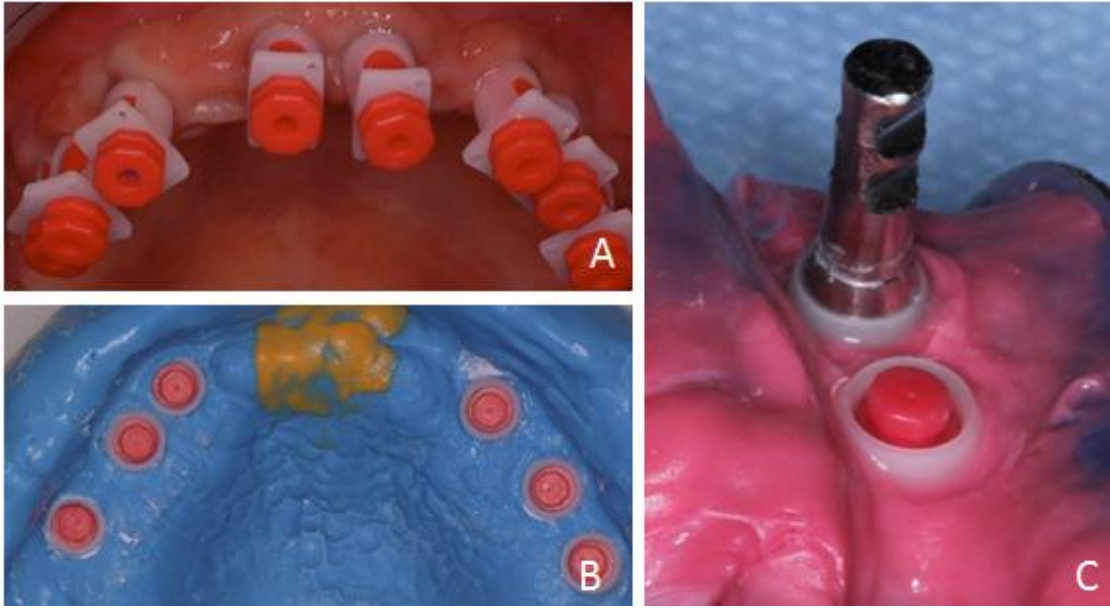
Günümüze kadar dental implant firmaları kapalı kaşık ölçü yönteminin doğruluğunu arttırabilmek ve basitleştirebilmek adına birçok yenilik getirmişlerdir. Kolay bir yöntem olmasına rağmen hata olasılığı yüksektir. (116,117) Bu sorunu çözebilmek için bazı firmalar kapalı kaşık ölçü yönteminde implanta vidalanan ölçü postlarının üzerine yerleştirilen plastik kapaklar üretmiştir (Şekil 2.5.). gÖ ağızdan uzaklaştırıldığında plastik kapaklar kayıt içerisinde kalır ve böylece ölçü postunun kayda transferi kolaylaşır.(118) Plastik kapaklar aynı zamanda ölçü postunun pozisyonel stabilitesini sağlarlar.



**Şekil 2.5.** Kapalı kaşık ölçü yönteminde **A.** Ölçü postunun implanta bağlanması (sol), ölçü postu üzerine ölçü postu stabilizasyon plastiğinin yerleştirilmesi (sağ), **B.** Ölçünün içerisinde kalan stabilizasyon plastiğine ölçü postunun implant analogu ile birleştirilerek yerleştirilmesi.

Kapalı kaşık ölçü yöntemi içerisinde bazı firmalara ait bir diğer ölçü postu ise plastik, vidalama olmadan implant üzerine yerleştirilen, aynı zamanda kayıt ağızdan uzaklaştırıldığında ölçü postlarının kaydın içinde kaldığı sistemlerdir. Bu yönteme aynı zamanda snap-on tekniği adı verilmektedir (Şekil 2.6.).(118-121)





**Şekil 2.6.** Kapalı kaşık ölçü yönteminde **A.** Snap-on plastik ölçü postlarının implantlara yerleştirilmesi, **B.** Ölçünün tamamlanmış halinde plastik ölçü postlarının doku yüzeyinde ölçü içerisindeki görüntüsü, **C.** Analogla birleştirilmiş görüntüsü.

Tam olarak kapalı kaşık ölçü yöntemi olarak düşünülmesi de snap-on yöntemi hem kapalı hem de açık kaşık ölçü yönteminin avantajlarını birleştirir. (122) Açık kaşık ölçü yöntemiyle kıyaslandığında snap-on yöntemi için benzer veya daha yüksek transfer doğruluğu bildirilmiştir. (119) Nakhaei ve arkadaşlarının (123) yaptıkları in-vitro bir çalışmada dört paralel implant yerleştirilen akrilik modelden polivinilsiloksan ile açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü yöntemleri kullanılarak kayıtlar alınmıştır. Kapalı kaşık ölçü yöntemiyle alınan kayıtlar; snap-on yöntemi, ölçü postunun transferi ve plastik kapakla birlikte ölçü postunun kayda transferiyle yapılmıştır. Snap-on yöntemi diğer iki kapalı kaşık ölçü yöntemine göre daha iyi, açık kaşık ölçü yöntemiyle ise benzer doğrulukta bulunmuştur.

İmplantlar arasındaki açılanma ve derinliğin de gÖ'lerin doğruluğunu etkilediği gösterilmiştir.(28,124,125) İmplantların açılı olması ölçü kaşığının ağızdan çıkarılırken distorsiyonunu ve ölçü maddesinin kaşıktan ayrılmasını arttırabilir.(28) Apiko-koronal olarak daha derine yerleştirilmiş implantlarda ölçü postunun daha az bir oranı kayda yansır, bu durum ölçünün final doğruluğunu etkileyen ölçü postunun stabilitesini azaltır.(125) Filho ve arkadaşlarının (126) yaptığı biri 90° diğeri 65° açılı olan iki implant bulunan modelde ölçü postlarının farklı şekillerde bağlanmasının,

implant açılanmasına etkisi değerlendirilmiştir. Bu in-vitro çalışmada hangi bağlanma yöntemi kullanılırsa kullanılsın elde edilen kayıtlarda açılı implantın (65°) en yüksek farklılıkları, düz implantın (90°) en düşük açısal farklılıkları gösterdiği belirtilmiştir. Sorrentino ve arkadaşları (24) farklı ölçü maddelerinin ve ölçü postlarının bağlantı uzunluğunun paralel olmayan implantlar üzerine etkisini değerlendirmiştir. Yazarlar kayıt hataları ve kaydın ağızdan uzaklaştırılması için gereken kuvvet arasında direkt bir ilişki olduğunu vurgulamışlardır. Diğer taraftan çalışmada polivinilsiloksanın açılı implantlarda daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir.

İmplant kayıtları ölçü seviyesine göre de dayanak seviyesinde ve implant seviyesinde olmak üzere iki şekilde elde edilebilir. Hem siman tutuculu hem de vida tutuculu dayanaklar ile dayanak seviyesinde kayıtlar alınabilir. Vida tutuculu restorasyonlarda dayanak seviyesinde ölçü yönteminde dayanaklar implantların açılına ve derinliklerine göre hasta başında seçilir. Seçilen dayanaklar kayıt öncesi implantlar üzerine yerleştirilir ve böylece açılı implantlardan kaynaklanan andırkatlar azaltılmış olur. Klinik uygulamalarda git gide yaygınlaşan *all-on four* vakalarında dayanak seviyesinde ölçü yöntemi tercih edilmelidir. Vida tutuculu restorasyonlarda dayanak seviyesinde ölçü yönteminin tek dezavantajı hasta başında dayanak seçiminin zorluğu ve zaman alıcı bir işlem olmasıdır.

Dayanak seviyesinde ve implant seviyesinde kayıtlar alınan farklı açılarda implantlara sahip *all-on four* çalışma modelinin kullanıldığı in-vitro bir çalışmada hem açık kaşık ölçü yöntemi hem de kapalı kaşık ölçü yöntemleri kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda açık kaşık ölçü yöntemi ve kapalı kaşık ölçü yöntemlerinin açılı implantlarda kaydın doğruluğuna etkisi anlamlı bulunmuştur ve açık kaşık yöntemi daha az hata göstermiştir. Dayanak seviyesinde ölçü ise implant seviyesine göre daha doğru bulunmuştur.(30)

Papaspyrdakos ve arkadaşlarının (127) yaptığı çalışmada tam ark i-SP'lerin uyumunun doğruluğu üzerine kayıt yöntemleri ve bağlantı tipinin etkisi değerlendirilmiştir. Beş implant bulunan mandibular dişsiz modelden hem implant seviyesinde hem de dayanak seviyesinde gÖ'ler ölçü postları birbirine bağlanarak ve bağlanmayarak alınmıştır. Tüm test ve kontrol grupları referans bir tarayıcı ile taranmış ve görüntüler birbiri üzerine çakıştırılmıştır. Tek parçalı implant destekli



sabit restorasyonlarda implant seviyesinde, ölçü postlarının birbirine bağlanarak elde edilen kayıtlar, bağlanmamış olarak alınan kayıtlardan daha doğru bulunmuştur, ancak dayanak seviyesinde doğrulukta hiçbir fark bulunmamıştır.

i-SP'lerde kaydın doğruluğunu etkileyen birçok değişken anlatılmıştır. Yapılan sistematik bir derlemede açık ve kapalı kaşık ölçü yöntemi, ölçü maddesinin çeşiti, ölçü postlarının bağlanıp/bağlanmaması, ölçü postlarının tasarımı, implantların açılması, kişisel kaşık kullanımı ve dijital ölçü yöntemi gibi birçok etkenin implant kayıtlarına etkileri tek tek incelenmiştir.(128) Derlemenin sınırlamaları dahilinde kayıt işlemi direkt-dÖ yöntemi kullanılarak gerçekleştirilirse i-SP'lerde hataların en aza indirilebileceği sonucuna varılmıştır. Alternatif olarak gÖ yöntemlerini kullanarak en başarılı kayıtlara, açık kaşık ölçü yöntemi ile kayıt içerisine kitlenen ölçü postlarının birbirine bağlanmasıyla ve polieter ölçü maddesinin kullanımı ile ulaşılabildiği belirtilmiştir. Ayrıca mümkün olduğunca implantların birbirine paralel olması ve kişisel kaşıkların yapımı da tavsiye edilmektedir.

## **2.3. Dijital Ölçü Yöntemleri**

### **2.3.1. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Teknolojisi**

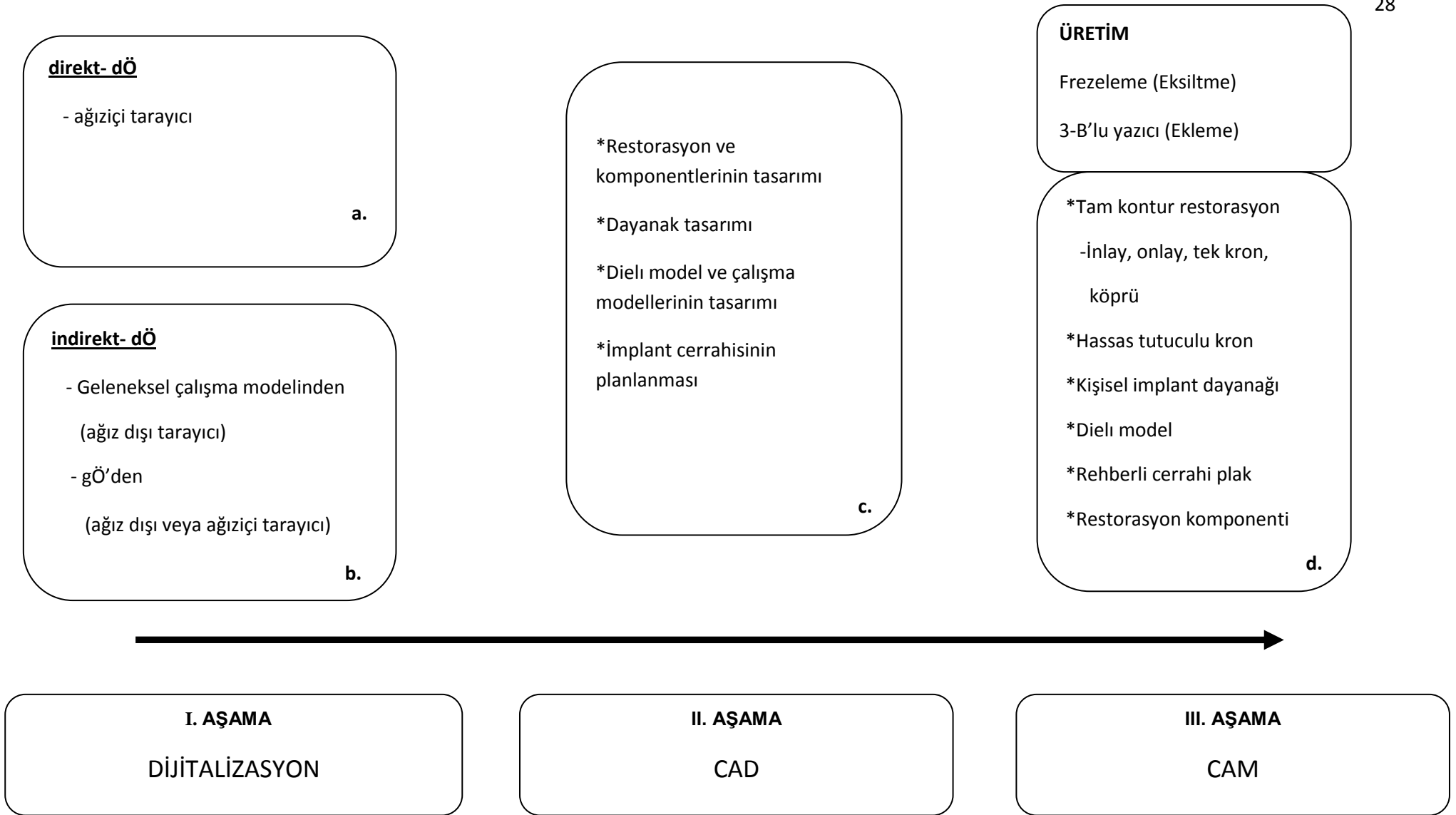
Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (=Computer aided design/ computer aided manufacturing, CAD/CAM) teknolojisi ilk olarak 1950'lerde uçak ve otomotiv endüstrisi alanındaki ürünlerin tasarım ve üretimiyle kullanılmaya başlanmıştır. Young ve Altschuler ağız içi dokular için ilk optik tarama fikrini ortaya atmışlardır.(129) Bunun üzerine CAD/CAM'in diş hekimliğine girişi ise Dr. Francois Duret'in 1973'te 'optik kayıt' başlıklı tez çalışmasının sonucu olarak gerçekleşmiştir. Ağız dışı tarayıcıların kullanımıyla başlayan dijital tarama teknolojisiyle ilk restorasyon 1983 yılında üretilmiştir. Ayrıntılı olarak 1984'te geliştirilmiştir ve patenti alınmıştır. Duret, 1985'te CAD/CAM yöntemini kullanarak hiçbir laboratuvar müdahalesi olmadan frezeleme yoluyla ilk kronu üretmiştir.(130)

Öte yandan ağız içi tarayıcıların diş hekimliğine tanıtılması ise 1980'de Zürih Üniversitesi'nde Dr. Werner Mörmann ve elektronik mühendisi Marco Brandestini tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu sistem geliştirilerek 1987'de ticari olarak ulaşılabilen

ilk dijital ağız içi tarayıcı ölçü sistemi CEREC 1 (Sirona Dental System, Bensheim, Almanya) kullanıma getirilmiştir.(131) CEREC (=CEramic REConstruction) sisteminin üretiliş amacı aslında seramik restorasyonların tek seansta hastaya teslim edilmesidir. CAD/CAM ile üretilmiş restorasyonlar, dental sektörde en ileri teknoloji ve uygulamaları kullanarak günlük klinik pratiğinde giderek yaygınlaşmaktadır. Diş hekimliğinde teknolojinin artan kullanımı klinisyene çeşitli işlem basamaklarında manuel olarak insan eli değme aşamalarının azaltılması imkanını vermiştir ve bu yaklaşım dijital iş-akışı olarak adlandırılmıştır.(132,133)

Dijital iş-akışının üç temel basamağı bulunmaktadır. Birinci aşama yapılacak olan restorasyona ait dokuların dijitalize edilmesidir (Şekil 2.7.I.). Bu dijital veri, ağız içi tarayıcılarla direkt-dÖ veya ağız dışı tarayıcılarla indirekt-dÖ olarak elde edilebilir. indirekt-dÖ de iki şekilde alınabilir ilk olarak gÖ'den elde edilen alçı çalışma modellerinden ağız dışı tarayıcılarla, son yıllarda ise gÖ'den ağız içi veya ağız dışı tarayıcılarla dijital veri elde edilir (Şekil 2.7.Ib). İkinci aşama CAD yazılımı kullanılarak oluşturulan verilerin manipülasyonu ve işlenmesidir. Bu aşamada restorasyon ve restorasyon komponentleri, kişisel dayanaklar, daylı model ve dijital çalışma modelleri, ilave konik ışınli bilgisayarlı tomografi (=Cone Beam Computerised Tomography, CBCT) görüntüleri ile implant cerrahisi planlanmasının tasarımları yapılabilir (Şekil 2.7.IIc). Üçüncü aşama tasarlanan verilerin CAM ile istenen materyalde restorasyon komponenti veya restorasyon (Şekil 2.7.IIIe) üretimi için kullanılmasıdır. Restorasyon komponentleri veneerleme için hazırlanan altyapılardır. Restorasyon dışında tasarlanan kişisel dayanaklar, daylı model ve çalışma modelleri, rehberli implant cerrahi plaklarının da üretimi hem frezeleme hem de 3-B'lu yazıcılarla yapılabilir. Üretim aşaması da ikiye ayrılır; eksiltme yöntemi olarak da bilinen frezeleme yöntemleri ve hızla büyüyen bir alternatif olan ekleme yöntemidir. 3-B'lu baskı ve hızlı prototipleme olarak da adlandırılan bu teknoloji, daha önce frezeleme ile üretilen bazı ürünlerin yerini almaktadır (Şekil 2.7.). Bu üç aşama farklı şekillerde uygulanabilir buna göre de yapılan iş-akışı değişmektedir. Örneğin dijital veri ilk olarak klinisyenin ağız içi tarayıcıları kullanmasıyla başlayıp CAD aşamasına aktarıldıktan sonra CAM aşamasında restorasyon komponenti olarak bitirilirse burada veneerleme için teknisyen eli değeceği için kısmi dijital iş-akışı gerçekleşir (Şekil 2.7.Ia.IIc.IIIId). İlk aşama aynı şekilde ilerlenip son olarak CAM

aşamasında restorasyon tam kontur olarak bitirilirse tam dijital iş-akışı olarak adlandırılmaktadır (Şekil 2.7.Ia.IIc.IIIId). İnsan elinin değdiği kısmi dijital iş-akışında, tam dijital iş-akışına göre hassasiyetin azaldığı öngürebilir.



Şekil 2.7. CAD/CAM diş hekimliğinde dijital iş-akışı bileşenlerine genel bakış.

Dijital iş-akışının sağlanabilmesi için direkt-dÖ ve indirekt-dÖ dental restorasyonların üretiminde kullanılmak üzere mevcut veriyi toplamak için iki alternatiftir. Birçok CAD/CAM sistemi, gÖ'den hazırlanan alçı model üzerinde indirekt-dÖ yöntemi ile protezlerin tasarlanması ve üretimine izin verir. Bu durumda 3-B'lu veri ağız dışı tarayıcılarla elde edilir. Bu yöntemle üretilmiş restorasyonlar, CAD/CAM alanındaki gelişmeler göz önünde bulundurularak 1980'lerden beri oldukça fonksiyonel ve estetik performanslar sergiler.(134) Aynı zamanda son yıllarda bazı sistemler alçı model elde edilmeden silikon kayıttan tarama imkanını da sunar.(135) Ancak her iki durumda da yüksek hassasiyetteki dijital iş-akışının başlangıç noktası gÖ'dür. Kayıt alma sırasındaki standart olmayan işlemler ve ölçü maddelerinin deformasyonu, alçı modellerin doğruluğunu etkiler sonuç olarak üretilecek olan protezin kalitesini etkiler. Diğer taraftan gÖ yöntemi ile başlayan klinik aşamalar, günümüz diş hekimliğinin en popüler konularından biri olan iş-akışındaki tam dijitalizasyonu hala sağlayamaz. indirekt-dÖ ile alınan kayıtlardan üretilen CAD/CAM restorasyonlar aslında sadece üretim aşamasında geleneksel kayıt yöntemleriyle üretilenlere göre farklılık yaratırlar.

Yapılan in-vitro bir çalışmada CAD/CAM ve geleneksel yöntemle üretilmiş i-SP altyapılarının uyumu değerlendirilmiştir.(136) CAD/CAM zirkonya, CAD/CAM Co-Cr ve kontrol grubu olarak da geleneksel döküm yöntemi ile Co-Cr alt yapılar üretilmiştir. Co-Cr CAD en iyi pasif uyumu, Co-Cr döküm en kötü pasif uyum değerini göstermiştir. Diğer iki grup ile kıyaslandığında geleneksel yöntemle elde edilen Co-Cr döküm altyapıların test grupları arasında implant çevresinde en yüksek strese neden olduğu belirtilmiştir.

Günümüzde CAD/CAM sistemleri ofis (*in-office*) veya laboratuvar (*in-lab*) sistemleri olarak da sınıflandırılabilir. Mörmann ve Brandestini tarafından geliştirilen piyasadaki ilk CAD/CAM ofis sistemidir ve klinisyenin restorasyonu belirli saatler içerisinde tek seansta tasarlayabilmesi ve üretebilmesine olanak tanır. Özellikle, tek dişe yönelik adeziv seramik restorasyonların tek seansta tamamlanabilme beklentisi, 1985 yılında CEREC 1'in (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) tanıtımıyla olumlu sonuçlanmıştır.(137) Böylelikle CEREC sistemi, CAD/CAM teknolojisiyle tek dişe yönelik restoratif diş hekimliğinde klinik uygulamaların

başlangıcı olmuştur. CEREC sistemiyle tek seansta üretilen indirekt klinik restorasyonların kısa ve uzun dönem başarılı sonuçları sistemin genişlemesine sebep olmuştur.(138) 2004 yılında sistem bünyesine dahil edilen *inLab* (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ünitesi ile laboratuvar ortamında da özellikle diş destekli sabit bölümlü seramik restorasyonların üretiminde CAD/CAM teknolojisine geçiş sağlanmıştır. *Inlab* üretimi özellikle açık sistemlerde diş hekimlerine istediği firma veya laboratuvarla çalışma imkanı sunmaktadır.

Günümüzde, CAD/CAM sistemleri CAD veri paylaşımına göre de 2 farklı gruba ayrılabilir: açık CAD/CAM sistemleri ve kapalı CAD/CAM sistemleri.(139) Kapalı sistemler, farklı sistemler arasında değiştirilebilirlik olmaksızın bütünleştirilmiş tüm CAD/CAM unsurlarını sağlar. Bu kapalı sistem sayesinde, tüm yazılım güncellemeleri için tek bir özel üreticiye bağlı kalınır. Diğer taraftan açık sistemler kullanıcıların farklı CAD ve CAM kombinasyonları arasında seçim yapmasına izin verir.

### 2.3.2. Ağızıçi Tarayıcılar

Ağızıçi tarayıcıların ilki olarak 1980’de klinisyenlere tanıtılan CEREC dışında zamanla iTero, E4D, Lava™C.O.S., IOS FastScan, DENSYS 3D, DPI-3D, 3D Progress, directScan ve TRIOS gibi birçok ağızıçi tarayıcı sistemi geliştirilerek klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur. Gündeme gelmelerine genel olarak iki etken sebep olmuştur. Birincisi gÖ’lerin boyutsal stabilitesinin azalması, alçı modellerin hazırlanması sırasındaki hatalar gibi dezavantajlar ve problemlerin giderilmesidir. İkincisi ise hasta klinikten ayrılmadan restorasyonun tek seansta teslim edildiği (*in-office*) sistemlerin uygulamaya sunulmasıdır. Bu cihazların temel avantajları; yüksek doğrulukta modeller, modellerin 3-B’lu arşivlerinin oluşturulması ve işlemlerin basitleştirilmesidir.

Mevcut cihazlar, konfokal mikroskopi, optik koherens tomografi, fotogrametri, aktif ve pasif stereovizyon ve triangulasyon, interferometri ve faz kaydırma prensipleri gibi birkaç optik teknolojiyle yönlendirilmektedir. Ağızıçi tarayıcıların veri toplamak için kullandığı yöntemler sistemlere göre değişiklik gösterir. Bunlardan; LAVA C.O.S. (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, Amerika Birleşik

Devletleri) ve Lava True Definition tarayıcıları (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri ) veri toplamak için aktif dalga boyu örneklendirmesini kullanır ve bu verilerden video görüntüleri oluşturur. CEREC AC Bluecam (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Almanya) görüntüleri elde etmek için aktif triangulasyon ve optik mikroskop kullanır. CEREC AC Omnicam (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Almanya) CAD/CAM sistemi veri toplamak için videoları kullanır. iTero (AlignTechnology, Inc.San Jose, California, Amerika Birleşik Devletleri) ve TRIOS (3Shape, Kopenhag, Danimarka) dijital veriyi üretmek için paralel konfokal (aynı odaklı) mikroskopi yöntemini kullanır.(140)

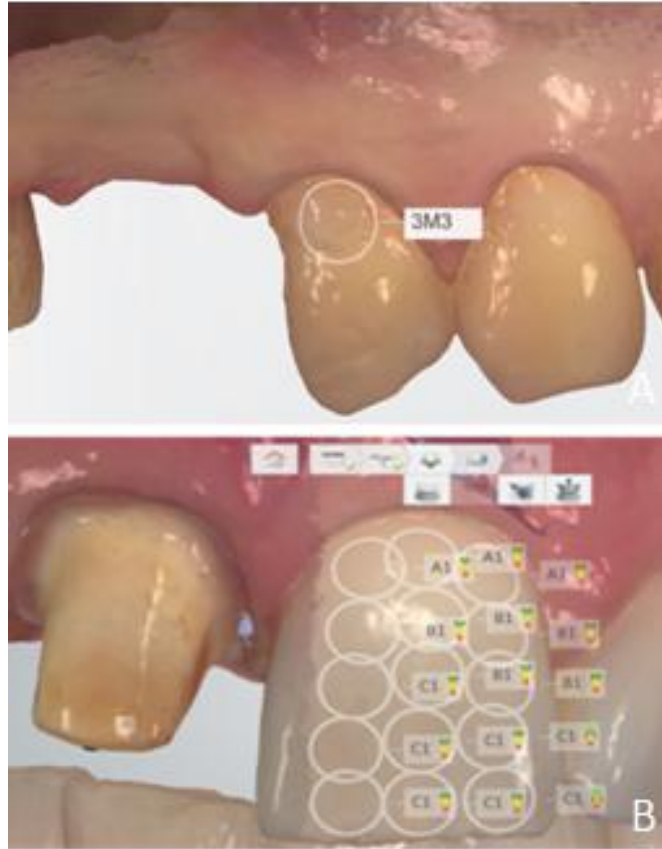
Klinisyenlere sunulan çeşitli tarama sistemleri yeterli seviyede 3-B'lu sanal görüntüler elde etmek için bütünleşmiş bir sayısallaştırma işlemi kullanmaktadır. Ağız içi tarama sistemlerinde ışık kaynağına ve dijitalizasyon teknolojisine bağlı olarak taranacak yüzeyin ayrıntılarını tespit edebilmek için biyouyumlu titanyumdioksit pudrasının kullanıldığı veya kullanılmadığı sistemler mevcuttur. Çeşitli tarayıcılar arasındaki önemli farklardan biri de Tablo 2.2.'de de bahsedildiği gibi titanyum dioksit pudra kullanımınıdır. CEREC Bluecam, Lava COS ve 3M TrueDef tarayıcılar pudrayla kullanılırken, CEREC Omnicam, 3Shape TRIOS, İTERO ve E4D pudrasızdır. Sonuçlara bakıldığında pudralamanın iyi ya da kötü olduğuyla ilgili net bir çıkarım elde edilememiştir. Ancak yansıyan veya translusent materyallerin tarama ihtiyacı olduğunda, kontrast pudranın öngörülen ışık paterninin yansımalarının kolaylaştırılmasıyla hatasızlığı arttırdığı gösterilmiştir.(141) Hastalar tarafından değerlendirildiğinde ise rahatsız edici bulunmuştur. Çözünürlük de sistemden sisteme değişiklik göstermektedir, ancak bu farkın klinik önemini belirlemek için henüz yeterli çalışma mevcut değildir. Yapılan bazı çalışmalarda farklı sistemlerden elde edilen görüntülerin doğruluğu ve hassasiyeti pozisyon çakıştırma yöntemi ile incelenmiştir. Bu çalışmaların sonuçları alınan kayıtların doğruluğunun; tarama protokolüne, tarama boyutuna, tarama alanına, pudra kullanımına bağlı olarak farklılık gösterdiğini ortaya koymuştur.(142-144) Yaygın olarak kullanılan ağız içi tarayıcılardan bazılarının özellikleri Tablo 2. 2. 'de ayrıntılı olarak verilmiştir.(145)

**Tablo 2.2.** Diş hekimlerinin kullanımına sunulan ağız içi tarama sistemlerinden bir kısmının temel özellikleri.

|                              | <b>BLUECAM</b>               | <b>OMNICAM</b>           | <b>NEVO</b>              | <b>ITERO</b>             | <b>TRUE DEFINITION</b>   | <b>TRIOS</b>             |
|------------------------------|------------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| <b>Üretici Firma</b>         | Sirona                       | Sirona                   | E4D Tech.                | Align Tech.              | 3M ESPE                  | 3Shape                   |
| <b>Işık Kaynağı</b>          | Mavi LED                     | Beyaz LED                | Kırmızı LED              | Kırmızı LED              | Mavi LED                 | Lazer                    |
| <b>Renk</b>                  | Yok                          | Var                      | Yok                      | Yok                      | Yok                      | Var                      |
| <b>Çalışma alanı</b>         | Derinlik 5-5 mm              | 13,5 mm'ye kadar         | Derinlik 5-15mm          | 13,5mm'ye kadar          | Derinlik 5-15mm          | 13,5mm'ye kadar          |
| <b>Görüntüyü yakalayış</b>   | Tek bir yönden<br>(Fotoğraf) | Birçok yönden<br>(Video) | Birçok yönden<br>(Video) | Birçok yönden<br>(Video) | Birçok yönden<br>(Video) | Birçok yönden<br>(Video) |
| <b>Titanyumdioksit pudra</b> | Var                          | Yok                      | Yok                      | Yok                      | Var                      | Yok                      |



Pudra kullanımının dışında tarayıcılar arasında bulunan farklardan biri de renkli sisteme sahip olup olmamalarıdır. Gerçek renklerde kayıt alınabilmesi hem klinisyen için hem de klinisyen laboratuvar teknisyeni arasındaki iletişimin güçlenebilmesi için oldukça faydalıdır. Renk tonunun seçimi dijital güvenilirlikle sağlanabilir, yüksek çözünürlükte alınan ekran fotoğrafları ayrıntıları zenginleştirir. Skaladan renk seçilip diş üzerinde istenen bölge işaretlenebilir (Şekil 2.8.).

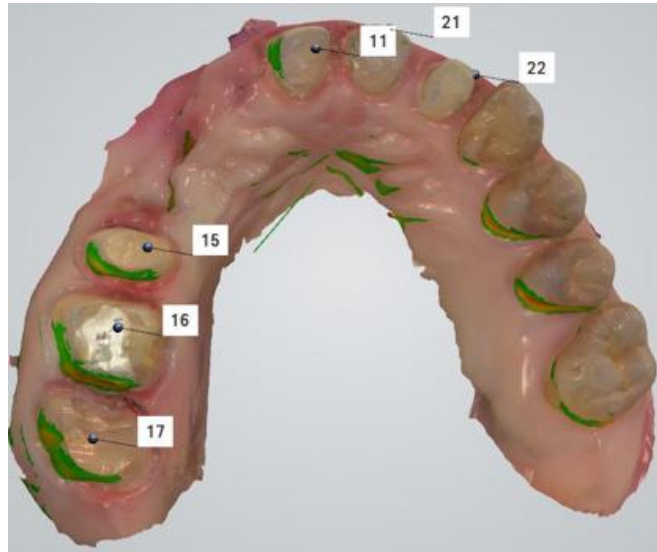


**Şekil 2.8.** Ağız içi kamerayla alınan direkt-dÖ'de **A.** Bölgesel, **B.** Detaylı renk belirlenmesi.

Sonuç olarak dijital verinin elde edilme yöntemlerinin karşılaştırıldığı birkaç çalışmada direkt-dÖ'lerin indirekt-dÖ'lere karşı üstünlükleri gösterilmiştir. Guth ve arkadaşları (7) tarafından yapılan in-vitro bir çalışmada hem direkt-dÖ hem de ağız dışı tarayıcı ile alçı modellerden ve silikon kayıtlardan indirekt-dÖ'ler alınmıştır. direkt-dÖ ile alınan kayıtlar indirekt-dÖ'lere göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha doğru bulunmuştur. Ahrberg ve arkadaşlarının (8) CAD/CAM ile üretilmiş zirkonya kronların iç ve kenar uyumlarını değerlendirdiği randomize klinik

bir çalışmada ise her hastadan indirekt-dÖ ve direkt-dÖ yöntemleriyle kayıtlar alınmıştır. Ağız içi tarayıcılarla elde edilen kayıtlardan üretilen tek kron ve üç üyeli köprülerin daha iyi kenar uyumuna sahip oldukları gösterilmiştir. Aynı zamanda direkt-dÖ hem hastalar hem de klinisyenler için daha az zaman alıcı bulunmuştur.

direkt-dÖ yöntemleri klinisyenler, hastalar ve laboratuvar teknisyenleri açısından birçok olumlu etkiye sahiptir. Hekimin ölçüyü kontrol ederek, preparasyon veya çevre dokulardaki eksik veya yetersiz olan yeri görüp en başa dönmeden düzeltebilme imkanının olması hem klinisyen hem de hasta için en önemli avantajlarından biridir. Hatalı çıkan veya eksik kalan kısmın hemen tamamlanma imkanı vardır ve gÖ'ye göre çok daha pratiktir. Klinisyen bu şekilde hem zamansal hem de ekonomik olarak kazanç sağlamış olur. Preparasyonun üç boyutlu ön izlemesi ve giriş yolunun değerlendirilmesine olanak sağlar.( Şekil 2.9.) Aynı zamanda interokluzal mesafe de kontrol edilerek preparasyon için redüksiyonun yeterli olup olmadığı değerlendirilebilir.(Şekil 2. 10.)



**Şekil 2.9.** Ağız içi bir dÖ'de kalitatif ve kantitatif olarak giriş yolunun değerlendirilmesi.



**Şekil 2.10.** Ağzıçi bir dijital ölçüde kalitatif ve kantitatif olarak interokluzal mesafenin değerlendirilmesi.

Elde edilen veri dijital olarak sistem aracılığıyla kolaylıkla laboratuvara gönderilebilir. Laboratuvar teknisyeni ve klinisyenin iletişimi daha kolay ve etkin hale gelir. Gönderilen kayıt dosyaları dijital olarak saklanabilir ve böylece kayıtların daha kolay korunması sağlanabilir. gÖ'de kaydın transferinden kaynaklanabilecek deformasyonlar, farklı sıcaklıklar altında dental laboratuvara transfer, gÖ'den oluşabilecek çapraz enfeksiyon riski gibi dezavantajların önüne geçilebilir.(14) Hastalarda ise kaydın alınmasına karşı stres yaratmazlar dahası bulantı ve öğürme refleksine sebep olmazlar. Koltukta geçirilen zamanı kısaltabilirler. 3-B'lu görselleştirme sayesinde hastanın uygulanacak tedavi ile ilgili algısının artırılmasını sağlayarak hastayla iletişimi kolaylaştırılabilirler. Sonuç olarak hastanın ve hekimin rahatı, ölçünün kontrolü, değerlendirilme ve yenileme kolaylığı, hekim ve teknisyenin iş gücü kazancı gibi zamandan, emekten ve maliyetten tasarruf sağlanabilir. Bunların yanı sıra dijital modeller üzerinden diş anatomisinin incelenebilmesi ve eğitim sırasında diş preparasyonlarının değerlendirilmesine de imkan vererek öğretim yöntemlerinin iyileştirilebilmesine de katkıda bulunabilirler.

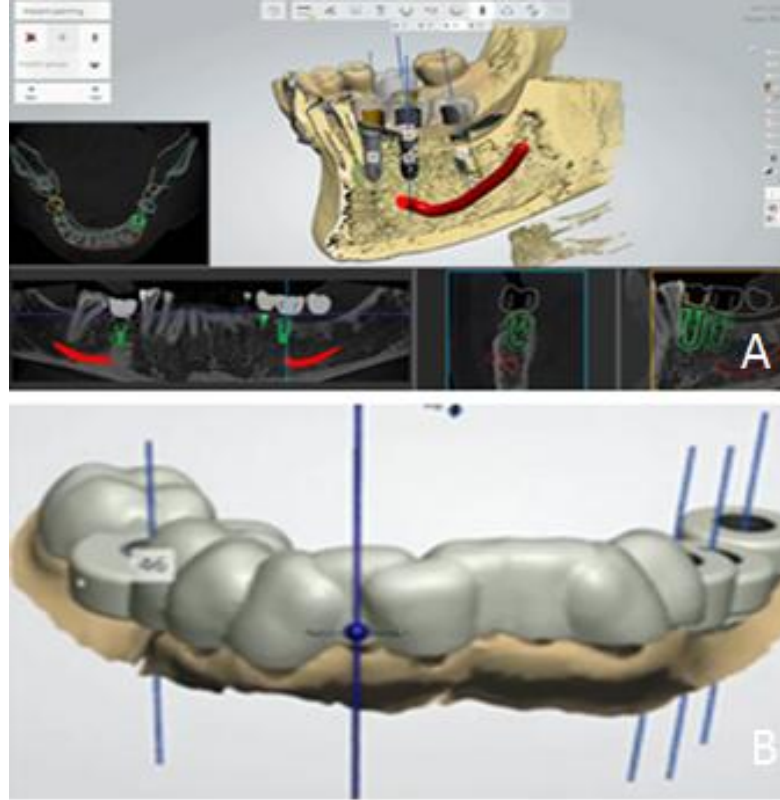
Günümüzde direkt-dÖ yöntemi d-SP'lere ilişkin hemen hemen tüm endikasyonlarda kullanılabilir. İmplantlar söz konusu olduğunda özellikle de

tam ark restorasyonlarda durum iyice güçleşmektedir. Bir araya getirilmesi gereken görüntü sayısının çok olması nedeniyle tam ark direkt-dÖ tarama görüntülerinde bozulma görülebilmektedir. Tarayıcıları daha iyi hale getirmek ve tam ark restorasyonlarda dijital iş-akışını onaylayabilmek için hala çeşitli çalışmalar yürütülmektedir.(146,147) Bu nedenle dijital ölçü protokollerinin tam dişsiz vakalarda kullanımının oldukça zor olduğu ortaya çıkmaktadır. Zorluk piramidi olarak verilen Şekil 2.11.'de implant destekli restorasyonların direkt-dÖ ile endikasyon ve lokasyonuna göre kolaydan zora doğru sıralaması gösterilmiştir. (148) Piramidin en üst kısmında gösterildiği gibi kayıt ve protezin fonksiyonel sınırları yeterli şekilde taranamadığı için tam dişsiz vakalar henüz tam dijital iş-akışına dahil edilememektedir.



**Şekil 2.11.** Diş hekimliğinde direkt-dÖ yönteminin endikasyona göre zorluk piramidi.

Ağız içi tarayıcıların diş hekimliğinde kullanıldığı başka alanlar da mevcuttur. Tedavi aşamasında, 3-B'lu olarak hastanın sanal modeli elde edilirken planlanan tedavilerin girişimsel olmayan bir simülasyonu, potansiyel tedavi sonuçları ve laboratuvar teknisyeni, klinisyen ve hasta arasındaki iletişimin güçlenmesi gibi avantajlar sağlar.(149) CBCT, kraniofasiyel sert dokuların 3-B'lu hacimsel görüntülerini sağlayabilmesine rağmen dental CBCT'lerin çoğunda metalik restorasyonlar sıklıkla görülür ve görüntü kalitesinden ödün verilebilir.(150) Buna karşılık ağız içi tarayıcılar dentisyonun ve çevreleyen yumuşak doku profilinin konturlarını etkin bir şekilde sağlayabilir. Bu dosyalar, CAD/CAM veya sanal implant planlama yazılımlarındaki bilgiyi arttırabilmek için CBCT dosyaları ile birleştirilebilir.(151) Geleneksel olarak teşhis için yeterli bilgiyi elde edebilmek adına bilgisayar rehberli cerrahi ve hemen görselleştirme için birçok klinik randevu ve yoğun laboratuvar işlemleri gereklidir. İmplant diş hekimliğinde teknolojinin gelişmesi 3-B'lu görüntüleme yöntemleri (CBCT, ağız içi ve ağız dışı tarayıcılar), sanal implant planlama yazılımları ve CAD/CAM cerrahi şablonlar klinisyenin bilgisayar rehberli cerrahi planlamasına ve aynı zamanda tahmin edilebilir bir görselleştirme sağlamasına fırsat verir. (Resim 2.12.) Bilgisayar rehberli cerrahi ile yerleştirilen implantların son 12 aylık takiplerde %97,3 başarı oranına sahip oldukları gösterilmiştir.(152) Son olarak CBCT'ye entegre edilmiş yüz tarama sistemleri klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur. Kraniofasiyel sert dokular, ağız içi yumuşak dokular ve yüz yumuşak dokusu ile birlikte 3-B'lu sanal bir hasta modeli oluşturulabilir. Böylece rehberli implant cerrahisine ek olarak dijital gülüş tasarımları da yapılabilmektedir.



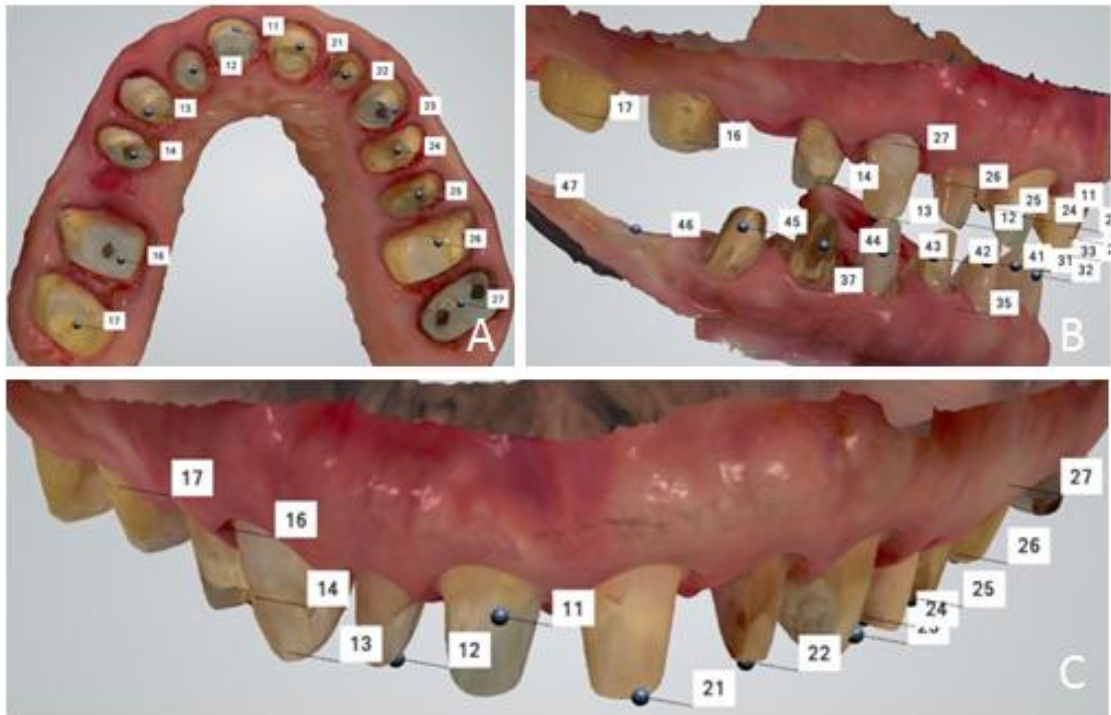
**Şekil 2.12. A.** Dental implantolojide teşhis ve tedavi planlamasında ağız içi tarama görüntüleri ile CBCT verilerinin birleştirilmesi, **B.** Belirlenen implant pozisyonları için cerrahi plağın tasarlanması.

Çene modelleri ortodontik teşhis ve tedavi planlamasında da önemli bir araçtır. Bunlara ek olarak, malokluzyonun başlangıç durumunu, tedavinin gidişatını ve sonuçlarını 3-B'lu olarak belgelemek için kullanılırlar. Alçı modellerin kapladığı alanın büyüklüğü nedeniyle depolanması için oldukça geniş yere ihtiyaç duyulur. Bununla birlikte, dijital çene modelleri analog model oluşturulmasına bir alternatiftir aynı zamanda arşivleme, randevu kontrolü, radyografi ve fotoğraflardan dijital olarak yararlanılmasına yönelik avantajları mevcuttur. Dijital modeller arşivlenir, aktarılır ve buna ek olarak, analog modelleri yeniden oluşturmak için herhangi bir zamanda kullanılabilir.

### 2.3.2.1. Diş Destekli Sabit Protezlerde Direkt Dijital Ölçü Yöntemleri

gÖ yöntemleriyle birlikte elastik ölçü maddelerinin kullanılması sıklıkla tercih edilmesine rağmen, ağız içi tarayıcılar prepare dişlerin 3-B'lu görüntülerinin elde

edilmesi ve sayısallaştırılması için günlük pratik uygulamada giderek yaygınlaşmaktadır. Klinisyenlere sağladığı ölçü maddelerinin boyutsal bozulmasının azaltılması, preparasyonların 3-B'lu görselleştirilmesinin sağlanması, zamansal ve ekonomik katkıları aynı zamanda hastaların kayıt alınmasına karşı kabul edebilirliklerinin artması gibi avantajlar sayesinde kullanımları günden güne artmaktadır.(2,14) direkt-dÖ yöntemleri ilk olarak dişe yönelik endikasyonlarla kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 2.13).(137)



**Şekil 2.13.** A. Zorluk piramidinde en üstte yer alan vakanın dijital kaydının üst çene okluzal görüntüsü, B. Kapanış görüntüsü, C. Üst çenenin Frankfurt horizontal düzlemine göre ayarlanmış ekran görüntüsü.

Ağız içi durumun tarayıcıyla kaydı dijital modelin hemen elde edilmesi ve restorasyonun ofiste veya laboratuvarında üretilebilmesini mümkün kılar. direkt-dÖ ve gÖ'lerle üretilen restorasyonların iç ve kenar uyumunun kabul edilebilirlikleri, yapılan birçok çalışmada rapor edilmiş olsa da bazı çalışmalar direkt-dÖ'lerle (153) bazıları da gÖ'lerle üretilen restorasyonların uyumunun daha iyi olduğuyla ilgili sonuçlar vermiştir.(154) Çelişkili bulguların nedenleri kullanılan dijital sistemlerin farklılık göstermesi (133) ve restorasyon uzunluğundan kaynaklanabilir.



Bölümlü seramik kronların uyumuna dijital kayıt yöntemlerinin etkisini değerlendiren in-vitro bir çalışmada mandibular birinci moların akrilik bir modeli hazırlanmıştır.(155) Kayıtlar dört farklı ağız içi tarayıcı ile alınmıştır ve lityum disilikat bölümlü kronlar üretilmiştir. Hem preparasyonlar hem de üretilen restorasyonlar referans bir tarayıcı yardımıyla dijitalleştirilmiştir. Kayıt sistemleri arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Sonuç olarak lityum disilikatların iç ve kenar uyumlarının kullanılan direkt-dÖ yöntemlerinden etkilendiği bildirilmiştir. Bütün restorasyonlar literatürde klinik olarak kabul edilen eşik değer dikkate alındığında kabul edilebilir iç ve kenar uyum göstermiştir. Pudralamanın hem iç hem de kenar uyumuna zararlı etkisi olduğu belirtilmiştir.

gÖ ve direkt-dÖ'den elde edilen tam seramik kronların uyumunun karşılaştırıldığı klinik bir çalışmada restorasyon talebiyle gelen 20 hastanın 26 posterior dişi çalışmaya dahil edilmiştir.(9) Hazırlanan her preparasyon için iki kron üretilmiştir. İlki direkt-dÖ yöntemi kullanılarak diğeri ise gÖ yöntemi ile alınan kayıtlardan üretilmiştir. Kron ve preparasyon ara yüzünü elde edebilmek için, kronlar çok yüksek kıvamlı silikon ölçü maddesi ile preparasyonlar üzerine yapıştırılmıştır. Her kronun 2 mm kalınlığında bukkal-lingual yönde kesitler alınmıştır. İç uyum mikron cinsinden stereomikroskop ile ölçülmüştür. Kesitlerden farklı yerler işaretlenerek ölçümler yapılmıştır. Sonuç olarak ağız içi dijital tarayıcılarla üretilen tam seramik kronların gÖ'lerle üretilenlere göre klinik olarak daha iyi iç ve kenar uyum gösterdiği belirtilmiştir.

Su ve arkadaşlarının,(10) direkt-dÖ ve gÖ'yü karşılaştırdığı in-vitro çalışmada CAD/CAM ile üretilen üç üyeli sabit protezin iç ve kenar uyumu değerlendirilmiştir. direkt-dÖ ve gÖ ile kayıtları alınan CAD/CAM üç üyeli zirkonya restorasyonlar klinik olarak kabul edilebilir iç ve kenar uyum göstermiştir. direkt-dÖ yöntemi ile üretilen restorasyonların iç ve kenar uyumlarının gÖ'ye göre daha iyi bulunduğu belirtilmiştir.

direkt-dÖ ve gÖ'lerin karşılaştırıldığı randomize kontrollü klinik bir çalışmada, işlem süresi, hasta odaklı sonuçlar ve restorasyonların klinik değerlendirilmesi yapılmıştır. (15) Tek kron ve en fazla altı üyeye kadar d-SP'ye ihtiyacı olan 42 hastadan her iki yöntemle rastgele kayıtlar alınmıştır. Görsel analog skalasının



kullanımıyla işlem süresi, hasta ve klinisyenin değerlendirmeleri son olarak da restorasyonlar iki grup arasında karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre direkt-dÖ hem klinisyenler hem de hastalar için daha az zaman alıcı ve daha elverişli bulunmuştur. Okluzal kontakların direkt-dÖ yöntemi için daha iyi sonuçlar gösterdiği belirtilmiştir.

Mevcut yayınları sistematik olarak gözden geçirerek direkt-dÖ ve gÖ ile üretilen tek kronların kenar uyumlarının değerlendirildiği sistematik derleme ve meta-analiz sonucuna göre iki yöntem arasında herhangi bir fark bulunmamıştır.(156) Meta-analize dahil edilen 12 çalışmada, seramik restorasyonların in-vitro çalışmalar için ortalama kenar uyumu gÖ 'ler için 58.9 µm iken, direkt-dÖ'den sonra 63.3 µm dir. Klinik çalışmalarda direkt-dÖ'den sonra yapılan restorasyonların ortalama kenar uyumsuzluğu 56.1 µm iken gÖ'den sonra 79.2 µm bulunmuştur. Sonuç olarak hem dijital iş-akışı hem de gÖ yöntemi ile üretilen tek kronların klinik olarak uygun olduğu belirtilmiştir.

Son yıllarda direkt-dÖ sistemlerinin doğruluğu için daha geniş alanları yakalamak adına tam ark kayda kadar uygulanabilirlikleri geliştirilmiştir. (143,157) Dört adet prepare dayanak diş ve uzun dişsiz alana sahip mandibular modelin kullanıldığı ve direkt-dÖ'lerin doğruluğunun karşılaştırıldığı in-vitro bir çalışmada yapay bir alüminyum işaret kullanılmıştır.(158) Dayanak dişler mandibular lateral insizör, mandibular kanin, mandibular ikinci molar ve mandibular üçüncü molarlar bölgesinde bulunur yapay işaret ise dişsiz alanın ortasına yerleştirilmiştir. Üç farklı ağız içi tarayıcı ile hem işaretli model hem de işaretsiz model taranmıştır. Bu in-vitro çalışmanın bulgularına dayanarak, uzun dişsiz alanda yapay bir işaret kullanıldığında ağız içi tarayıcılarla doğruluk ve hassasiyet geliştirilmiştir. Buna ilaveten klinik olarak anlamlı olabilmesi adına in-vivo araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Tam ark kayıtlar için ağız içi tarayıcıların doğruluğu, güvenilirliği ve etkinliği üzerine klinik kanıtları değerlendiren sistematik bir derlemede, sadece sekiz çalışmada tam ark kayıtlar direkt-dÖ yöntemi ile elde edilmiştir. (159) Sadece dört çalışma, dijital kayıtların geçerliliği, tekrarlanabilirliği ve üretilebilirliği üzerine veriler rapor etmiştir. Tarama süreleri altı çalışmada ölçülmüştür ve büyük oranda değişmiştir. Hastalar tarafından kabul edilebilirlikleri dört çalışmada

değerlendirilmiştir fakat özel olarak çocuklar için incelenmemiştir. Zaman etkinliğinin anlamlı bir şekilde değerlendirilebilmesi için, tarama zamanının hesaplanmasına dahil edilmek üzere prosedür aşamaları üzerinde anlaşmaya varılması gerekir. Çocuklar için de tam ark tarama verileri toplanmalıdır.

Yapılan bilimsel çalışmaların da desteğiyle gün geçtikçe cihazların gelişmesi ve klinisyenlerin tecrübelerinin artması ağız içi tarayıcıların d-SP'ler için giderek her vakada kullanımını sağlamıştır.

### **2.3.2.2. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Direkt Dijital Ölçü Yöntemleri**

Klinik uygulamalarda d-SP'lerin yapımında direkt-dÖ yönteminin günlük uygulama pratiğinde giderek yaygınlaşmasıyla birlikte bilimsel desteğin olumlu sonuçları i-SP'ler için de kullanılma ihtiyacını klinisyenlere hissettirmiştir. Bu ihtiyaç dijital ölçünün tüm avantajlarının i-SP'lere aktarımını sağlamakla birlikte, implant ve dişlerin birlikte rehabilite edildiği durumlar için de büyük avantaj sağlamaya başlamıştır.

i-SP'lerde gÖ alınırken kullanılan ölçü postlarının yerine direkt-dÖ'lerde de scan-postların üretilmesi ile artık implant ölçülerinin de dijital olarak alınması mümkün olmaktadır. Polieter eter keton materyalinden üretilen bu parçalar ile tüm ağız içi tarayıcıların problemi olan, dijital ölçü alımı sırasında meydana gelen yansımaların önüne geçilmektedir. Scan-postlar implant üzerine vidalanarak kolaylıkla yerleştirilebilir. Ağız içi tarayıcılarla taranabilir özel tasarımlı scan-postlar kullanılarak implantların çene kemiği içerisindeki pozisyonunun dijital verisi kaydedilir. Scan-postların ağız içi tarayıcılarla taranmasıyla implantın pozisyon ve açısı direkt olarak CAD aşamasına aktarılabilir. Aynı zamanda scan-postlar geleneksel çalışma modellerindeki analog üzerine yerleştirilerek ağız dışı tarayıcılar ile indirekt olarak da CAD aşamasına aktarılabilirler.

Scan-postların geometrik tasarımları küreselden silindire çeşitli formlar gösterir. Bu boyut implantın çapı ve kendi sistemiyle ilgilidir. İmplant pozisyonunun sanal modele doğru transferi için scan-postun olması gereken boyut ve yüzey geometrisi henüz çözümlenememiştir. Farklı implant/dayanak bağlantı tipine sahip iki implantın kullanıldığı çalışmada alçı modellerdeki implant analogları üzerine iki

farklı scan-post kullanılarak tarayıcılarla kayıtlar alınmıştır.(160) Çalışmanın sonucunda scan-postun tarama hassasiyetinin scan-postun yüzey tasarımı ve geometrisine bağlı olduğu bildirilmiştir. Aynı zamanda scan-post geometrisi ve scan-postlar arasındaki mesafe arasında tarama hassasiyeti farklılık gösterir. Scan-postun çıkartılıp tekrar takılması tarayıcının tarama hassasiyetine etki etmemiştir.

İmplant firmaları tarafından üretilen sisteme özel orijinal scan-postların haricinde başka firmalar tarafından belirli implant sistemlerine özel olarak üretilen orijinal olmayan scan-postlar da bulunmaktadır (Şekil 2.14.). Bu scan-postlar tarandıktan sonra CAD yazılım kütüphanesinde bulunan scan-postlarla eşleştirilerek sanal implant pozisyonu modele aktarılır. Orijinal ve orijinal olmayan scan-postların arasında anlamlı bir fark olup olmadığıyla ilgili literatürde henüz çalışma bulunmamaktadır.



**Şekil 2.14.** direkt-dÖ için klinik olarak ağızda birleştirilen orijinal scan-postun implanta bağlanmış görüntüsü (sol), orijinal olmayan scan-postlar (sağ).

Scan-postun 3-B'lu yazılımda sanal implant haline getirilmesi scan-postun tipine ve sistemin sunduğu bağlantılara göre ayarlanır. Ölçünün doğruluğu aynı zamanda scan-postların implantlar üzerindeki uyumuna bağlıdır. Dijital implant ölçülerinin iş-akışı taranan scan-postun sanal model üzerinde CAD yazılım kütüphanesinden birbirileri ile eşleştirilmesiyle oluşturulur. Eğer orijinal taramanın kalitesi azalır bu durum kütüphaneden scan-postun hatalı eşleşmesiyle sonuçlanır ve sanal modelde implantın pozisyonu hatalı oluşturulabilir.

Dijital taramanın i-SP'ler için sağladığı avantajlardan biri de dayanakların kişiselleştirilebilme imkanını yaratmasıdır. 1990'ların başlarından itibaren CAD/CAM sistemleri kişisel implant dayanak üretiminde kullanılmaya

başlanmıştır.(161) Kişiselleştirilmiş dayanaklar implantın açısını, derinliğini ve yumuşak doku konturlarını takip ederek dayanakları optimize edebilmek için giderek yaygınlaşmaktadır. Sürdürülebilir optimal yumuşak doku konturu elde edilebilmesi, implant dayanağının anatomik çıkış profiline sahip olmasına bağlıdır. Sanal dayanak tasarımı, ağız içi tarayıcı aracılığı ile elde edilen hastaya ait veriler kullanılarak CAD yazılımı ile yapılır. Sanal olarak tasarlanan dayanaklar, CAM ünitesine dijital yolla transfer edilir ve seçilen dayanak materyalinden üretimi tamamlanır (Şekil 2.15.). (161) CAD/CAM teknolojisi ile implant dayanak üretiminde titanyum, alümina, lityum disilikat ve zirkonyum gibi çeşitli materyaller kullanılmaktadır.(162) Hibrid olarak da adlandırılan titanyum taban üzerine seçilen materyalden dayanağın kişiselleştirilmesiyle oluşan iki parçalı kişisel dayanaklar da mevcuttur. Alümina ve lityum disilikatlar hibrit dayanaklarda titanyum taban üzerine kullanılır. Zirkonyum ve titanyum dayanaklar tek parça halinde kişiselleştirilebilir. CAD/CAM dayanaklar çok yakın bir gelecekte implant diş hekimliği için altın standart haline gelecektir.



**Şekil 2.15.** İmplantların direkt-dÖ’ünde tek parça kişisel dayanak tasarımı.

Dijital ölçülerin implant diş hekimliğine yararlarından biri de implant bölgesindeki protetik boşluğun, implant pozisyonunun ve açısının, sonuç olarak oluşturulacak restorasyon referans alınarak analiz edilebilmesi ve laboratuvar işlemleri başlamadan önce iyi tasarlanmış bir implant çevresi yumuşak doku profili tanımlanabilmesidir.(163) Bunlar klinisyenin final protez hakkında fikir edinmesine yardımcı olur ve protez tipinin (siman veya vida tutuculu) seçimine katkıda bulunur.

Monolitik restorasyon kullanıldığında, restorasyonu tam dijital iş-akışında tasarlamak, dayanak ve kron için sanal olarak final boyutunda üretmek mümkündür.(31) 3-B'lu görselleştirme, başarılı bir protez planlamasının yanı sıra hekim ile laboratuvarın iletişimine de güç katar. Yapılan birçok çalışma ve vaka raporunda gösterildiği gibi tek implantların ağız içi dijital tarayıcılarla kayıt işlemi ve ilişkili restorasyon üretimi yüksek doğrulukla bitirilebilir.(164)

Gelişen bu olanaklar sayesinde i-SP'ler için dijital iş-akışı daha kolay bir hale gelmiştir. Estetik bölgede direkt-dÖ yöntemi, kişiselleştirilmiş dayanak ve restorasyonun üretimini anlatan klinik vaka raporunda kayıtlar implant seviyesinde scan-post kullanılarak ağız içi tarayıcı ile alınmıştır. Alınan kayıttan poliüretan çalışma modeli hazırlanmış, kişisel dayanak ve restorasyon CAD/CAM teknolojisi ile üretilmiştir. Bu yöntemle kolay ve daha az zaman harcanan ilk olarak klinikte başlayan tam bir dijital iş-akışı sağlanmıştır.(165)

Lee ve arkadaşlarının(166) yaptığı pilot bir çalışmada posterior da tek implant bulunan 36 hastadan direkt-dÖ yöntemi ile kayıtlar alınmıştır. Üretilen 36 dayanak ve restorasyon hastalara teslim edilmiştir. Kenar uyumu, interproksimal temas noktaları ve okluzyon değerlendirilmiştir. Hastaların altısında temas noktalarının ayarlanması, yedisinde okluzal ayarlamalar, üçünde de restorasyonun tamamen uyumu için gingivektomi gerekmiştir ve bu işlemler 15 dakikayı geçmemiştir. Bulgular ağız içi tarayıcıların dental implantlar için dayanak ve restorasyon üretiminde güvenle kullanılabileceğini göstermiştir.

Hasta algısının ve harcanan zamanın değerlendirildiği klinik çalışmada premolar bölgesinde tek implant bulunan 50 hastadan direkt-dÖ ve gÖ ile tam ark kayıtlar alınmıştır.(167) Katılımcıların görüşleri çeşitli alanlara yönelik bir anketle değerlendirilmiştir. Tüm katılımcılara hangi yöntemin tercih edildiği sorulmuştur. Çalışma süreleri ölçülmüştür, üst çene ve alt çenede implantlar için alınan kayıtlar arasındaki farklar karşılaştırılmıştır. Tüm alanlarla ilgili dijital yöntemin lehine istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. Bütün katılımcıların % 80'den fazlası analog yöntemle dijital yöntemi tercih etmiştir. İmplant destekli tek kronlar için dijital kayıt süresinin analog kayıttan daha az zaman aldığı gösterilmiştir. Ayrıca, katılımcılar dijital taramayı tercih etmiş ve işlem esnasında daha az rahatsızlık, daha

az nefes darlığı, daha az kaydı tekrarlama korkusu ve daha az çaresizlik duygusu yaşadıkları rapor edilmiştir.

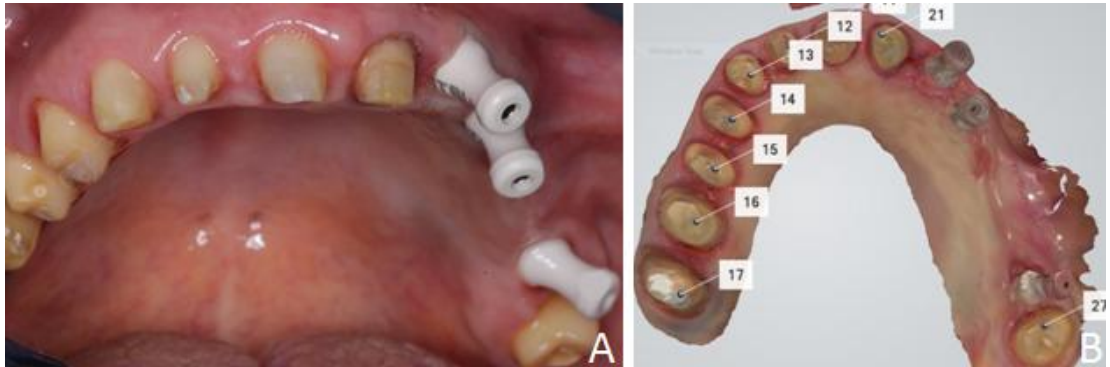
gÖ yöntemlerine kıyasla dijital kayıt yöntemlerinin yararları ve doğruluğunun kanıtlarını değerlendirmek için yapılan derlemede dijital kayıtların doğruluğunun, tek kron ve az üyeli sabit protezlerin yapımında gÖ yöntemleriyle aynı seviyede olduğu belirtilmiştir.(168) i-SP'lerde kron ve köprü yapımı için dijital kayıtların doğruluğu klinik olarak kabul edilebilir bir alternatiftir. Tam ark kayıtlarda, gÖ yöntemleri dijital kayıt yöntemleri ile karşılaştırıldığında daha iyi doğrulukla sonuçlanmıştır. Dijital kayıt yöntemleri daha hızlıdır ve çalışma süresini kısaltabilir. Bu derlemeden yola çıkılarak, tam arkın gÖ yöntemleriyle kaydı hala önerilmektedir. Şekil 2.11.'deki zorluk piramidinde de belirtildiği gibi i-SP'ler için tek kron ve köprüler daha kolayken tam ark vakalarda görüntüyü yakalama gittikçe zorlaşmaktadır.

Tam dişsiz çeneler veya implant destekli overdenture altyapıları için direkt-dÖ'lerin doğruluğu henüz sınırlıdır.(169,170) Dişsiz hastalarda tarayıcının dişlerde olduğu gibi referans alacağı sabit bir dokunun olmaması ve özellikle alt çenede yanak ve ağız tabanı gibi hareketli dokuların fazla olması direkt-dÖ alımını zorlaştırır. Lin ve arkadaşları tarafından altı implant yerleştirilen tam dişsiz üst çeneden implant seviyesinde direkt-dÖ alınarak, CAD/ CAM ile frezeleme yoluyla dijital poliüretan çalışma modeli hazırlanıp CAD/CAM sabit protezlerinin bitirildiği vaka raporu anlatılmıştır.(147) Lin ve arkadaşlarının farklı bir vaka raporunda bu sefer alt çenede dijital iş-akışı klinik ve laboratuvar aşamalarıyla birlikte anlatılmıştır. Tek aşamada CAD/CAM ile üretilen restorasyonlar geleneksel yöntemlerle üretilen restorasyonlara göre uygun maliyetli bir alternatif sağlar. (146) Andriessen ve arkadaşları(170) yaptıkları pilot çalışmada dişsiz mandibulada iki implantın ağız içi tarayıcı ile taranmasıyla ilgili birçok problem bildirmiştir, her iki implant arasındaki farkı ayırt etmede ağız içi tarayıcı zorlanmıştır. İki implant arasındaki mesafenin, ölçünün doğruluğunu ayrıca etkilediği görülmektedir ve uzun tarama mesafesinin hataların artmasıyla sonuçlandığını bildirmiştir. Dahası çevre doku stabil olmasına rağmen, sabit bir anatomik işaretin bulunmaması sebebiyle ağız içi tarayıcı ile elde edilen görüntülerin birleştirilmesinin zor olduğu belirtilmiştir.

Flugge ve arkadaşlarının (171) yapmış olduğu çalışmada farklı direkt-dÖ sistemlerinin doğruluğunun incelenmesi amaçlanmıştır. Scan-postlar arasındaki

mesafe ve açılanmalar sırayla her bir ağız içi tarayıcı ile taranmıştır. Scan-postlarla ağız içi tarayıcı arasındaki mesafeye göre hassasiyet değerleri çeşitlilik göstermiştir. Scan-postlar arasındaki mesafenin artışıyla tarama verilerinin doğruluğunda azalma olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle farklı ağız içi tarayıcıların dişsiz alanlarda kullanımları hala sınırlı olmaya devam etmektedir. Tam dişsiz arka çoklu implant taraması yapıldığında, çenenin ilk çeyreği oldukça hassas bir şekilde taranmasına rağmen ikinci çeyreğe geçildiğinde doğruluğun anlamlı bir şekilde kötüleştiği bildirilmiştir.

i-SP'lerde kaydın doğruluğunu etkileyen faktörlerden biri olan implantların açılı yerleştirilmesi; yetersiz klinik muayene, planlama hatası veya hatalı yerleştirmelerden kaynaklanabileceği gibi günümüzde ileri cerrahi işlemlerine alternatif olarak da sunulmaktadır. gÖ sırasında ölçü maddesinin kaşıktan ayrılması veya kaşığın ağızdan çıkarılması sırasındaki deformasyonlar ağız içi tarayıcılarla engellenebilir (Şekil 2.16.).



**Şekil 2.16.** Üst çene tam ark rehabilitasyonunda diş destekli ve implant destekli protezler için dijital ölçü **A.** Scan-postun implanta bağlanmış görüntüsü 26 nolu implantın bukkale açılanması, **B.** direk-dÖ görüntüsü.

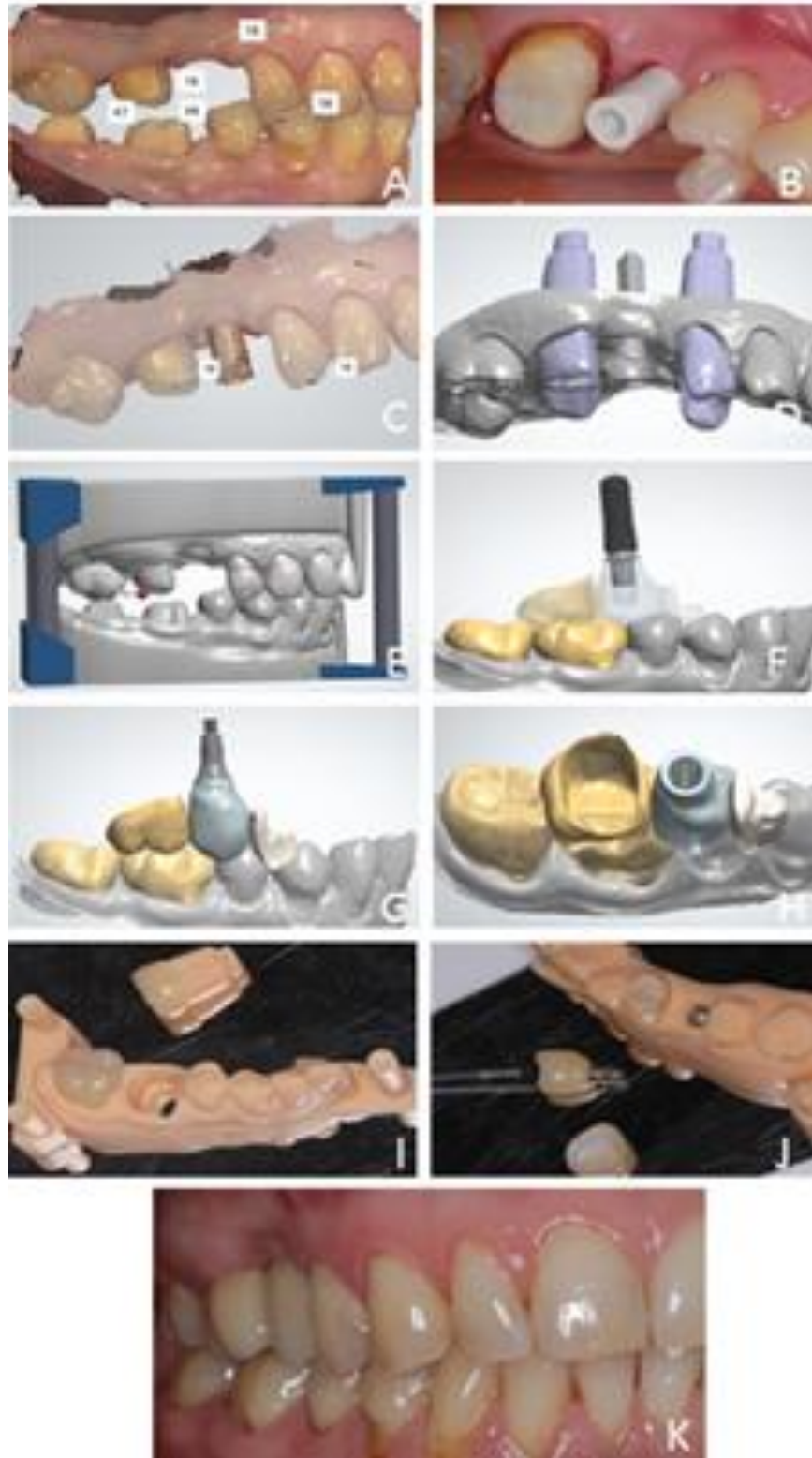
Papasrydakos ve arkadaşları tam dişsiz alt çenede direkt-dÖ ve gÖ'yü karşılaştırmıştır. Bunlara ilaveten implant açılanması veya bağlantı tipinin doğruluğu etkileyip etkilemediği de araştırılmıştır. Mandibular dişsiz modelde foramenler arasında beş adet implant bulunan modelde ortadaki üç implant birbirine paraleldir sol distal implant  $10^\circ$ , sağ distal implant ise  $15^\circ$  açı ile yerleştirilmiştir. gÖ'ler implant seviyesinde ve dayanak seviyesinde ölçü postları birbirine bağlanmış/ bağlanmamış olmak üzere dört şekilde alınmıştır. direkt-dÖ'ler implant seviyesinde

alınmıştır. Bu in-vitro çalışmanın sonuçlarına göre; direkt-dÖ'lerin doğruluğu tam dişsiz hastalarda gÖ'ler kadar doğru bulunmuştur. i-SP kayıtlarının doğruluğunun 15°'ye kadar olan açılanmalardan etkilenmediği bildirilmiştir. (172)

Gimenez ve arkadaşlarının (173) yaptığı in-vitro çalışmada klinisyenin tecrübesi, implantların açılması ve derinliği gibi klinik değişkenlerin dijital ölçü sisteminin doğruluğuna etkisi değerlendirilmiştir. Tam dişsiz maksiller model üzerine laterallere birbirine paralel 2 mm veya 4 mm subgingival implant, ikinci premolarlara biri distale diğeri meziale olacak şekilde 30° açılı implant ve ikinci molarlara birbirine paralel olmak üzere toplam altı implant yerleştirilmiştir. İki tecrübeli ve iki tecrübesiz klinisyen dijital tarama görüntülerini almıştır. Beş farklı implantlar arası mesafe hesaplanmıştır. Sonuçlara bakıldığında taramayı gerçekleştiren klinisyenin kaydın doğruluğunu etkilediği fakat tecrübeyle ilişkili olmadığı gözlenmiştir. İmplantların açılı olması dijital ölçü sisteminin doğruluğunu azaltmamıştır. Tarama mesafesinin tarayıcının doğruluğunu etkilediği ve tarama alanının uzunluğunun artmasıyla hata oranının attığı gözlenmiştir.

Hem i-SP hem d-SP ihtiyacı olan bir hastanın ağız içi tarayıcı ile kayıtları alınmış ve tam dijital iş-akışı ile hazırlanmış restorasyonların direkt-dÖ aşamasından bitime kadar hazırlık ve üretim aşamaları Şekil .2.17'de verilmiştir.





**Şekil 2.17.** Diş destekli ve implant destekli sabit protezler için dijital iş-akışında **A.** Ağzıçi dijital ölçüde kapanış görüntüsü, **B.** Orijinal scan-postun implanta bağlanmış görüntüsü, **C.** Ağzıçi tarama görüntüsü, **D.** Sanal implant analogunun pozisyonunun

belirlenmesi, **E.** Dijital modellerin sanal oklüzöre alınması, **F.** Sanal implant pozisyonuna göre seçilen titanyum tabanlı dayanak ve restorasyonların tasarımı, **G.** Restorasyonların bukkal görünümü, **H.** İç yüzeyleri, **I** ve **J.** 3-B'lu yazıcı ile üretilen dijital çalışma modelleri ve üretilen restorasyonların uyumunun model üzerinde kontrolü, **K.** Restorasyonların ağız içi görüntüsü.

## **2.4. Çalışma Modellerinin Hazırlanması**

Çalışma modelleri iki şekilde hazırlanabilir: gÖ'den elde edilen geleneksel çalışma modelleri ve dÖ ile alınan kayıtlardan oluşturulan dijital çalışma modelleri. Hazırlanan çalışma modelleri daimi ya da geçici protezlerin üretilmesi, tedavi planlaması ve hasta iletişimde kullanılabilir.(51) Dental modeller; dayanak dişler, implantlar, komşu dişler ve çevre dokuların tamamını kapsayan hasta ağzının bir kopyadır. Model materyallerinin; boyutsal doğruluk, kabul edilebilir detay kopyalama, yüzey sertliği, aşınma dayanımı, ölçü maddesi ile uyumluluğu, kullanım kolaylığı gibi özelliklere sahip olması gerekmektedir.(174,175)

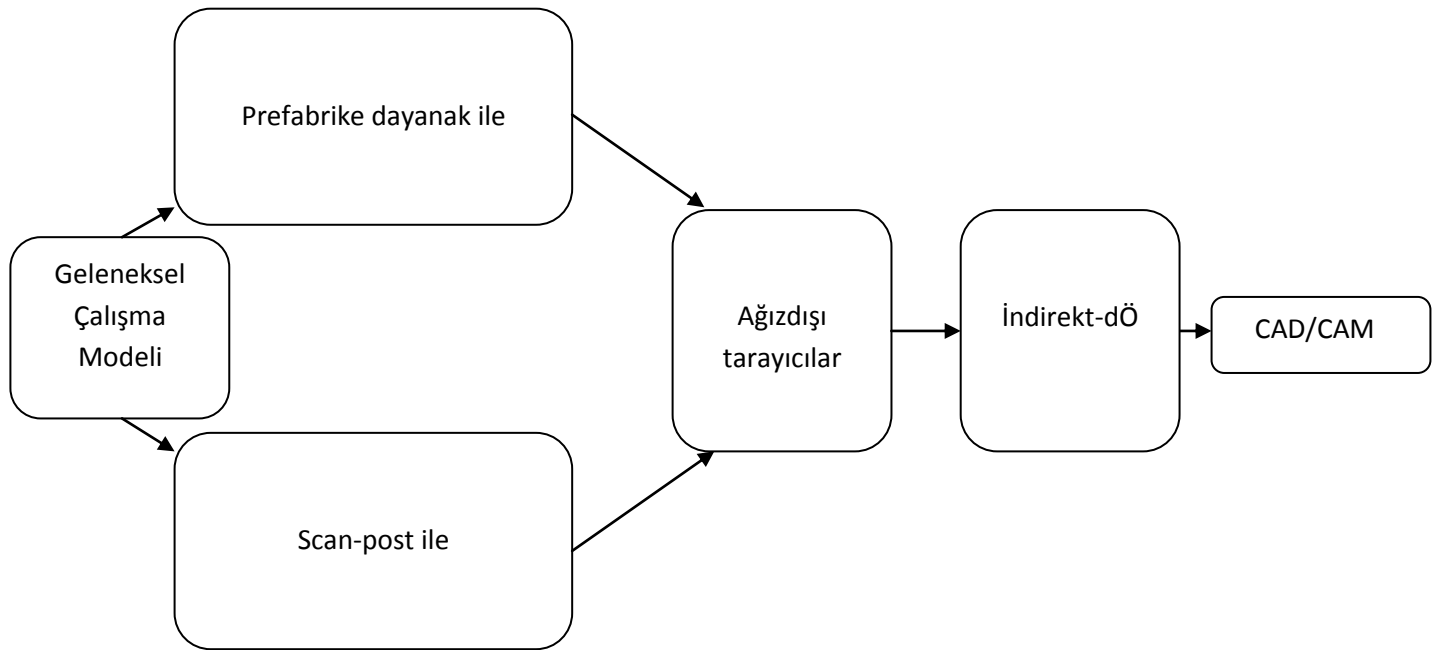
### **2.4.1. Geleneksel Çalışma Modelleri**

Alçı esaslı model materyalleri düşük detay kopyalama ve aşınma dayanımı özelliklerine rağmen, üstün boyutsal doğrulukları, düşük maliyetleri ve kullanım kolaylıkları nedeniyle en çok kullanılan model materyalleridir.(176) Günümüzde geleneksel çalışma modelleri hazırlanırken genellikle Tip IV alçı, Tip V alçı, rezinle güçlendirilmiş Tip IV alçı model materyalleri kullanılmaktadır. Birçok araştırmacı düşük temas açısına sahip ölçü maddeleriyle daha az hava kabarcığı içeren, daha başarılı alçı modellerin hazırlanabileceğini belirtmiştir.(58,177)

Genel olarak day materyalleri değerlendirildiğinde, düşük aşınma direnci (176), yetersiz gerilme dayanımı ve düşük detay kopyalama özelliklerine (178) sahip olsa da; düşük maliyet, kullanım kolaylığı, tüm ölçü maddeleri ile uyumluluğu ve tutarlı sonuçları sebebiyle Tip IV ve Tip V geliştirilmiş sert alçılar en sık kullanılan day materyalleridir.(176)

Çalışma modelleri restorasyonun indirekt olarak bitirilmesi için temel görevi görür. Modelin referans olarak alınması restorasyon uyumunun değerlendirilmesine imkan sağlar. Geleneksel çalışma modellerinin kullanım yerlerinden biri de ağız dışı

tarayıcılarla indirekt-DÖ elde edilmesidir. Böylece dijital iş-akışı klinik yerine ilk olarak laboratuvarında başlatılmış olur. d-SP'lerin çalışma modelleri ağız dışı tarayıcılar ile tarandıktan sonra direkt CAD/CAM ünitesine aktarılarak restorasyonların üretimi gerçekleştirilebilir. İmplant destekli restorasyonların yapımında hazırlanan implant çalışma modelinden dijital veri hem prefabrike dayanaklardan prepera diş gibi hem de implant analogları üzerine yerleştirilen scan-postların ağız dışı tarayıcılarla alınmasıyla mümkündür.(Şekil 2.18.) Scan-postlarla birlikte taramanın avantajı kişisel dayanakların üretimini sağlamasıdır.



**Şekil 2.18.** Geleneksel çalışma modelinden indirekt implant ölçüsünün alınması.

#### 2.4.2. Dijital Çalışma Modelleri

Dijital çalışma modellerinin üretimi iki şekilde yapılabilir. Hem CAD/CAM frezeleme yoluyla hem de 3-B'lu yazıcılar kullanılarak poliüretan çalışma modelleri üretilebilir. Frezeleme ile üretilen modeller daha büyük bir materyalden eksiltilerek elde edilir. Frezeleme sistemi kullanılarak 3-B'lu model üretmek için dijital kayıt sistemi ve bilgisayar kontrollü frezeleme cihazları birlikte kullanılır. 3-B'lu yazıcılarla ise tabaka tabaka ekleme yapılarak katı çalışma modelleri elde edilir.

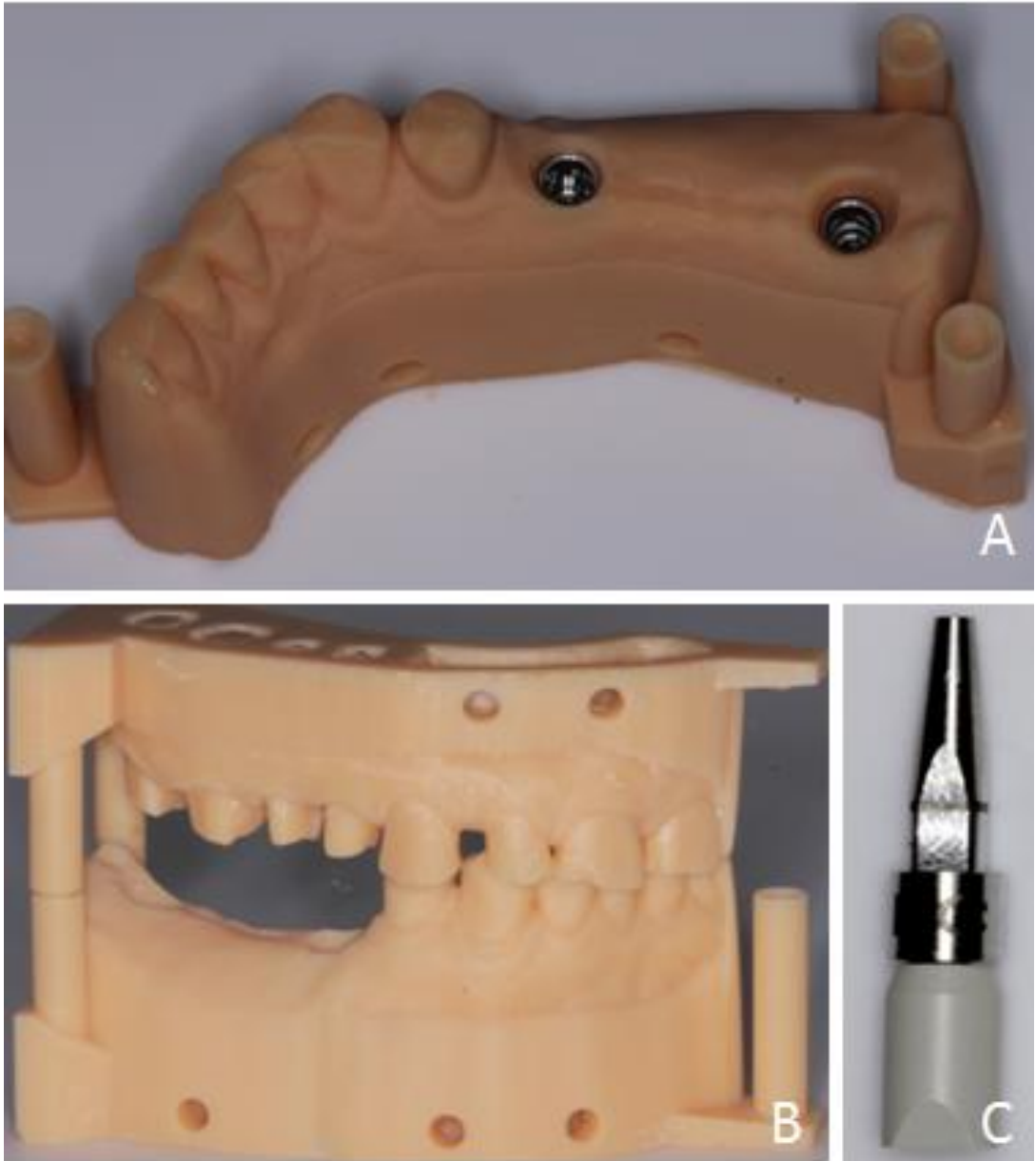
Hasta ağızının bir duplikatı olan poliüretan çalışma modelleri oldukça sert, hafif ve abrazyona karşı dirençlidir.(179)

Dijital iş-akışının ilk aşaması klinikte başlayan d-SP'lerin kayıtları ağız içi tarayıcılarla elde edilir. d-SP'lerin yapımı için üretilen poliüretan modellerde geleneksel daylı modellerde olduğu gibi prepare dişler vertikal olarak hareketlidir. Bu özellikleri laboratuvar aşamaları sırasında kolaylık sağlar (Şekil 2.19.).



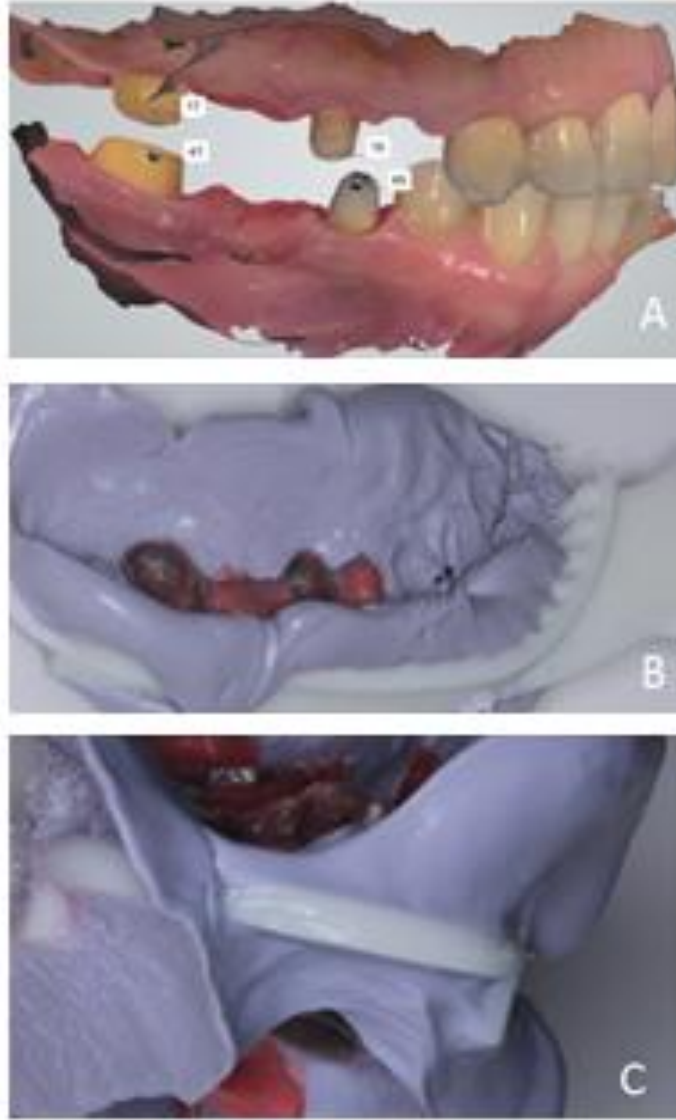
**Şekil 2.19.** Diş destekli sabit protez yapımı için 3-B'lu yazıcı ile hazırlanan dijital çalışma modeli.

direkt-dÖ yöntemi ile scan-postlarla tarama görüntüleri elde edilen implantların kayıtları da dijital olarak laboratuvara gönderilir. Laboratuvara gelen dosyalar kurulumla ilgili olarak dijital ortamda gelen kutusundan kabul edilir. Dijital implant analoglarının boyutu ve konumları kullanılan scan postların pozisyonları aracılığıyla çalışma modeli içine sanal olarak konumlandırılır. Model hazırlıkları tamamlandıktan sonra frezeleme veya 3-B'lu yazıcılar aracılığıyla çalışma modelleri üretilir. Üretilen çalışma modellerinde kullanılan scan-postla uyumlu dijital implant analogları manuel olarak çalışma modeline yerleştirilir (Şekil 2.20.).



**Şekil 2.20.** i-SP yapımı için 3-B'ly yazıcı ile hazırlanan dijital çalışma modelinin **A.** Dijital implant analogları yerleştirilmiş görüntüsü, **B.** Dijital çalışma modellerinin artikülasyon görüntüsü, **C.** Orijinal scan-post ile dijital implant analogunun birleştirilmiş görüntüsü.

Tam dijital iş-akışı için ilk olarak klinikte ağız içi tarayıcı ile alınan kayıtlardan üretilen restorasyon alt yapılarında veneerleme için model elde edilmesi gerekebilir. Bunun için restorasyonlar ağza yerleştirildikten sonra çift ark ölçü yöntemi ile kayıtlar alınabilir. Böylece hem kapanış elde edilir hem de model üretimi için alt ve üst çenenin geleneksel çalışma modelleri üretilebilir (Şekil 2.21.).



**Şekil 2.21.** A. d-SP rehabilitasyonu için ağız içi bir tarayıcı ile alınmış kayıtların kapanış görüntüsü B. Geleneksel çalışma modeli hazırlanması için dijital olarak üretilen metal alt yapıların çift ark ölçü yöntemi ile kayıtlarının alınması, C. Aynı zamanda kapanışın da elde edilmesi.

i-SP için CAD/CAM ile frezelenmiş poliüretan modeller ve implant seviyesinde dijital veri elde edilmesi birkaç klinik çalışmada tarif edilmiş olmasına rağmen(147,165), dijital iş-akşının doğruluğunun kapsamlı bir şekilde incelenebilmesi için ek çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Lin ve arkadaşlarının yaptığı in-vitro çalışmada paralel veya farklı açılarda yerleştirilen implantlarda geleneksel ve dijital yöntemlerle hazırlanan çalışma modellerinin doğruluğu karşılaştırılmıştır.(180) Geleneksel çalışma modelleri Tip IV alçı ile hazırlanmıştır. Dijital modeller ağız içi tarayıcısı ile poliüretan modellerden

CAD/CAM frezeleme yöntemiyle üretilmiştir. İmplantlar arasındaki açılanma miktarı geleneksel çalışma modellerinin doğruluğunu etkilememiş ancak frezelenerek üretilen dijital modelleri etkilemiştir. 0° ve 15°'lik açılanmalarda dijital yöntem istatistiksel olarak anlamlı bulunarak daha az doğruluk göstermiştir. 30° ve 45°'lik açılanmalarda ise frezeleme ile üretilen dijital çalışma modelleri ya fark göstermemiş ya da geleneksel çalışma modelleri ile kenar farkları göstermiştir.

## 2.5. Çalışmada Kullanılan Ağızıçi Tarayıcı

Çalışmada direkt-dÖ'ler elde edilirken TRIOS3, 3Shape (TRIOS3, 3Shape, Kopenhag, Danimarka ) ağızıçi tarayıcısı kullanılmıştır. 3Shape ilk olarak Danimarka Teknik Üniversitesi ve Kopenhag İşletme Fakültesi'nden Tais Clausen ve Nikolaj Deichmann adında iki genç ve yetenekli lisans öğrencisi tarafından 2000 yılında ortaya çıkmıştır. Clausen'in o yıllarda çığır açan 3-B'lu tarama teknolojisi üzerine tamamlamakta olduğu bir tez çalışması mevcutken, Deichmann ise finans ve ekonomi üzerine yüksek lisansını bitirmek üzeredir. McKinsey tarafından düzenlenen ve ikinci olarak bitirdikleri prestijli 'Venture Cup' iş planı yarışmasına katılmak için bu ikili tüm bilgilerini birleştirmiştir. Yarışma boyunca, teknolojinin nasıl ticari hale getirilebileceğini sürekli tartışan ikili sonunda 3Shape'i başlatma fikrine ortak olmuştur.

Başlangıçta işitme cihazı endüstrisine, kulaklıklar için kalite kontrol sistemi geliştirme fikriyle yaklaşmışlardır. Dental restorasyonlara benzer şekilde, işitme cihazlarının da hastanın işitme kanalına özel olarak uyumu gereklidir ve bunun için geleneksel yollarla kulağın kaydını almak zaman alıcıdır. Kalite kontrol yerine, işitme cihazlarının üretimini tamamen dijital bir iş-akışına dönüştürmek için birkaç saat harcanan analog bir süreçten tamamen dijitalle çevirmeye karar vermişlerdir. Bugün, tüm işitme cihazlarının yaklaşık %90'ı 3Shape teknolojisi kullanılarak üretilmektedir.

Sistemi bir işitme cihazı üreticisi için geliştirmişlerdir ancak teknolojiyi kullanabilme hakları kendilerinde kalmıştır. Clausen ve Deichmann 3-B'lu tarama teknolojisinin potansiyelinin farkındadırlar, bu nedenle üretim süreçleri işitme cihazı endüstrisine benzeyen dental laboratuvarlarla da yakından ilgilenmişlerdir. Bu

yüzden daha sonra çok sayıda dental laboratuvara gidip zirkonya altyapıları üretmek için daha iyi bir yol bulmak yerine gereken aşamaları nasıl optimize edebileceklerini anlamaya çalışmışlardır. Deichmann; piyasadaki mevcut tarama sistemlerinin bir analizini yaptıklarını, sevdikleri ve sevmedikleri özellikleri tanımladıklarını dile getirmiştir. Tüm avantajları birleştiren ve mevcut sistemlerin tüm dezavantajlarını ortadan kaldıran bir sistem yapmak istediklerini belirtmiştir. Çözümün gerçekten daha hızlı, daha kolay, daha doğru ve daha güvenilir olması gerektiğine inanmışlardır.

2004'te 3Shape, ilk olarak ağız dışı tarayıcılarla başlayan bu teknolojiyle ilgilenen klinisyenlerin artan taleplerini alarak ağız içi tarayıcıları geliştirmiştir. Açık bir sisteme sahip olan 3Shape, klinisyenlere tarayıcı verilerini doğrudan seçtikleri laboratuvara dijital yolla gönderilmesini sağlar ve teknisyen 3Shape sistem yazılımı veya yazılımlara uygun diğer bir ara birimi kullanarak restorasyon hazırlıklarına hemen başlayabilir.(181)

TRIOS ağız içi tarayıcı sistemleri çok hızlı optik bölümlere ayırma ve konfokal mikroskopi ilkesine ağırlık verir (Şekil 2.22.). Farklı pozisyonlardan iki boyutlu görüntüleri kesintisiz yakalar ve üç boyutlu bir yüzey oluşturur. Süratli tarama hızı, saniyede 3000' e kadar görüntü yakalama özelliği, tarayıcı ucu ve dişler arasındaki hareketin göreceli etkisini azaltır. Bu tarama hızı geleneksel bir video kameradan 100 kat daha hızlıdır. Işık kaynağı nesne üzerinde ışık salınımına sebep olmak için aydınlanmayı sağlar. Son sürümü renkleri yakalar ve kontrast pudra kullanımı gerektirmez. Ayrıca ağız içi tarayıcı kablosuz hale getirilmiştir. (Şekil 2.23.) TRIOS ağız içi tarayıcının dikkat çeken özellikleri sprey veya pudra uygulamak zorunda kalınmaması ve tarama hassasiyetini bozmayan kolay, hızlı ve hasta açısından daha rahat bir tarama işlemi yapılmasıdır. Bunlara ek olarak metal, yarı şeffaf malzeme ve cilt gibi yüzeyleri tarayabilir. TRIOS yazılımı ayrıca hastalar hala koltuktayken teknisyenin hazırladığı veriyi görsel olarak gösterebilme imkanına sahiptir özellikle anterior estetik vakalarda çok faydalıdır. Klinisyenlere geniş bir endikasyon aralığı sunar. Dijital veriler kontrol edilebilir ve çok az yer kapladığı için istenildiği zaman kullanılabilir. 3Shape'in gerçek görüntü kalitesi sayesinde teknisyenler; hastanın yüzünü ve 3-B'lu olarak tasarlanan dişlerini bir araya getirerek hasta vakalarının fotoğraf gerçekliğine yakın görüntülerini oluşturabilirler. Laboratuvarların güçlü bir



iletişim aracına sahip olmasını sağlayan bu özellik, aynı zamanda teknisyenlerin optimal bir estetiğe sahip anterior restorasyonları tasarlamalarını da kolaylaştırır. Bunlara ek olarak ağız içi tarayıcıların klinik kullanımlarını yaygınlaştırabilmek adına dijital veri kaydının kalitesinden ödün vermeden klinisyenlere farklı seçenekler sunarak daha ekonomik paketler sunulmaktadır.



**Şekil 2.22.** TRIOS3 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) renkli, ağız içi tarayıcı.



**Şekil 2.23.** TRIOS3'ün (3Shape, Kopenhag, Danimarka) en son geliştirilen kablosuz ağız içi tarayıcı versiyonu.

## 2.6. Kalite Kontrol Yöntemleri

Kalite kontrol üretimle ilgili tüm değişkenlerin kalitesinin gözden geçirildiği bir süreçtir. Standartları karşılamak için yapılan süreç idaresi anlamında da kullanılır. Buna göre kalite kontrol, kalite etkinliğini azaltacak durumlara karşı tedbir olarak kaliteye hakim olma anlamına gelir. Doğruluk cismin gerçek boyutlarına olan yakınlığı olarak tanımlanır. Daha önce yayınlanan çalışmalarda dental çalışma

modellerinin doğruluğunu incelemek için doğrusal uzaklık ölçümleri kullanılmıştır (182-184), ancak bu yöntem belirgin referans noktalarının eksikliği ve tekrarlanabilir referans noktalarının ölçüm yetersizliği ile sınırlıdır. Dental modellerin incelenmesi için kullanılan bir diğer yöntem yüksek doğrulukla yüzey noktalarını ölçen koordinat ölçüm cihazlarıdır (=Coordinate Measuring Mashine, CMM). (185) CMM ölçümleri interproksimal alan ve fissür gibi yerlerde tarama yapamaması, test edilen nesnenin geometrik boyutu ve şeklinden dolayı sınırlıdır. Bu ölçümlerin de sınırlamaları değerlendirildiğinde daha farklı bir yaklaşım geliştirilmiştir. Çalışma modellerinin doğruluğunu karşılaştırmak için referans bir tarayıcı ile elde edilen tarama görüntüleri birbiri üstüne süperpoze edilir. Her bir iş-akışından (geleneksel ve dijital) elde edilen çalışma modelleri ana modelle karşılaştırılır ve bu kullanılan yazılım programı ile mümkün olur. (143)

### 2.6.1.Ko-ordinat Ölçüm Cihazı (CMM)

CMM 3-B'lu ölçümleri analog olarak gerçekleştiren en pratik ve bilinen cihazlardır (Şekil 2.24.).



**Şekil 2. 24.** Bir ko-ordinat ölçüm cihazı görüntüsü ve kontrol ünitesi.

CMM ilk olarak 1950'de İskoçya'da Ferranti firması tarafından geliştirilmiştir. 1960'lı yılların ortalarında Avrupa ülkeleri, ABD ve Japonya'dan birçok CMM üreticisiyle hızla gelişmiştir. 3-B'lu ölçüm metodolojisi, endüstrinin hemen hemen her sektörde uygulama alanına sahiptir. Özellikle üretim teknolojilerinde üretilen parçaların son kontrollerinin yapılmasında çok önemlidir. CMM; X, Y ve Z koordinat eksenlerinde çalışır, parça boyutlarını bu koordinatlar ile eşleştirir ya da karşılaştırarak ölçümlerini gerçekleştirir. En önemli özelliği ise, elde edilen ölçüm bilgileri ile ölçümü yapılan bir parçanın tüm katı modelinin ko-ordinatlarının çıkarılıp, olması gereken ölçüm değerleri ile kontrolünün yapılabilmesidir. Özellikle tersine mühendislik uygulamaları için son derece başarılıdır.

CMM farklı boyutlardaki ölçme problemlerini hareket ettirerek, ölçülen parça üzerindeki uzaysal ko-ordinatları belirler. Temel olarak, gövde, kayıt, kızaklar, kontrol ünitesi, servo motorlar, elektronik cetveller, problama sistemi, yazılım, bilgisayar donanımı gibi ana bileşenlerden oluşmaktadır. Kullanım alanlarına göre farklı tipleri olan CMM cihazları mevcuttur.

Toplanan ko-ordinat verileri yazılım ile anlamlı hale getirilir. Kısaca, yazılım, parça üzerinde alınan verileri matematiksel model çerçevesinde analiz edip kalite kontrolünü yaparak, grafiksel ve yazılı olarak rapor alınmasını sağlamaktadır. Bu esnada, cihaza ait tüm düzeltmeler (cihazın daha önce yapılmış kalibrasyonu neticesindeki) ve parça için gerekli düzeltmeler (sıcaklık, sıcaklıkla uzama katsayısı vs.) yazılım tarafından yapılır. İleri seviye bir ko-ordinat ölçme yazılımı, standart tüm geometrik toleranslandırmaları içermekte olup, tarama, tersine mühendislik yapabilme, grafiksel raporlama yapma yeteneklerine sahiptir. Özellikle belli bir geometrik özelliğe sahip olmayan parçalar gibi ileri seviye ölçme yapan yazılımlar, mevcut sistemlere adapte edilebilmektedir.

CMM, dental kayıt yöntemlerinin kıyaslanabilmesi için literatürde yer alan araştırmaların çoğunda sıklıkla kullanılmıştır. (114,119,186-188)

### **2.6.2. Üç Boyutlu Lazer Tarama Sistemleri**

3-B'lu lazer tarayıcılar ölçüm için bulunduğu pozisyondan gönderdiği lazer ışınlarıyla cisimleri çok sık aralıklarda ko-ordinatlı nokta kümeleri halinde bilgisayar

ortamına aktaran, gelişmiş teknolojiye sahip ko-ordinat ölçüm cihazlarıdır (Şekil 2.25.). X, Y ve Z değerleri ile ifade edilen milyonlarca noktadan oluşan veri yapısı aynı zamanda renklerle de ifade edilerek yüksek hassasiyete sahiptir. 3-B'lu tarayıcılar günümüzde jeomühendislik, mimari, tıp, mekanik, kültürel mirasın korunması ve restorasyonunda kullanılmaktadır. Obje yüzeyi birkaç dakika içerisinde milyonlarca 3-B'lu ko-ordinat ile tanımlanabilmektedir. Lazer tarama ile 3-B'lu noktaların doğrudan elde edilmesi, düzensiz yapıdaki objelerin tanımlanmasında oldukça etkili olması ve sonuçların kısa sürede elde edilmesi en önemli avantajlarından. Donanımına bağlı olarak mesafe sınırlaması, görüntü maliyetinin yüksek olması ve objeye ait nitelik verilerinin elde edilememesi başlıca dezavantajlar olarak sıralanabilir.(189) Lazer tarayıcı çalıştırıldığında ölçülen noktalar dahili bir ko-ordinat sisteminde tanımlanır. Kontrol noktaları yardımıyla bu ko-ordinatlar istenilen bir ko-ordinat sistemine dönüştürülebilmektedir. Obje, yüzeyinin tam olarak tanımlanabilmesi için genellikle farklı noktalardan taranır.(190)



**Şekil 2.25.** Bir 3-B'lu lazer tarama cihazı görüntüsü.

3-B'lu Lazer tarama yönteminin avantajları;

- Hızlı ve obje ile temas kurmadan ölçme
- Aynı ölçme alanı için daha fazla veri toplama

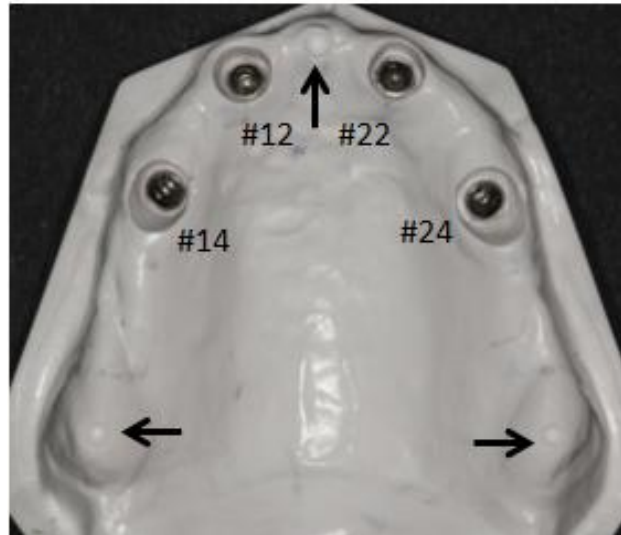
- Lazer ölçülerinin var olan başka tür ölçülerle kolayca entegrasyonu
- Daha güvenli veri toplama imkanı
- Gerçek renkli görüntü üretebilme
- Ölçme alanının belirli periyotlarda tamamen ölçülebilmesi olarak sıralanabilir.(191)

Literatürde dental kayıtları karşılaştıran ve preparasyonla üretilen restorasyon arasındaki uyumu kontrol eden çalışmalarda lazer tarama yöntemi de kullanılmaktadır. (88,192)

### 3. MATERYAL VE YÖNTEM

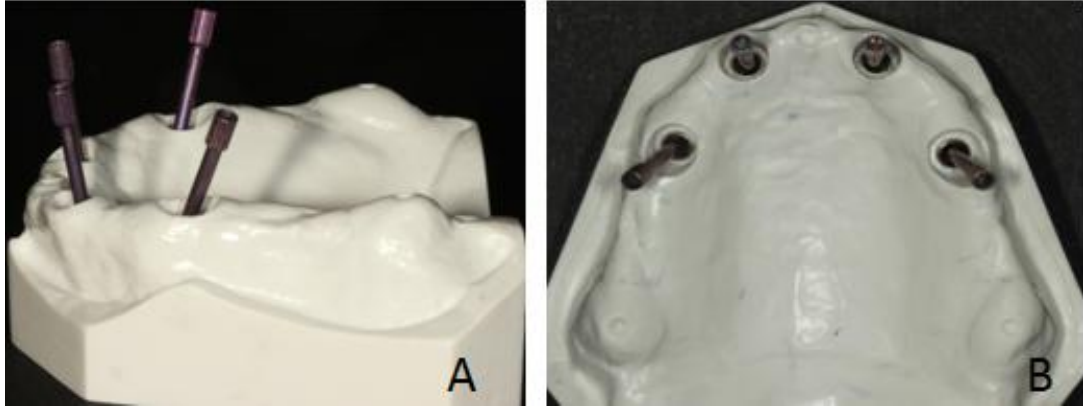
Bu çalışmada tam dişsiz üst çeneyi taklit eden, dört adet kemik seviyesi implant (021.4410, Ø4,1mm x10mm, Straumann, Basel, İsviçre ) bulunan 420.0002 referans numaralı Straumann JH671 eğitim modeli ana model olarak kullanıldı (Resim 3.1). Dört adet implant destekli tam ark tek parça vida tutuculu sabit protez yapımı için gÖ ve direkt-dÖ yöntemi kullanılarak iki farklı şekilde kayıtlar alındı. Elde edilen kayıtlardan hazırlanan çalışma modellerinde implantların pozisyonel kaydının kıyaslanması amaçlandı.

İmplantlar ana modelde 14, 12, 22 ve 24 nolu dişlerin konumlarında bulunmaktadır (Şekil 3.1.).



**Şekil 3.1.** Ana modeldeki 4 adet kemik seviyesi implantın pozisyonları ve belirlenen üç adet referans yuvası gösterilmiştir.

12 ve 22 nolu implantlar frontal düzleme göre birbirine paralel bir şekilde bulunmaktadır. 14 ve 24 nolu implantlar ise sagittal düzleme göre sinüslerden uzaklaşmak için apikalleri meziale doğru pozisyonlandırılmış şekilde bulunmaktadır (Şekil 3.2).



**Şekil 3.2.** 14 ve 24 nolu implant akslarının meziale doğru açlandırılmış görüntüsü **A.**Sagittal ve **B.** Okluzal görüntü.

Çalışma sonuçlarının karşılaştırılabilmesi için kayıt işlemlerine geçilmeden önce iki adet tüber bölgesinde, bir adet de insiziv papilde olmak üzere rond frezle toplam üç adet yuva açılarak ana model modifiye edildi. ( Bkz. Resim 3.1.) Bu yuvalar ana modelle test modellerinin kıyaslanabilmesi sırasında referans yerleri olarak kullanıldı.

### **3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması**

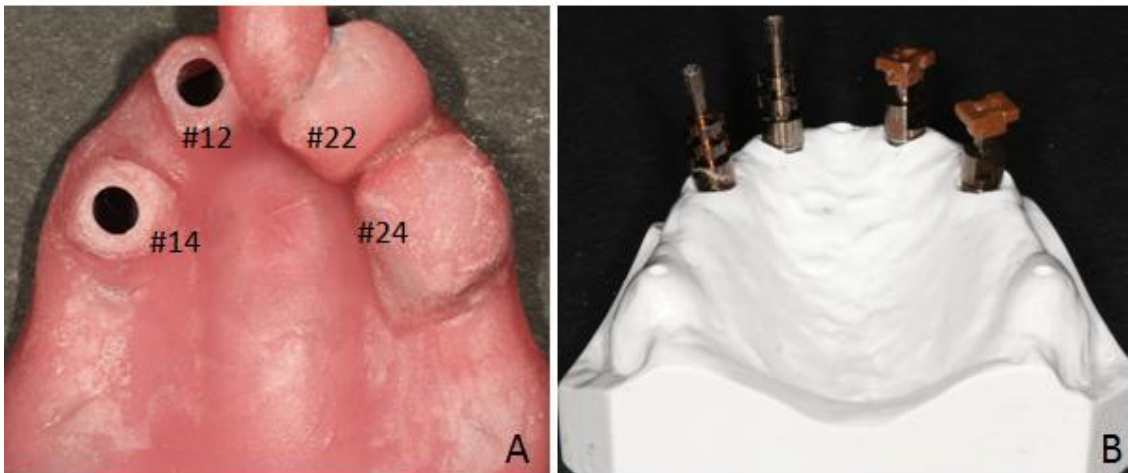
#### **3.1.1. Elastomerik Ölçü Yöntemi ile Geleneksel Ölçü**

Kayıtların daha güvenli bir şekilde alınabilmesi için implant seviyesinde ölçü yerine gÖ'ler dayanak seviyesinde alındı. 12 ve 22 nolu implantlara vida tutuculu düz dayanaklar (022.4746P, Ø4,6mm x 2,5mm, Institut Straumann AG), 14 ve 24 nolu implantlara vida tutuculu açılı (022.4747P, Ø4,6mm x 2,5mm, Institut Straumann AG ) dayanaklar yerleştirildi (Şekil 3.3.).



**Şekil 3.3.** **A.** 14 nolu implantın açısını gÖ'de düzeltilmesi için açılı dayanağın yerleştirilmiş hali, **B.** Solda 14 nolu implantın düzeltilmiş açısının görüntüsü, sağda dayanaklar konmamış ve düzeltilmemiş implant aksının görüntüsü.

Bu şekilde farklı açılardaki implantların kayıtları daha güvenilir hale getirildi ve farklı açılardaki implantlardan daha rahat bir şekilde ölçü alındı. Bilinen yöntemlerle hazırlanan kişisel ölçü kaşıkları, hem açık kaşık ölçü yöntemini (gÖ-açık) hem de kapalı kaşık ölçü yöntemini (gÖ-kapalı) aynı şartlar altında uygulayabilmek için modifiye edildi ve ana model üzerinden her iki yöntemle aynı anda ölçü alındı. Kişisel kaşıkta 12 ve 14 nolu implantların üstü vida erişimi için açıldı. 22 ve 24 nolu implantların üstü kapalı şekilde hazırlandı (Şekil 3.4.). Kişisel ölçü kaşığının doğru konumlanması ve tekrarlanabilirliğinin sağlanabilmesi için biri anterior ikisi posteriorda karşılıklı olacak şekilde üç adet durdurucu hazırlandı.





**Şekil 3.4. A.** gÖ yöntemi için hazırlanan kaşığın görüntüsü, 12 ve 14 nolu implant bölgesi açık kaşık ölçü postuna ulaşım için açık, 22 ve 24 nolu implant bölgeleri kapalı kaşık ölçü yöntemi için kapalı şekilde hazırlandı. **B.** Hazırlanan kaşığa göre yerleştirilen ölçü postları.

gÖ yönteminde 12 ve 14 nolu implantlara dayanak seviyesinde kayıt almak için gerekli olan açık kaşık ölçü postları (025.2244, Institut Straumann AG) yerleştirildi. 22 ve 24 nolu implantlara ise yine dayanak seviyesinde kapalı kaşık ölçü postları (025.2246, Institut Straumann AG) yerleştirilip üzerlerine plastik kapakları takıldı.

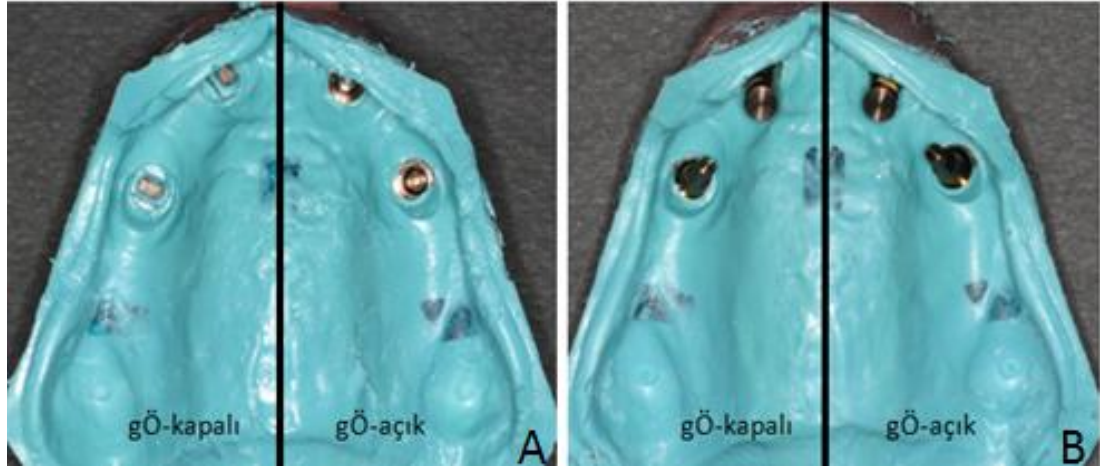
Kayıtlar alınmadan önce model vazelin ile iyice izole edildi. Orta kıvamlı polieter ölçü maddesi (3M ESPE, Monophase, Seefeld, Almanya ) otomatik karıştırıcı ile hazırlandı ve ilk olarak şırınga (Elastomeric syringe, 3M ESPE, Seefeld, Almanya ) yardımıyla ölçü postlarının üzerine uygulandı, eş zamanlı kaşığa yüklenerek standart bir şekilde parmak basıncıyla gÖ'ler alındı. 12 ve 14 nolu ölçü postlarının üzerinden taşan ölçü maddesi sertleşmeden uzaklaştırıldı ve vidalar açığa çıkarıldı (Şekil 3.5.).



**Şekil 3.5.** Tamamlanmış bir gÖ'nün görüntüsü.

Ölçü maddesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra 12 ve 14 nolu implantlardaki ölçü postlarının vidaları gevşetildi ve ölçü dikkatli bir şekilde çıkartıldı. Eksik veya hatalı bir yer olup olmadığı incelendi. Daha sonra açık kaşık ölçü yöntemi ile alınan 12 nolu ölçü postu düz implant analoğu (023.4756, Institut Straumann AG) ve 14 nolu ölçü postu açılı implant analoğu (023.4757, Institut

Straumann AG,) kullanılarak alınan kayıt üzerinde birleştirildi. Kapalı kaşık ölçü yönteminin kullanıldığı 22 nolu ölçü postu düz implant analoğu (023.4756, Institut Straumann AG) ve 24 nolu ölçü postu açılı implant analoğu (023.4757, Institut Straumann AG) ile kayıt dışında birleştirilip ölçü içerisindeki negatifine uygun olarak yerleştirildi (Şekil 3.6.).



**Şekil 3.6. A.** Tamamlanan gÖ'nün doku yüzeyinde ölçü postlarının görüntüsü, **B.** İmplant analoglarının ölçü içerisine yerleştirilmiş görüntüsü.

Modeller Tip 4 sert alçı (Heraeus Kulzer, Moldano, Hanau, Almanya ) ile firma önerilerine uygun bir şekilde vakumlu karıştırma cihazı (Bego Motova SC, Bremen, Almanya) ile karıştırılıp, vibratör (Vibratore Shaker 6, Carlo Degiorgi, Milano, İtalya ) yardımıyla döküldü.

Toplam dört adet geleneksel çalışma modeli oluşturuldu (Şekil 3.7.). Sonuç olarak toplamda sekiz implantın kaydı açık kaşık ölçü yöntemi ile diğer sekiz implantın kaydı da kapalı kaşık ölçü yöntemiyle elde edildi. Bunlardan sekizi düz implant, diğer sekizi ise açılı implantlardır ( Bkz. Tablo 3.1.).



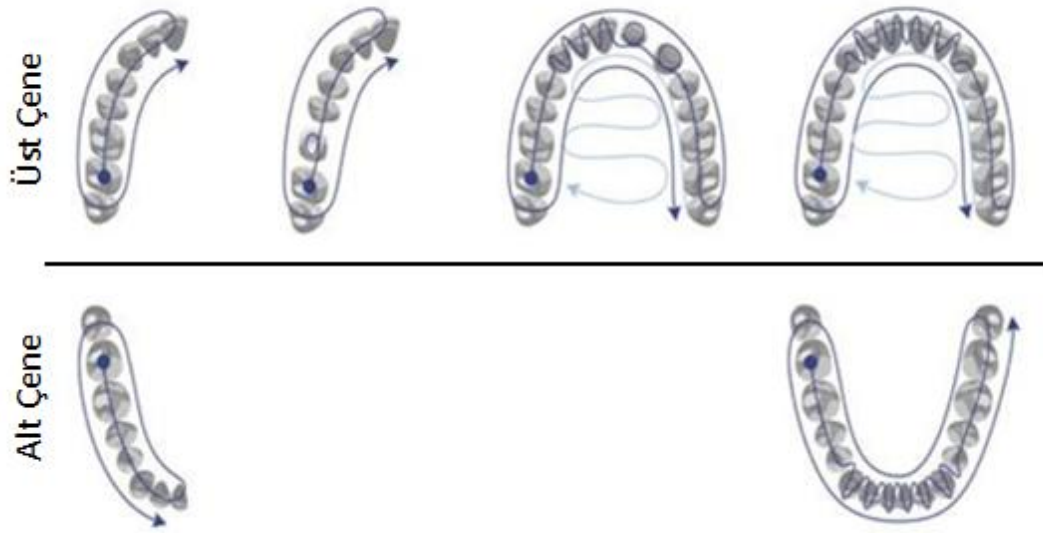
**Şekil 3.7.** 14 ve 12 nolu implantlar açık kaşık, 22 ve 24 nolu implantlar kapalı kaşık ölçü yöntemiyle dayanak seviyesinde tamamlanan gÖ'den hazırlanan geleneksel bir çalışma modeli. **A.** Okluzal, **B.** Sagittal görüntüsü.

### 3.1.2. Ağızıçi Dijital Direkt Ölçü Yöntemi ile Dijital Ölçü

direkt-dÖ'lerde implant seviyesinde dijital ölçü alınmasına izin veren ağızıçi tarayıcısı (TRIOS3, 3Shape, Kopenhag, Danimarka) kullanıldı. gÖ'lerde kullanılan ölçü postları yerine direkt-dÖ'lerde scan-postlar kullanıldı. Orijinal ve orijinal olmayan scan-postlar ile aynı model üzerinde dÖ işlemleri yapıldı. 12 ve 14 nolu implantlara orijinal scan-post (dÖ-orijinal), 22 ve 24 nolu implantlara orijinal olmayan iki farklı scan-post (dÖ-eşdeğer I, II) kullanıldı. Dijital ölçülerde bir orijinal scan-post, iki orijinal olmayan scan-post olmak üzere toplamda üç farklı scan-post kullanıldı.

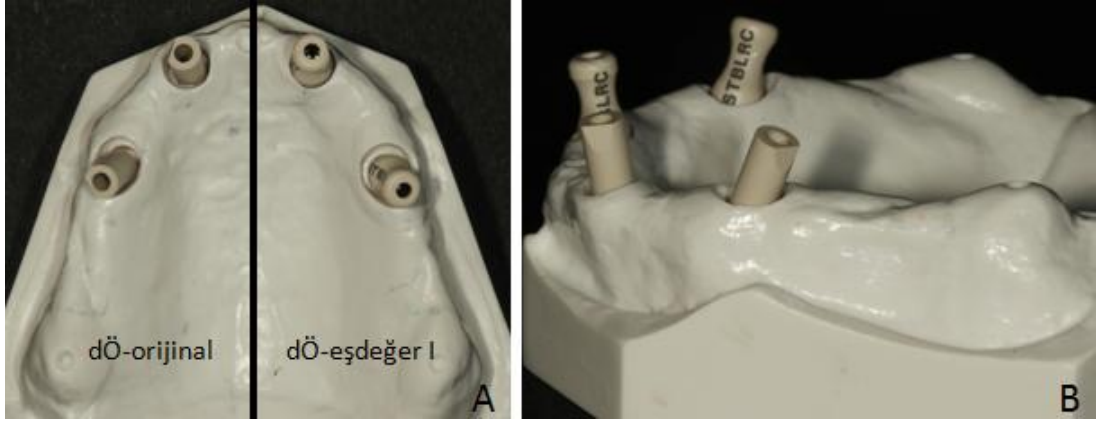
3Shape ağızıçi tarayıcısı ile taramaya başlamadan önce 'Add Patient' dosyası seçilerek her yeni kayıt işlemi için kimlik bilgileri kısmı dolduruldu. Daha sonra 'Order Form' sayfasına gelinerek endikasyon seçeneği implant olarak işaretlendi. Bu sayfada doldurulması gereken kısımlarda; implant dayanak bağlantı tipi regular CrossFit (RC), implant firması Straumann, dayanak materyal seçeneği titanyum, kullanılan implant sistemi olarak da kemik seviyesi implant seçildi. Daha sonra aynı sayfa üzerinde elde edilen dijital kayıtların gönderileceği laboratuvar da seçildi. Son olarak implantların numaraları 12, 14, 22 ve 24 olarak belirlendi. Başlangıç prosedürü tamamlandıktan sonra 'Scan page' uygulamasına geçerek ilk önce scan-

postlar olmadan model yalın haliyle firmanın tam dişsiz üst çeneye tavsiye edilen tarama protokolüne uygun olarak gerçekleştirildi. Önce okluzal yüzeyden başlandı ve okluzyon boyunca devam ettirildi, oradan 45-90°'lik bir açı ile bukkale dönüldü bu yüzey de tamamlandıktan sonra palatinala geçilerek tarama işlemi tamamlandı. Hata oluşmaması için görüntülerin üst üste gelmemesine dikkat edildi. 3Shape TRIOS ağız içi tarayıcıya ait tarama protokolleri Şekil 3. 8. 'de sunulmuştur.



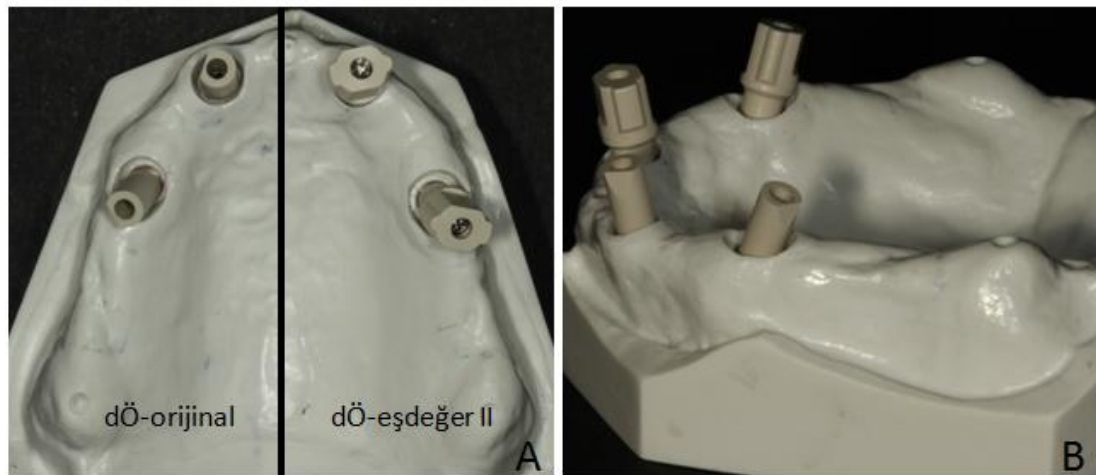
**Şekil 3.8.** Üretici firmanın önerdiği üst çene ve alt çene için, yarım ve tam çene tarama protokolleri.

Tarama işleminden sonra implantların lokalizasyonları işaretlendi. Scan-postun geleceği alan sistem tarafından otomatik olarak kaldırıldı. Scan-postlar ana model üzerine üretici önerilerine uyularak 10 N/cm ile torklandı. İkinci taramada sadece scan-postlar tarandı. 12 ve 14 nolu implantlara orijinal scan-post (025.4915, Straumann, Basel, İsviçre), 22 ve 24 nolu implantlara orijinal olmayan scan-post (CAD-SBSBLRC, Biodenta, Berneck, İsviçre ) yerleştirildi (Şekil 3.9.).



**Şekil 3.9.** Orijinal scan-postun (Institut Straumann AG, İsviçre) 12 ve 14 nolu implantlara bağlanmış görüntüsü (sol), orijinal olmayan scan-postun (Biodenta Swiss AG, İsviçre) 22 ve 24 nolu implantlara bağlanmış görüntüsü (sağ). **A.** Okluzal görüntü, **B.** Sagittal görüntü.

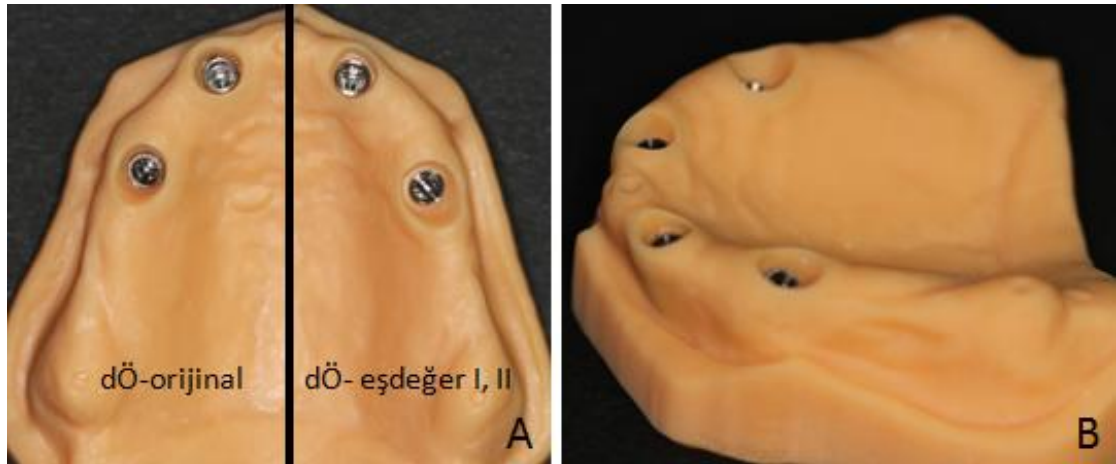
Sistemin 3-B'lu yapıyı tanınması için tarama işlemine scan-posttan yaklaşık bir veya iki diş mesafesi uzağından başlandı. Daha sonra elde edilen iki tarama görüntüsü sistem tarafından birleştirildi. İkinci direkt-dÖ grubunda farklı olarak sadece 22 ve 24 nolu implantlara takılan orijinal olmayan scan-post değiştirildi yerine ikinci orijinal olmayan scan-post (L9.S3D4.148, NT Trading, Karlsruhe, Almanya ) takıldı onun dışında tüm aşamalar aynı şekilde tekrarlandı (Şekil 3.10.). Scan-postların çıkartılıp tekrar takılması her bir tarama için tekrarlandı. Her iki gruptan da dört adet tarama yapıldı. Toplamda elde edilen sekiz dijital kayıt kontrol edildikten sonra onaylandı ve model hazırlanması için tarama verileri laboratuvara dijital yolla gönderildi.





**Şekil 3.10.** Orijinal scan-postun (Institut Straumann AG, İsviçre) 12 ve 14 nolu implantlara bağlanmış görüntüsü (sol), orijinal olmayan scan-postun (NT-trading GmbH&Co.Kg, Almanya) 22 ve 24 nolu implantlara bağlanmış görüntüsü (sağ). **A.** Okluzal görüntü, **B.** Sagittal görüntü.

Dijital çalışma modelleri laboratuvara gönderilen tarama görüntüleri ile ‘*Model Builder*’ programında tasarlandı. Laboratuvara gelen dosyalar kuruluma bağlı olarak dijital ortamda gelen kutusundan kabul edildi. Form açıldı ve oradan 12, 14, 22 ve 24 nolu implantlar işaretlendi. CAD yazılım kütüphanesinde bulunan scan-postlar *Model Builder* ile dijital çalışma modelinin tasarlanmasına izin verdi. Laboratuvarda programda bulunan model için sanal implant analog verileri indirildi. İmplant analoglarının boyutu ve konumları scan-postların pozisyonları aracılığıyla çalışma modeli içine dijital olarak konumlandırıldı. Model hazırlıkları yapıldı ve okluzal düzlem model üzerine oturtuldu. Orijinal ve orijinal olmayan scan-postlar kütüphaneden seçilerek eşleştirildi. CAD model dayanak ile scan dayanağın uygun eşleşebilmesi için her ikisi üzerinde de referans noktalar seçildi ve birbiri üzerine oturtuldu. Böylece model oluşturulmaya ve tarama görüntülerinin hazırlanmasına başlandı. Daha sonra laboratuvarda 3-B’lu yazıcı (Envisiontec GMBH 3Dent printer, Gladbeck, Almanya ) ile eklemeli yöntemle dijital çalışma modelleri üretildi (Şekil 3.11.).



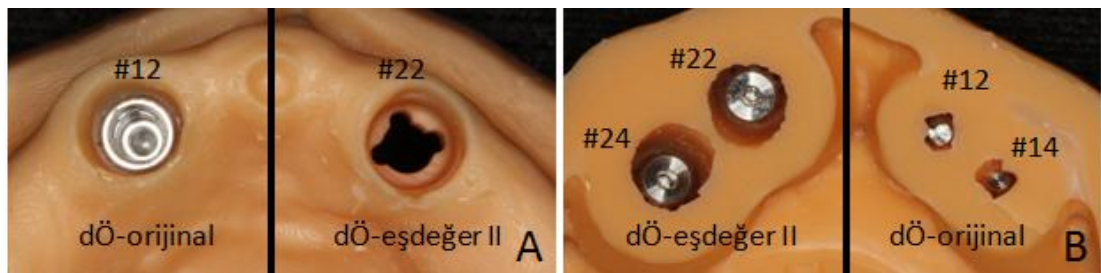
**Şekil 3.11.** 14 ve 12 implantlarda orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ), 22 ve 24 nolu implantlarda orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ), (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya) kullanılarak implant seviyesinde tamamlanan direkt-dÖ’den hazırlanan, 3-B’lu yazıcı ile üretilen bir dijital çalışma modeli. **A.** Okluzal görüntü, **B.** Sagittal görüntü.

Kullanılan her scan-postun dijital implant analogları çalışma modellerinde kendilerine ait olan bölmelere yerleştirildi. Orijinal Straumann dijital implant analogları (025.4102, Straumann, Basel, İsviçre ) tek parça halinde modele sürtünmesel olarak okluzal yüzeyden yerleştirildi. Biodenta dijital implant analogları (CAD-UASBLRC, Biodenta, Berneck, İsviçre ) da tek parça halinde ancak modelin alt yüzeyinden oturtuldu, retansiyonun sağlanması için modellerin arkasına poliüretan kapaklar takıldı (Şekil 3.12.).



**Şekil 3.12.** 3-B'lu yazıcı ile üretilen bir dijital çalışma modelinin alt yüzeyden görüntüsü. 12 ve 14 nolu implantlar bölgesinde kullanılan orijinal tek parça dijital implant analoglarının (Institut Straumann AG, İsviçre ) sürtünmesel yerleştirilmesi, 22 ve 24 nolu implant bölgesine yerleştirilen orijinal olmayan dijital implant analogunun (Biodenta Swiss AG, İsviçre ) poliüretan kapaklarının yerleştirilmesi.

NT-trading analoglar (2CON 5.DIM.180, NT-trading, Karlsruhe, Almanya ) ise diğerlerinden farklı olarak iki parçadan oluşur. İlk parça okluzalden yerleştirildi ikinci parça modelin arkasından vidalanarak birleştirildi (Şekil 3.13.).



**Şekil 3.13. A.** 3-B'lu yazıcı ile üretilen dijital çalışma modelinde 22 nolu implant bölgesinde kullanılan orijinal olmayan dijital implant analogun (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya ) geliceği alan (sağ), **B.** Modelin alt yüzeyden görüntüsü, 22 ve 24 nolu implant bölgesine yerleştirilen iki parça orijinal olmayan dijital implant analogunun (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya ) ikinci vidalanan parçasının görüntüsü.

Sonuç olarak toplamda 12 çalışma modeli oluşturuldu. Toplam üç grup test çalışma modelinin 4'ü geleneksel çalışma modeli, 4'ü dijital çalışma modeli-I, 4'ü dijital çalışma modeli-II'dir. Geleneksel çalışma modellerinde açık kaşık ölçü yöntemi ile sekiz implantın, bunların da dördü düz dördü açılı implant, diğer sekiz implant kapalı kaşık ölçü yöntemiyle bunların da aynı şekilde dördü düz dördü açılıdır. Dijital modeller için de toplamda 16 düz, 16 açılı implantın dijital kayıtları alındı. Bunların 16'sı orijinal scan-post (sekiz açılı, sekiz düz,dÖ-orijinal) ile diğer 16'nın sekizi (dört açılı, dört düz) orijinal olmayan Biodenta scan-postla (dÖ-eşdeğer I) kalan sekizi (dört açılı, dört düz) orijinal olmayan Nt-Trading scan-postla (dÖ-eşdeğer II) alındı (Tablo 3.1.).

**Tablo 3.1.** Ölçü yöntemlerine göre oluşturulan çalışma modelleri.( ÇM: Çalışma Modeli, Dİ: Dental İmplant, dÖ: Dijital Ölçü, orijinal: Orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ), eşdeğer I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ), eşdeğer II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya) )

|               | #14 Dİ-açılı       | #12 Dİ-düz  | #22 Dİ-düz           | #24 Dİ-açılı  |
|---------------|--------------------|-------------|----------------------|---------------|
|               | Açık Kaşık Yöntemi |             | Kapalı Kaşık Yöntemi |               |
| Geleneksel ÇM | 4                  | 4           | 4                    | 4             |
|               | dÖ-orijinal        | dÖ-orijinal | dÖ-eşdeğer I         | dÖ-eşdeğer I  |
| Dijital ÇM-I  | 4                  | 4           | 4                    | 4             |
|               | dÖ-orijinal        | dÖ-orijinal | dÖ-eşdeğer II        | dÖ-eşdeğer II |
| Dijital ÇM-II | 4                  | 4           | 4                    | 4             |



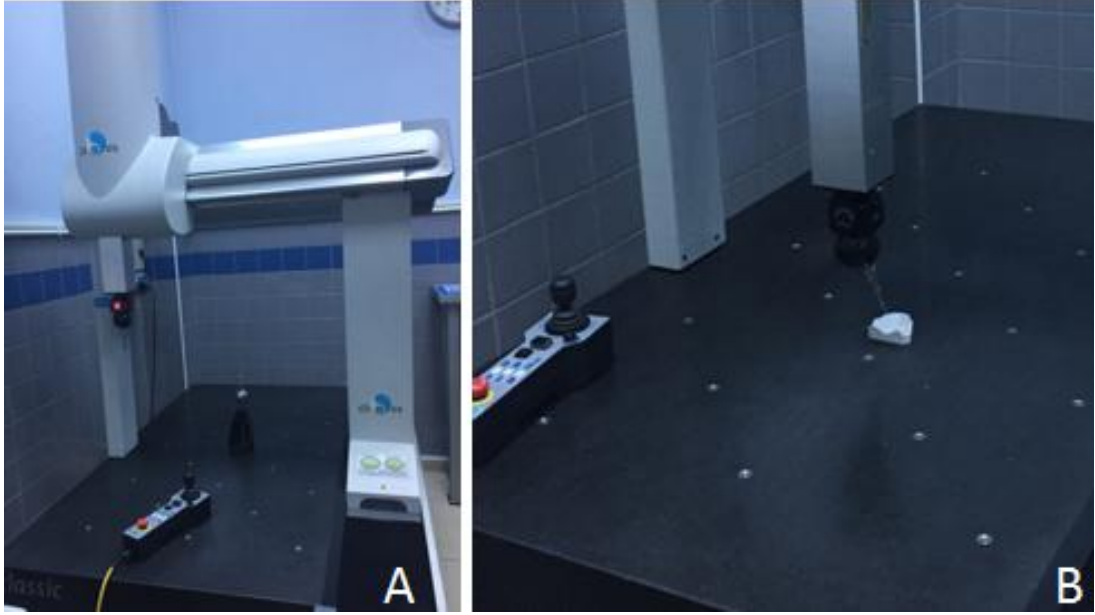
Son olarak ana modelde ve tüm çalışma modellerinde implantların model içerisindeki stabilitelerini değerlendirmek için rezonans frekans analizi (Ostell ISQ, Ostell, Gothenburg, İsviçre ) yapıldı ve implantların stabilite değerleri kaydedildi.

### **3.2. Verilerin toplanması**

İmplant pozisyonlarını değerlendirebilmek için çalışmada iki farklı yöntem kullanıldı. Analog bir yöntem olan ko-ordinat ölçüm cihazı (DEA Global Classic, Hexagon Metrology, Torino, İtalya ) ve dijital yöntem olan 3-B'lu lazer tarayıcı (Artec Space Spider 3D Scanner, Luxembourg, Lüksemburg) ile ana modelde ve tüm çalışma modellerinde implant pozisyonları kaydedildi. CMM ölçümleri sistemle uyumlu yazılım programına (PC-DMIS, Hexagon Metrology, Torino, İtalya) ve aynı şekilde lazer tarama ölçümleri de sistemle uyumlu yazılım programına (Rapidform XOY2, Geomagic, Seul, Güney Kore ) aktarıldı.

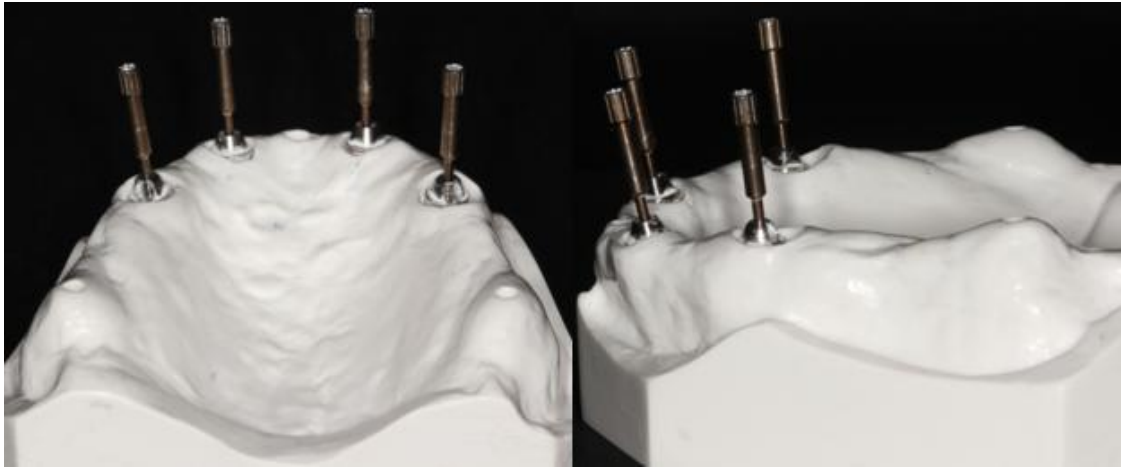
#### **3.2.1. Ko-ordinat Ölçüm Cihazı**

CMM ile yapılan ölçümlerde önceden ana model üzerinde açılan insiziv papil, sağ ve sol tüberlerde açılan iki yuva ile birlikte toplam üç yuva referans noktası olarak kullanıldı (Bkz. Şekil 3.1.). Bu üç referans noktası kullanılarak CMM' in  $\emptyset$  0,5 mm'lik ucu ( PH10m, Renishaw, Gloucestershire, İngiltere ) ile sanal horizontal bir düzlem oluşturuldu (Şekil 3.14.).



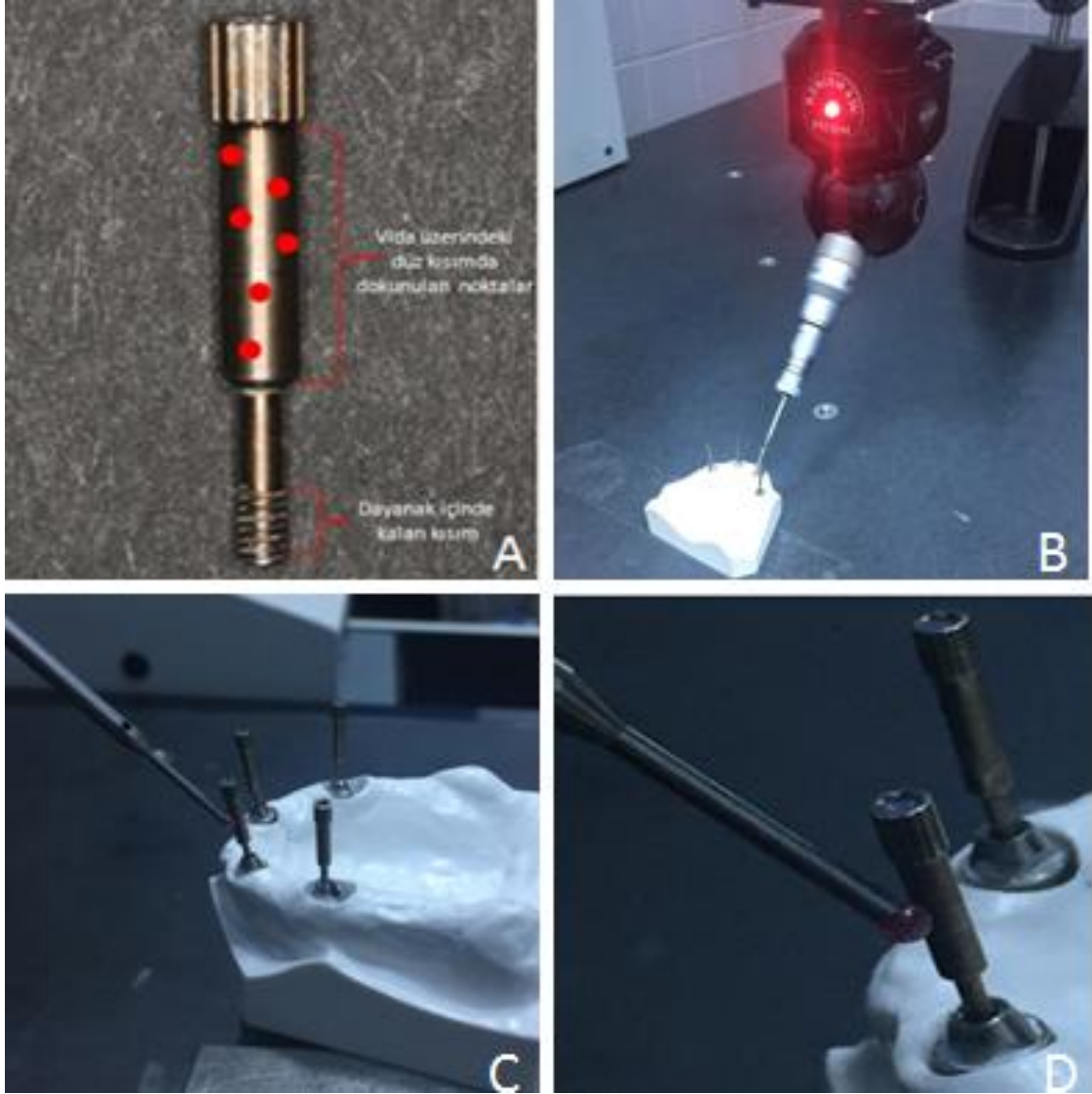
**Şekil 3.14.** A. Ko-ordinat ölçüm cihazının ölçüm tablası, B. Ana model üzerinde referans yuvalarının kayıt edilmesi.

Sanal düzleme göre implantların açılanmalarını kayıt etmek için dayanaklar üzerine 10mm boyunda açık ölçü postlarının vidaları yerleştirildi (Şekil 3.15).



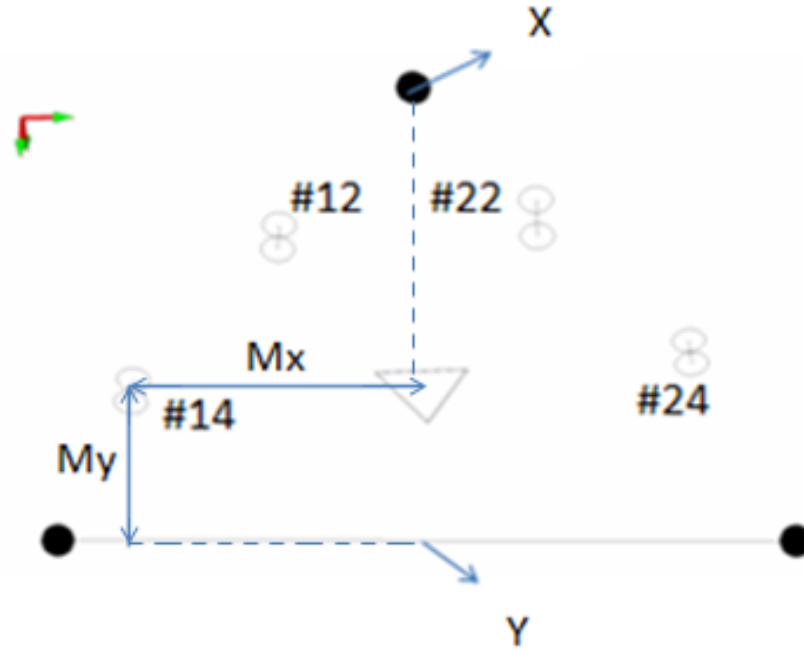
**Şekil 3.15.** Ölçüm cihazında implant pozisyonlarının kaydı için ana modelin ölçü postlarıyla görüntüsü.

Önceden belirlenen horizontal sanal düzleme göre CMM'in  $\varnothing 2$  mm'lik ucu kullanılarak vidanın silindirik düz kısmında 6 farklı noktaya temas ederek implantların açılanmaları ana modelde yazılımsal olarak kaydedildi. Aynı işlemler tüm çalışma modellerinde her bir implant için tekrarlandı.(Şekil 3.16.)



**Şekil 3.16. A.** CMM ucunun dokunduğu farklı noktalar, **B.** İmplant pozisyonlarının ölçümü için CMM ucunun dokunması, **C** ve **D.** CMM ucunun yakın görüntüsü.

CMM ile yapılan implantların açılanma ölçümlerinden sonra implantların lineer mesafe ölçümlerinin kayıt işlemine geçildi. Bu ölçümler için ana model üzerinde mevcut olan referans yuvalarından geçen horizontal sanal düzlem üzerinde X ve Y noktaları belirlendi. X noktası insiziv papildeki yuvanın merkez noktası, Y noktası ise sağ ve sol tüberdeki referans yuvalarını birleştiren doğrunun ortası olarak seçildi (Şekil 3.17). Ana modelde, belirlenen X ve Y noktalarına olan lineer mesafe ölçümleri her bir implant için ayrı ayrı milimetre cinsinden kaydedildi. Daha sonra tüm çalışma modellerinde her implantın lineer mesafe ölçümleri ayrı ayrı kaydedildi.



**Şekil 3.17.** CMM lineer implant mesafe ölçümlerinde yazılımdaki bir görüntü. Siyah noktalar ana modeldeki referans yuvaları. Ortadaki üçgen, bu üç yuvadan geçen sanal düzlem. X noktası, insiziv papildeki referans yuvasının merkezi. Y noktası, tüberlerdeki iki referans yuvası arasındaki mesafenin orta noktası.  $M_x$ , 14 nolu implant için X noktasına olan horizontal uzaklığı gösterir.  $M_y$ , 14 nolu implant için Y noktasına olan vertical uzaklığı gösterir.

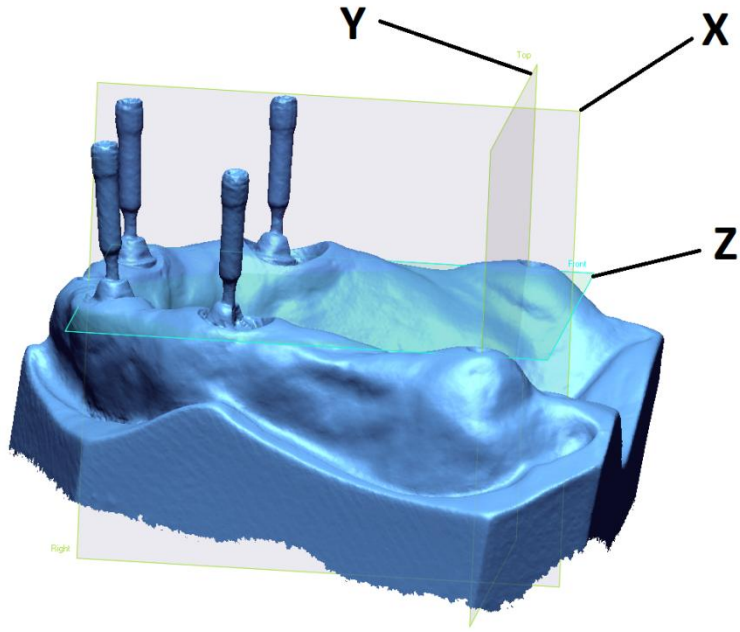
### 3.2.2. Üç Boyutlu Lazer Tarama Cihazı

CMM'de yapılan ölçümlere benzer olacak şekilde 3-B'lu lazer tarama cihazında da görüntüler dayanaklar üzerine yerleştirilen açık ölçü postunun vidaları kullanılarak kayıt edildi. Tarama mavi ışık teknolojisine sahip yüksek çözünürlüklü 3-B'lu lazer tarayıcı ile yapıldı. Tarama işlemi öncesi ana model pudralandı ve döner tabla üzerine sabitlendi. Cihaz sabit tutulurken tabla döndürülerek işlem yapıldı (Şekil 3.18.). Görüntülerin çakışmamasına ve eksik bir yer kalmamasına dikkat edildi.



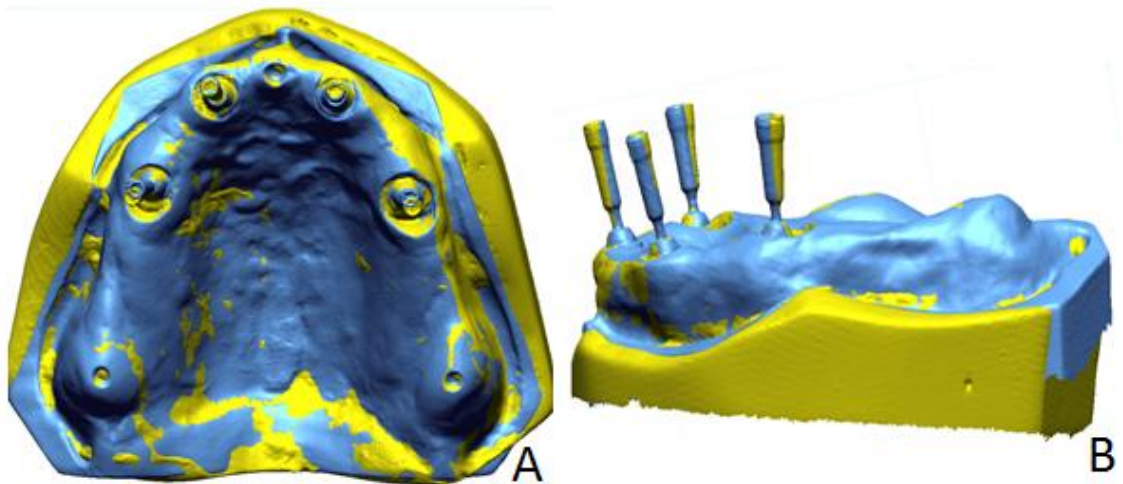
**Şekil 3.18.** Lazer tarama cihazı ve tarama tablası.

Daha sonra tüm çalışma modelleri aynı şekilde tarandı ve tarayıcı ile uyumlu olan yazılım programına (Rapidform XO2, Geomagic, Seul, Güney Kore ) aktarıldı. Yazılımda ana model üzerindeki mevcut referans yuvaları işaretlendi bu üç referans noktasından geçen sanal horizontal bir düzlem oluşturuldu ve bu düzlem Z düzlemi olarak tanımlandı. Yazılım programında Z düzlemine dik olacak şekilde birbirlerine dik ikinci ve üçüncü düzlemler oluşturuldu ve bunlar X ile Y düzlemi olarak tanımlandı (Şekil 3.19.).



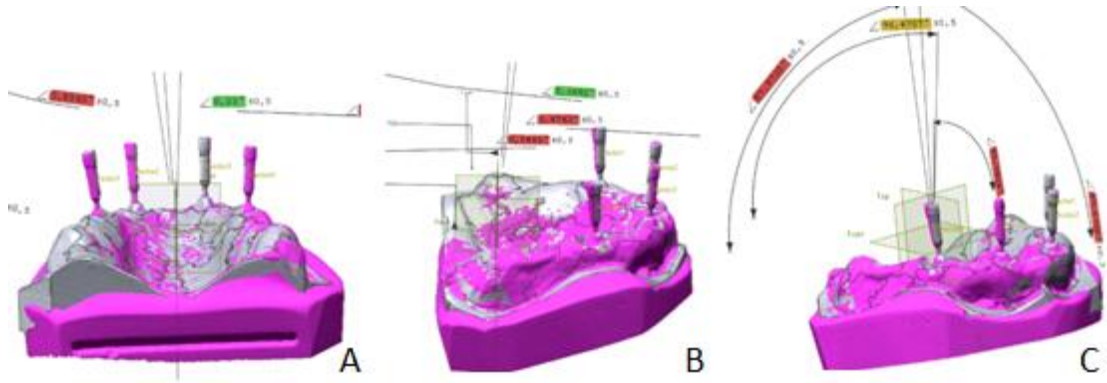
**Şekil 3.19.** Yazılım programında ana model üzerinde belirlenen X, Y ve Z düzlemlerinin görüntüsü.

Daha sonra sırayla tüm çalışma modellerinin tarama görüntüleri ana model ile birleştirildi (Şekil 3.20.). Her bir implantın açılanmaları ana modelle çalışma modellerinin birleşme görüntüleri üzerinde üç düzleme göre kaydedildi (Şekil 3.21.).



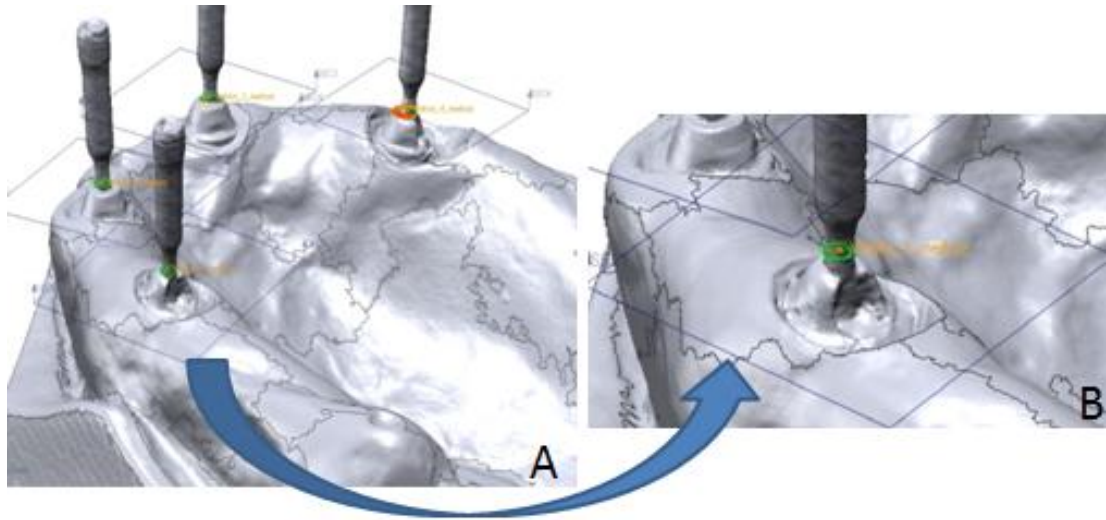
**Şekil 3.20.** Ana modelle birleştirilen geleneksel çalışma modeli tarama görüntüsünün **A.** Okluzal görünümü, **B.** Sagittal görünümü (mavi: ana model tarama görüntüsü, sarı: geleneksel çalışma modeli tarama görüntüsü)





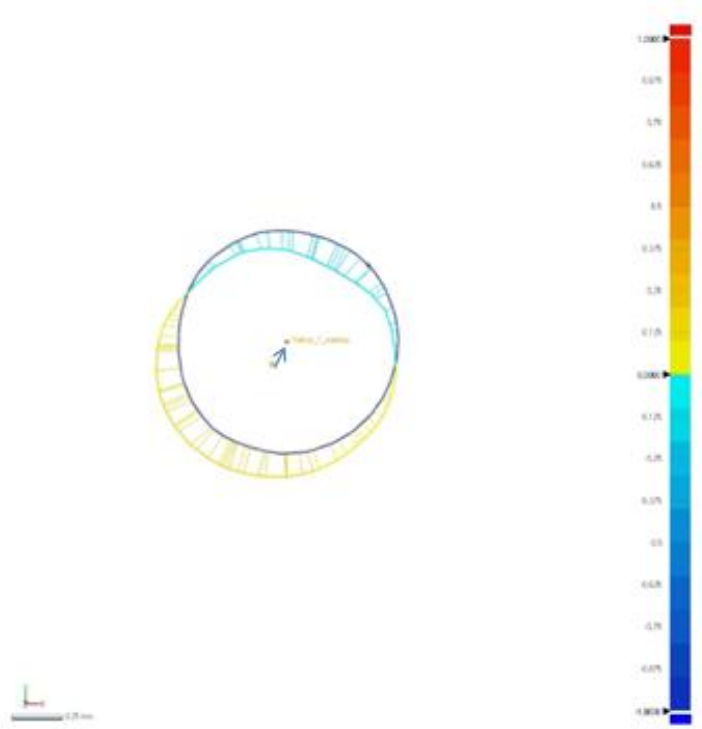
**Şekil 3.21.** Ana modelle birleştirilen çalışma modellerinde her implantın açılanmasının kayıt edilmesi, **A.** X düzlemine göre, **B.** Y düzlemine göre, **C.** Z düzlemine göre.

CMM ölçümlerinde yapılan implantların lineer mesafe ölçümleri yerine lazer taramada protez sıkıştırma vidalarının vida başlıkları üzerindeki lokalizasyon değişikliği kayıt edildi. Bunun için ana modelle birleştirilen çalışma modeli görüntülerinde, dayanak üst yüzeyine paralel ve 1,5mm uzaklıkta olmak üzere sıkıştırma vidaları üzerinde düz kesitler tanımlandı. (Şekil 3.22.)



**Şekil 3.22.** **A.** Dayanakların en üst okluzal seviyesinden 1,5 mm yukarda ve yüzeyine paralel atılan düzlemlerin görüntüsü, **B.** Sıkıştırma vidasını kesen düzlem üzerindeki kesitlerin yakın görüntüsü.

Bu kesitlerde hem ana model hem çalışma modeli üzerinde protez sıkıştırma vidaları üzerinde oluşturulan dairelerin merkezi işaretlendi. Bu işlem birleştirilen ana model ile çalışma modeli görüntülerindeki tüm implantlara ayrı ayrı yapıldı. Belirlenen merkezler arasındaki uzaklık milimetre cinsinden kayıt edildi (Şekil 3.23.).



**Şekil 3.23.** Birleştirilen görüntüler üzerinden alınan kesitte post vidaları arasındaki lokalizasyon değişikliği merkezler arasındaki mesafe farkı ile ölçüldü (merkezler arası mavi ok ile gösterilmiştir).

### 3.3.Verilerin Değerlendirilmesi

Genel olarak tüm bağımlı açılı ve düz implant verilerinin gÖ-açık, gÖ-kapalı, dÖ-orijinal, dÖ-eşdeğer I ve II verilerinin istatistiksel analizi için Wilcoxon Signed Ranks testi kullanıldı. Tanımlayıcı istatistikler olarak ortalama, standart sapma, medyan, minimum ve maksimum değerleri verildi. Söz konusu bağımlı açılı ve düz implant verilerinde grupların ana model ile benzer olup olmadığının değerlendirilmesi için ise Two-Way repeated measures ANOVA testi kullanıldı. Hangi grubun farkı yarattığının belirlenmesi için Post-Hoc analizi yapıldı ve Bonferroni ve Tamhane testleri kullanıldı. Tüm analizlerde istatistiksel anlamlılık  $p < 0,05$  olarak kabul edildi. Analizler IBMM SPSS 22.versiyon ile yapıldı.



## 4.BULGULAR

### 4.1. Ko-ordinat Ölçüm Cihazı Bulguları

CMM ile yapılan ölçümlerde ana model ve çalışma modellerindeki her bir implantın hem açılanmaları hem de belirlenen X ve Y noktalarına göre implantların lineer mesafe ölçümlerinin bulguları ve istatistiksel değerlendirilmeleri aşağıda sunulmuştur.

#### 4.1.1. Çalışma Modellerinin Karşılaştırma Bulguları

##### 4.1.1.1. İmplant Açılanması

İmplantların açılanmaları için gÖ-açık, gÖ-kapalı, dÖ-orijinal, dÖ-eşdeğer I ve II grupları içinde açılı ve düz implant verileri ile ilişkili tanımlayıcı istatistikler Tablo 4. 1.'de sunulmuştur. Grup içinde açılı ve düz implant verileri anlamlılık açısından Wilcoxon Signed Ranks testi kullanılarak karşılaştırıldı ve anlamlılık  $p < 0,05$  olacak şekilde belirlendi. Geleneksel ÇM gurubunda gÖ-açık ve gÖ-kapalı verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı, dolayısıyla gÖ-açık ve gÖ-kapalı verileri gÖ olarak birleştirildi. ( $p > 0,05$ ) Dijital ÇM-I ve Dijital ÇM-II gruplarının karşılaştırılmasında ise düz ve açılı implant verilerindeki dÖ-orijinal verileri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. ( $p > 0,05$ ) Benzer şekilde her iki Dijital ÇM grubundaki dÖ-orijinal verileri birleştirildi.

**Tablo 4.1.** CMM implant açılanması grubu için tanımlayıcı istatistikleri (Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli, ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ) kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya ) kullanılan, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya))

|                      |                                     | Ortalama | S.Sapma | Minumum | Maksimum | Medyan |
|----------------------|-------------------------------------|----------|---------|---------|----------|--------|
| <b>Geleneksel ÇM</b> | <b>#12 Dİ-düz (gÖ-açık)</b>         | 96,42    | 0,420   | 96,04   | 96,99    | 96,33  |
|                      | <b>#22 Dİ-düz (gÖ-kapalı)</b>       | 93,65    | 0,585   | 92,97   | 94,38    | 93,62  |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı (gÖ-kapalı)</b>     | 96,95    | 0,517   | 97,53   | 96,41    | 96,94  |
|                      | <b>#14 Dİ-açılı (gÖ-açık)</b>       | 101,80   | 0,260   | 101,51  | 102,12   | 101,78 |
| <b>Dijital ÇM-I</b>  | <b>#12 Dİ-düz (dÖ-orijinal )</b>    | 97,74    | 0,606   | 96,95   | 98,42    | 97,80  |
|                      | <b>#22 Dİ-düz (dÖ-eşdeğer I)</b>    | 93,94    | 0,548   | 93,51   | 94,73    | 93,77  |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı (dÖ-eşdeğer I)</b>  | 94,23    | 0,606   | 94,99   | 93,52    | 94,20  |
|                      | <b>#14 Dİ-açılı (dÖ-orijinal)</b>   | 99,54    | 0,819   | 98,50   | 100,31   | 99,68  |
| <b>Dijital ÇM-II</b> | <b>#12 Dİ-düz (dÖ-orijinal)</b>     | 97,20    | 0,115   | 97,06   | 97,34    | 97,19  |
|                      | <b>#22 Dİ-düz (dÖ-eşdeğer II)</b>   | 93,02    | 0,58    | 92,45   | 93,82    | 92,91  |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı (dÖ-eşdeğer II)</b> | 92,68    | 1,01    | 93,45   | 91,18    | 93,05  |
|                      | <b>#14 Dİ-açılı (dÖ-orijinal)</b>   | 98,70    | 1,21    | 97,26   | 100,12   | 98,71  |

Gruplar arası gÖ, dÖ-orijinal, dÖ-eşdeğer I ve II verilerinin karşılaştırılması ile ilişkili tanımlayıcı istatistikler Tablo 4. 2.'de sunulmuştur.

**Tablo 4.2.** CMM implant açılanması gruplar arası tanımlayıcı istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya))

|              |               | %95 Güven Aralığı |         |        |           |
|--------------|---------------|-------------------|---------|--------|-----------|
|              |               | Ortalama          | S.Sapma | S.Hata | Alt Sınır |
| #12 Dİ-düz   | gÖ            | 96,49             | 0,39    | 0,17   | 96,00     |
|              | dÖ-orijinal   | 97,55             | 0,67    | 0,30   | 96,71     |
| #22 Dİ-düz   | gÖ            | 93,60             | 0,52    | 0,23   | 92,95     |
|              | dÖ-eşdeğer I  | 93,83             | 0,53    | 0,23   | 93,17     |
|              | dÖ-eşdeğer II | 93,10             | 0,52    | 0,23   | 92,44     |
| #24 Dİ-açılı | gÖ            | 96,15             | 1,86    | 0,83   | 98,46     |
|              | dÖ-eşdeğer I  | 93,97             | 0,79    | 0,35   | 94,95     |
|              | dÖ-eşdeğer II | 92,73             | 0,88    | 0,39   | 93,83     |
| #14 Dİ-açılı | gÖ            | 100,98            | 1,83    | 0,82   | 98,70     |
|              | dÖ-orijinal   | 99,18             | 1,08    | 0,48   | 97,84     |

Gruplar arası varyans homojenliğinin varsayımını değerlendirmek için Levene testi yapıldı. Hem normallik varsayımı hem de varyans homojenliğinin sağlandığı 22 nolu düz, 14 nolu ve 24 nolu açılı implantlarda tek yönlü varyans analizi ANOVA testi yapıldı. 14 nolu ve 24 nolu açılı implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu, farkın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek için Post-Hoc Bonferroni testi yapıldı ve gÖ ile dÖ-eşdeğerII verilerinden kaynaklandığı bulundu.( $p<0,05$ ) Levene testi sonucunda 12 nolu düz implant verileri arasında varyans homojenliğinin sağlanmadığı gösterildi ve Welch testi yapıldı sonucunda 12 nolu düz implant verileri için gÖ ve dÖ-orijinal grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. ( $p<0,05$ ) Ancak farkın hangi gruptan kaynaklandığını

bulmak için yapılan Post-Hoc Tamhane testinde, gruplar arasında istatistiksel fark bulunmadı.( $p>0,05$ )

#### 4.1.1.2. İmplant Lineer Mesafe Ölçümleri

İmplantların lineer mesafe ölçümleri için grupıçi gÖ-açık, gÖ-kapalı, dÖ-orijinal, dÖ-eşdeğer I ve II verilerinin açılı ve düz implant verileri ile ilişkili tanımlayıcı istatistikleri Tablo 4.3. ve 4.4.'te sunulmuştur. gÖ-açık ile gÖ-kapalı, dÖ-orijinal, dÖ-eşdeğer I ve II verileri açılı ve düz implant verileriyle anlamlılık açısından Wilcoxon Signed Ranks testi kullanılarak karşılaştırıldı, istatistiksel anlamlılık  $p<0,05$  olacak şekilde belirlendi. Her bir implant için kayıt edilen Mx ve My lineer mesafeleri arasında Geleneksel ÇM, Dijital ÇM-I ve Dijital ÇM-II verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.( $p>0,05$ ) Geleneksel ÇM'de gÖ-açık ve gÖ-kapalı verileri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı bulunmamasından dolayı elde edilen veriler gÖ verileri olarak birleştirildi. Dijital ÇM-I ve Dijital ÇM-II gruplarının karşılaştırılmasında ise düz ve açılı implant verilerindeki dÖ-orijinal verileri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.( $p>0,05$ ) Benzer şekilde Dijital ÇM-I ve Dijital ÇM-II gruplarındaki dÖ-orijinal verileri birleştirildi.

**Tablo 4.3.** CMM X'e göre implantların lineer mesafe ölçümleri grupı tanımlayıcı istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli, ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ) kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya) kullanılan, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya))

|                      |                                     | Ortalama | S. Sapma | Minumum | Maksimum | Medyan |
|----------------------|-------------------------------------|----------|----------|---------|----------|--------|
| <b>Geleneksel ÇM</b> | <b>#12 Dİ- düz (gÖ-açık)</b>        | 6,83     | 0,21     | 7,12    | 6,601    | 6,81   |
|                      | <b>#22 Dİ- düz (gÖ-kapalı)</b>      | 8,55     | 0,19     | 8,29    | 8,72     | 8,58   |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı (gÖ-kapalı)</b>     | 18,14    | 0,12     | 17,98   | 18,25    | 18,16  |
|                      | <b>#14 Dİ- açılı (gÖ-açık)</b>      | 15,72    | 0,105    | 15,87   | 15,63    | 15,703 |
| <b>Dijital ÇM-I</b>  | <b>#12 Dİ-düz (dÖ-orijinal)</b>     | 6,49     | 0,10     | 6,60    | 6,37     | 6,49   |
|                      | <b>#22 Dİ-düz (dÖ-eşdeğer I)</b>    | 8,90     | 0,12     | 8,74    | 9,02     | 8,92   |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı (dÖ-eşdeğer I)</b>  | 18,10    | 0,36     | 17,61   | 18,45    | 18,16  |
|                      | <b>#14 Dİ-açılı (dÖ-orijinal)</b>   | 15,31    | 0,19     | 15,55   | 15,12    | 15,29  |
| <b>Dijital ÇM-II</b> | <b>#12 Dİ-düz (dÖ-orijinal)</b>     | 6,41     | 0,15     | 6,55    | 6,19     | 6,44   |
|                      | <b>#22 Dİ-düz (dÖ-eşdeğer II)</b>   | 8,62     | 0,09     | 8,52    | 8,75     | 8,62   |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı (dÖ-eşdeğer II)</b> | 17,95    | 0,23     | 17,74   | 18,29    | 17,88  |
|                      | <b>#14 Dİ-açılı (dÖ-orijinal)</b>   | 15,18    | 0,21     | 15,48   | 14,98    | 15,13  |

**Tablo 4.4.** CMM Y'ye göre implantların lineer mesafe ölçümleri grupiçi tanımlayıcı istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli, ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre) kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya) kullanılan, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya))

|                      |                                     | Ortalama | S.Sapma | Minumum | Maksimum | Medyan |
|----------------------|-------------------------------------|----------|---------|---------|----------|--------|
| <b>Geleneksel ÇM</b> | <b>#12 Dİ-düz (gÖ-açık)</b>         | 35,58    | 0,16    | 35,42   | 35,78    | 35,55  |
|                      | <b>#22 Di-düz (gÖ-kapalı)</b>       | 35,65    | 0,07    | 35,59   | 35,74    | 35,64  |
|                      | <b>#24 Di-açılı (gÖ-kapalı)</b>     | 22,02    | 0,11    | 21,87   | 22,16    | 22,03  |
|                      | <b>#14 Dİ-açılı (gÖ-açık)</b>       | 22,74    | 0,16    | 22,49   | 22,84    | 22,81  |
| <b>Dijital ÇM-I</b>  | <b>#12 Di-düz (dÖ-orijinal)</b>     | 35,99    | 0,15    | 35,77   | 36,14    | 36,02  |
|                      | <b>#22 Dİ-düz (dÖ-eşdeğer I)</b>    | 35,72    | 0,11    | 35,61   | 35,88    | 35,70  |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı (dÖ-eşdeğer I)</b>  | 22,72    | 0,09    | 22,19   | 22,39    | 22,31  |
|                      | <b>#14 Di-açılı (dÖ-orijinal)</b>   | 23,37    | 0,22    | 23,06   | 23,59    | 23,41  |
| <b>Dijital ÇM-II</b> | <b>#12 Dİ-düz (dÖ-orijinal)</b>     | 35,98    | 0,19    | 35,71   | 36,15    | 36,04  |
|                      | <b>#22 Dİ-düz (dÖ-eşdeğer II)</b>   | 35,57    | 0,12    | 35,40   | 35,70    | 35,59  |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı (dÖ-eşdeğer II)</b> | 22,75    | 0,34    | 22,37   | 23,17    | 22,74  |
|                      | <b>#14 Dİ-açılı (dÖ-orijinal)</b>   | 24,10    | 0,68    | 23,37   | 24,82    | 24,09  |

Mx ve My lineer mesafeleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığından Mx ve My değerleri birleştirildi. Geleneksel ÇM, Dijital ÇM-I ve Dijital ÇM-2 gruplar arası karşılaştırmaları ile ilişkili tanımlayıcı istatistikler Tablo 4.5.'te sunulmuştur.

**Tablo 4.5.** CMM lineer implant mesafe ölçümleri gruplar arası tanımlayıcı istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli, ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ) kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya ) kullanılan)

|              | Geleneksel ÇM |       |       | Dijital ÇM-I |       |       | Dijital ÇM-II |       |       |
|--------------|---------------|-------|-------|--------------|-------|-------|---------------|-------|-------|
|              | Ort.          | Min.  | Maks. | Ort.         | Min.  | Maks. | Ort.          | Min.  | Maks. |
| #12 Dİ-düz   | 14,68         | 6,60  | 36,14 | 14,46        | 7,12  | 35,78 | 14,76         | 6,55  | 36,15 |
| #22 Dİ-düz   | 22,29         | 8,74  | 35,88 | 22,23        | 8,29  | 35,74 | 22,15         | 8,52  | 35,70 |
| #24 Dİ-açılı | 20,32         | 17,61 | 22,51 | 20,07        | 17,98 | 22,51 | 20,33         | 17,74 | 23,17 |
| #14 Dİ-açılı | 3,97          | 15,55 | 23,59 | 3,66         | 15,87 | 23,45 | 4,19          | 15,48 | 24,82 |

Gruplar arası istatistiksel olarak normallik varsayımı Shapiro-Wilk testi ile değerlendirildi ve normallik varsayımı karşılanmadı.( $p < 0,05$ ) Bu nedenle Kruskal-Wallis testi yapıldı ve implantların lineer mesafe ölçümleri için gÖ, dÖ-orijinal, dÖ-eşdeğer I ve II verileri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.( $p > 0,05$ )

#### 4.1.2. Ana Model ile Karşılaştırma Bulguları

##### 4.1.2.1. İmplant Açılanması

gÖ, dÖ-orijinal, dÖ-eşdeğer I ve II verilerinde implant açılanma ortalama değerleri ve ana modeldeki implantlarla farkları Tablo 4.6'da sunulmuştur. 12 ve 22 nolu düz implantların ortalama açılanma değerleri ana modeldeki değerlerle yakın

bulundu. 14 ve 24 nolu açılı implantlarda ise eşdeğer II ortalama implant açılanma değerleri hariç diğerlerinde ana modeldeki değerlerle farklılık bulundu. Bunlar içerisinde gÖ'de %4 civarında farklılık varken diğerlerinde %1,5'luk bir farklılık bulundu.(Tablo4.6.)



**Tablo 4.6.** CMM ölçümlerinde çalışma modellerindeki ortalama implant açılanmalarının ana modelle karşılaştırma değerleri. (Dİ: Dental İmplant, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya ))

|                      | #12 Dİ-düz             | #22 Dİ-düz             | #14 Dİ-açılı            | #24 Dİ-açılı           |
|----------------------|------------------------|------------------------|-------------------------|------------------------|
| <b>ANA MODEL</b>     | <b>96,790</b>          | <b>93,393</b>          | <b>97,724</b>           | <b>92,913</b>          |
|                      | <b>Ortalama</b>        | <b>Ortalama</b>        | <b>Ortalama</b>         | <b>Ortalama</b>        |
| <b>gÖ</b>            | 96,426<br><b>%0,37</b> | 93,653<br><b>%0,27</b> | 101,801<br><b>%4,17</b> | 96,969<br><b>%4,35</b> |
| <b>dÖ-orijinal</b>   | 97,747<br><b>%0,98</b> | -----                  | 99,548<br><b>%1,86</b>  | -----                  |
| <b>dÖ-eşdeğer I</b>  | -----                  | 93,948<br><b>%0,59</b> | -----                   | 94,235<br><b>%1,42</b> |
| <b>dÖ-eşdeğer II</b> | -----                  | 93,030<br><b>%0,38</b> | -----                   | 92,690<br><b>%0,24</b> |

#### 4.1.2.2. İmplant Lineer Mesafe Ölçümleri

İmplantların lineer mesafe ölçümlerinde her implant için  $M_x$  ve  $M_y$ 'ler açılı ve düz implant verileri kullanılarak tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi ANOVA kullanılarak karşılaştırıldı. gÖ, dÖ-orijinal, dÖ-eşdeğer I ve II verilerinde implantların ortalama lineer mesafe ölçüm değerlerinin ana modelle karşılaştırma bulguları Tablo 4.7'de sunulmuştur. gÖ-açık ve gÖ-kapalı verileriyle düz ve açılı implant verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.( $p>0,05$ ) Aynı şekilde dÖ-orijinal ile dÖ-eşdeğer I ve II verilerinde düz ve açılı implant verilerine ilişkin fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.( $p>0,05$ ) Çalışma modelleri ana modelle karşılaştırılırken  $M_x$  ve  $M_y$  verileri birleştirildi. İmplantların ortalama lineer mesafe ölçümleri ve ana modeldeki farklarıyla ilgili, ortalama implant açılanmalarıyla benzer sonuçlar bulundu. (Tablo 4.7.)

**Tablo 4.7.** CMM ölçümlerinde çalışma modellerindeki ortalama lineer implant mesafe ölçümlerinin ana modelle karşılaştırma değerleri. (Dİ: Dental İmplant, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya))

|                      | #12 Dİ-düz            | #22 Dİ-düz            | #14 Dİ-açılı          | #24 Dİ-açılı           |
|----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|
| <b>ANA MODEL</b>     | <b>14,63</b>          | <b>22,23</b>          | <b>4,15</b>           | <b>20,39</b>           |
|                      | <b>Ortalama</b>       | <b>Ortalama</b>       | <b>Ortalama</b>       | <b>Ortalama</b>        |
| <b>gÖ</b>            | 14,42<br><b>%1,43</b> | 22,12<br><b>%0,49</b> | 3,63<br><b>%12,53</b> | 20,14<br><b>%1,22</b>  |
| <b>dÖ-orijinal</b>   | 14,72<br><b>%0,61</b> | -----                 | 4,05<br><b>%2,40</b>  | -----                  |
| <b>dÖ-eşdeğer I</b>  | -----                 | 22,29<br><b>%0,26</b> | -----                 | 20,24<br><b>% 0,73</b> |
| <b>dÖ-eşdeğer II</b> | -----                 | 22,12<br><b>%0,49</b> | -----                 | 20,36<br><b>% 0,14</b> |

## 4.2. Üç Boyutlu Lazer Tarama Cihazı Bulguları

3-B'lu lazer tarama ile yapılan ölçümlerde ana model üzerinde belirlenen X, Y ve Z düzlemlerine göre implantların açılanmaları toplamda tek bir havuzda hesaplandı. İmplantlar üzerine yerleştirilen sıkıştırma vida başlarının lokalizasyon değişimleri her bir implant için hesaplandı. Ana modelle çalışma modellerinin karşılaştırılan görüntülerinde ölçülen veriler, istatistiksel olarak değerlendirilmiştir ve bulguları aşağıda sunulmuştur.

### 4.2.1. İmplant Açılanması

İmplant açılanması için gÖ-açık, gÖ-kapalı, dÖ-orijinal, dÖ-eşdeğer I ve II verilerinin açılı ve düz implant verileri ile ilişkili tanımlayıcı istatistikleri Tablo 4.8.'de sunulmuştur. Grup içinde açılı ve düz implant verileri anlamlılık açısından Wilcoxon Signed Ranks testi kullanılarak karşılaştırıldı ve veriler arasında istatistiksel anlamlılık  $p < 0,05$  olacak şekilde belirlendi. 12 ve 22 nolu düz implantlar için dÖ-orijinal ve dÖ-eşdeğer I verileri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. ( $p < 0,05$ ) Bunun dışında açılı ve düz implant verileri için gÖ-açık, gÖ-kapalı, dÖ-orijinal ve dÖ-eşdeğer II verileri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. ( $p > 0,05$ )

Geleneksel ÇM gurubunda gÖ-açık ve gÖ-kapalı verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığından gÖ-açık ve gÖ-kapalı verileri gÖ olarak birleştirildi. ( $p > 0,05$ ) Dijital ÇM-I ve Dijital ÇM-II gruplarının karşılaştırılmasında da düz ve açılı implant verilerindeki dÖ-orijinal verileri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığından benzer şekilde her iki Dijital ÇM grubundaki dÖ-orijinal verileri birleştirildi.

**Tablo 4.8.** 3-B'lu lazer tarama cihazı ölçümlerinde implant açılanması, grupı tanımlayıcı istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli, ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ) kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya) kullanılan, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya ))

|                      |                                     | Ortalama | S.Sapma | Minumum | Maksimum | Medyan |
|----------------------|-------------------------------------|----------|---------|---------|----------|--------|
| <b>Geleneksel ÇM</b> | <b>#12 Dİ- düz (gÖ-açık)</b>        | 0,003    | 0,52    | 0,88    | 0,73     | 0,05   |
|                      | <b>#22 Dİ-düz (gÖ-kapalı)</b>       | 0,13     | 0,73    | 1,00    | 0,89     | 0,45   |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı (gÖ-kapalı)</b>     | 0,63     | 4,55    | -5,38   | 6,31     | 1,27   |
|                      | <b>#14 Dİ-açılı (gÖ-açık)</b>       | 0,90     | 3,53    | 3,99    | 4,47     | 2,65   |
| <b>Dijital ÇM-I</b>  | <b>#12 Dİ-düz (dÖ-orijinal)</b>     | 0,69     | 0,60    | 0,82    | 1,55     | 0,87   |
|                      | <b>#22 Dİ-düz (dÖ-eşdeğer I)</b>    | 0,14     | 0,78    | 1,66    | 1,66     | 0,05   |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı (dÖ-eşdeğer I)</b>  | 0,24     | 1,63    | 1,88    | 2,41     | 0,003  |
|                      | <b>#14 Dİ-açılı (dÖ-orijinal)</b>   | 0,20     | 0,95    | 1,41    | 1,36     | 0,44   |
| <b>Dijital ÇM-II</b> | <b>#12 Dİ-düz (dÖ-orijinal)</b>     | 0,30     | 0,71    | 0,97    | 1,12     | 0,43   |
|                      | <b>#22 Dİ-düz (dÖ-eşdeğer II)</b>   | 0,28     | 0,93    | 1,09    | 1,64     | 0,19   |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı (dÖ-eşdeğer II)</b> | 0,001    | 0,917   | 1,83    | 1,43     | 0,10   |
|                      | <b>#14 Dİ-açılı (dÖ-orijinal)</b>   | 0,06     | 1,19    | 1,92    | 1,87     | 0,17   |

Gruplar arası gÖ, dÖ-orijinal, dÖ-eşdeğer I ve II verilerinin açılı ve düz implant verileri ile ilişkili istatistiksel olarak normallik varsayımı Shapiro-Wilk testi ile değerlendirildi ve gruplar arasında normallik sağlandı. ( $p>0,05$ ) Gruplar arasında X, Y ve Z düzlemleri arasında açılı ve düz implant verileri için normallik varsayımı Shapiro-Wilk testi ile değerlendirildi ve gruplar arasında normallik sağlandı. ( $p>0,05$ ) Gruplar arası normallik varsayımı her iki test sonucunda da karşılandığı için tek yönlü varyans analizi ANOVA yapıldı ve test sonuçları Tablo 4.9.'da sunulmuştur.

**Tablo 4.9.** 3-B'lu lazer tarama cihazı implant açılanması, gruplar arası tanımlayıcı istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya))

|              |               | %95 Güven Aralığı |         |        |           |
|--------------|---------------|-------------------|---------|--------|-----------|
|              |               | Ortalama          | S.Sapma | S.Hata | Alt Sınır |
| #12 Dİ-düz   | gÖ            | 0,003             | 0,52    | 0,15   | 0,33      |
|              | dÖ-orijinal   | 0,69              | 0,60    | 0,17   | 0,31      |
| #22 Dİ-düz   | gÖ            | 0,13              | 0,73    | 0,21   | 0,32      |
|              | dÖ-eşdeğer I  | 0,01              | 0,78    | 0,22   | 0,48      |
|              | dÖ-eşdeğer II | 0,28              | 0,93    | 0,26   | 0,30      |
| #24 Dİ-açılı | gÖ            | 0,63              | 4,55    | 1,31   | 2,25      |
|              | dÖ-eşdeğer I  | 0,24              | 1,63    | 0,47   | 0,79      |
|              | dÖ-eşdeğer II | 0,001             | 0,91    | 0,26   | 0,58      |
| #14 Dİ-açılı | gÖ            | 0,90              | 3,53    | 1,02   | 1,34      |
|              | dÖ-orijinal   | 0,20              | 0,95    | 0,27   | 0,80      |

gÖ, dÖ-orijinal, dÖ-eşdeğer I ve II gruplar arası varyans homojenliğinin varsayımını değerlendirmek için Levene testi yapıldı. Test sonucunda varyans homojenliğinin sağlandığı 12 ve 22 nolu düz implant verileri için ANOVA yapıldı ve 12 nolu düz

implant verileri istatistiksel olarak anlamlı bulundu.( $p<0,05$ ) 12 nolu düz implant verilerindeki farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için Post-Hoc Bonferroni testi yapıldı ve sonucunda farkın gÖ ve dÖ-orijinal verilerinden kaynaklandığı bulundu. Levene testi sonucunda 14 ve 24 nolu açılı implantlarda varyans homojenliği sağlanmadı.( $p<0,05$ ) Bu iki grup için Welch istatistiği yapıldı ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.( $p>0,05$ )

#### **4.2.2. Vida Başı Lokalizasyon Değişikliği**

Vida başı lokalizasyon değişikliği için gÖ-açık, gÖ-kapalı, dÖ-orijinal, dÖ-eşdeğer I ve II gruplarının açılı ve düz implant verileri ile ilişkili tanımlayıcı istatistikleri Tablo 4.10.'da sunulmuştur. Her bir implantın grup içi vida başı lokalizasyon değişiklikleri açılı ve düz implant verileri ile Wilcoxon Signed Ranks testi kullanılarak karşılaştırıldı ve istatistiksel anlamlılık  $p<0,05$  olarak belirlendi. Hiçbir grupta açılı ve düz implant verileri için fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.( $p>0,05$ ) Geleneksel ÇM grubunda gÖ-açık ve gÖ-kapalı verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığından gÖ-açık ve gÖ-kapalı verileri gÖ olarak birleştirildi.( $p>0,05$ ) Dijital ÇM-I ve Dijital ÇM-II gruplarının karşılaştırılmasında da düz ve açılı implant verilerindeki dÖ-orijinal verileri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığından benzer şekilde her iki Dijital ÇM grubundaki dÖ-orijinal verileri birleştirildi.

**Tablo 4.10.** 3-B'lu lazer tarama cihazı vida başı lokalizasyon değişikliğinde, grup içi tanımlayıcı istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli, ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ) kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya ) kullanılan, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya))

|                      |                                     | <b>Ortalama</b> | <b>S. Sapma</b> | <b>Minumum</b> | <b>Maksimum</b> | <b>Medyan</b> |
|----------------------|-------------------------------------|-----------------|-----------------|----------------|-----------------|---------------|
| <b>Geleneksel ÇM</b> | <b>#12 Dİ-düz ( gÖ-açık)</b>        | 0,075           | 0,05            | 0,01           | 0,13            | 0,77          |
|                      | <b>#22 Dİ-düz ( gÖ-kapalı)</b>      | 0,11            | 0,07            | 0,03           | 0,20            | 0,11          |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı ( gÖ-kapalı)</b>    | 0,11            | 0,02            | 0,07           | 0,14            | 0,12          |
|                      | <b>#14 Dİ-açılı ( gÖ-açık)</b>      | 0,039           | 0,01            | 0,02           | 0,06            | 0,03          |
| <b>Dijital ÇM-I</b>  | <b>#12 Dİ-düz ( dÖ-orijinal)</b>    | 0,12            | 0,07            | 0,05           | 0,23            | 0,1           |
|                      | <b>#22 Dİ-düz (dÖ-eşdeğer I)</b>    | 0,06            | 0,05            | 0,01           | 0,12            | 0,06          |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı (dÖ-eşdeğer I)</b>  | 0,18            | 0,13            | 0,06           | 0,36            | 0,14          |
|                      | <b>#14 Di-açılı ( dÖ-orijinal)</b>  | 0,13            | 0,03            | 0,08           | 0,16            | 0,13          |
| <b>Dijital ÇM-II</b> | <b>#12 Dİ-düz (dÖ-orijinal)</b>     | 0,16            | 0,06            | 0,10           | 0,25            | 0,15          |
|                      | <b>#22 Dİ-düz (dÖ-eşdeğer II)</b>   | 0,16            | 0,06            | 0,07           | 0,22            | 0,18          |
|                      | <b>#24 Dİ-açılı (dÖ-eşdeğer II)</b> | 0,13            | 0,07            | 0,07           | 0,24            | 0,11          |
|                      | <b>#14 Dİ-açılı (dÖ-orijinal)</b>   | 0,08            | 0,06            | 0,01           | 0,14            | 0,09          |



Gruplar arasında vida başı lokalizasyon değişikliğinde gÖ, dÖ-orijinal, dÖ-eşdeğer I ve II verilerinin düz ve açılı implant verileri ile ilişkili tanımlayıcı istatistikleri Tablo 4.11.'de sunulmuştur.

**Tablo 4.11.** 3-B'lu lazer tarama cihazı vida başı lokalizasyon değişikliğinde, gruplar arası tanımlayıcı istatistikleri. (Dİ: Dental İmplant, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya))

|              |               |          | %95 Güven Aralığı |        |           |
|--------------|---------------|----------|-------------------|--------|-----------|
|              |               | Ortalama | S.Sapma           | S.Hata | Alt Sınır |
| #12 Dİ-düz   | gÖ            | ,075     | ,051              | 0,025  | 0,006     |
|              | dÖ-orijinal   | ,123     | ,075              | 0,03   | 0,002     |
| #22 Dİ-düz   | gÖ            | ,117     | ,078              | 0,03   | 0,008     |
|              | dÖ-eşdeğer I  | ,069     | ,050              | 0,02   | 0,01      |
|              | dÖ-eşdeğer II | ,168     | ,067              | 0,03   | 0,06      |
| #24 Dİ-açılı | gÖ            | ,115     | ,028              | 0,01   | 0,07      |
|              | dÖ-eşdeğer I  | ,182     | ,134              | 0,06   | 0,03      |
|              | dÖ-eşdeğer II | ,138     | ,078              | 0,03   | 0,01      |
| #14 Dİ-açılı | gÖ            | ,039     | ,017              | 0,008  | 0,011     |
|              | dÖ-orijinal   | ,131     | ,030              | 0,015  | 0,08      |

Gruplar arası istatistiksel olarak normallik varsayımı Shapiro-Wilk testi ile değerlendirildi ve normallik varsayımı karşılandı.( $p>0,05$ ) Gruplar arası varyans homojenliğini değerlendirmek için Levene testi yapıldı. Varyans homojenliğinin sağlandığı 12 ve 22 nolu düz ve 24 nolu açılı implantlarda ANOVA testi yapıldı ve gÖ ile dÖ-eşdeğer I ve II verileri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.( $p>0,05$ ) 14 nolu açılı implant verilerinde gruplar arası varyans homojenliği sağlanmadı.( $p<0,05$ ) Bu grup için Welch istatistiği yapıldı ve testin sonucunda 14 nolu açılı implant verileri için gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu.( $p<0,05$ ) Bu farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak

için Post-hoc Tamhane testi yapıldı ve sonucunda farkın gÖ ve dÖ-orijinal verilerinden kaynaklandığı bulundu.( $p<0,05$ )

#### 4.3.Rezonans Frekans Analizi Bulguları

Geleneksel ve dijital çalışma modellerindeki analogların model içerisindeki stabilite değerlerini değerlendirmek için rezonans frekans analizi yapıldı. Ana model ve çalışma modellerine ait implantların stabilite değerleri istatistiksel olarak değerlendirildi ve bulguları Tablo 4.12. 'de sunulmuştur.

**Tablo 4.12.** Ana model, geleneksel çalışma modelleri ve dijital çalışma modellerindeki analoglara ilişkin stabilite değerleri. (Dİ: Dental İmplant, ÇM: Çalışma Modeli, ÇM-I: Orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ) kullanılan, ÇM-II: Orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya ) kullanılan, orijinal: orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ), eşdeğer I: orijinal olmayan scan-post (Biodenta Swiss AG, İsviçre ), eşdeğer II: orijinal olmayan scan-post (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya ))

|                      | #12 Dİ-düz         | #22 Dİ-düz           | #24 Dİ-açılı         | #14 Dİ-açılı       |
|----------------------|--------------------|----------------------|----------------------|--------------------|
| <b>Ana model</b>     | 82                 | 83                   | 82                   | 81                 |
|                      | <b>gÖ-açık</b>     | <b>gÖ-kapalı</b>     | <b>gÖ-kapalı</b>     | <b>gÖ-açık</b>     |
| <b>Geleneksel ÇM</b> | 81                 | 79                   | 80                   | 80                 |
|                      | <b>dÖ-orijinal</b> | <b>dÖ-eşdeğer I</b>  | <b>dÖ-eşdeğer I</b>  | <b>dÖ-orijinal</b> |
| <b>Dijital ÇM-I</b>  | 81                 | 71                   | 72                   | 80                 |
|                      | <b>dÖ-orijinal</b> | <b>dÖ-eşdeğer II</b> | <b>dÖ-eşdeğer II</b> | <b>dÖ-orijinal</b> |
| <b>Dijital ÇM-II</b> | 77                 | 61                   | 63                   | 80                 |

Elde edilen verilere göre gÖ-açık, gÖ-kapalı, dÖ-orijinal ve dÖ-eşdeğer I dijital analog implant stabilite değerleri ana modele göre benzer değerler gösterirken, dÖ-eşdeğer II implant stabilite değerlerinin ana modele göre daha düşük olduğu bulundu.

## 5. TARTIŞMA

Teşhis ve tedavi planlamasına uygun olacak şekilde final daimi proteze göre implant yerleştirilmesi dental implantolojinin temellerinden biridir. Ancak son yıllarda implantların bilinçli olarak mevcut anatomiye göre açılı olarak yerleştirilmesi, ileri cerrahi işlemlere alternatif olarak sunulmaktadır. Tedavi başarı oranları oldukça yüksektir, 5-10 yıllık takip sonrası üst çene için %98, alt çene için %98.1 başarı oranları gösterilmiştir. (26,193) Tam ark, sabit restorasyonlarda dört implant kullanımının başarılı bir tedavi seçeneği olduğu klinik çalışmalarla literatürde kanıtlanmıştır.(27) İmplantlar arasındaki açılanmanın gÖ'lerin doğruluğunu etkilediği yapılan birçok çalışmada gösterilmiştir. İmplantların birbirlerine göre farklı açılarda olması ölçünün ağızdan çıkarılırken deformasyonuna veya ölçü maddesinin kaşıktan ayrılmasına neden olabilir. Bu nedenle klinik uygulamada son yıllarda tekrar popülerleşen *all-on-four* vakalarında dayanak seviyesinde ölçü yöntemi tercih edilmelidir. Böylelikle posterior açılı implantlardan kaynaklanan andırkatlar ortadan kaldırılır ve ölçü alınırken implantların açılanmaları birbirine paralel hale getirilir. Farklı açılarda implantlarda ölçü yöntemlerinin doğruluğu üzerine, klinik olarak uygun bir yöntem olarak kabul edilen dayanak seviyesinde ölçü yöntemi ile ilgili implant seviyesinde alınan ölçülere göre çok daha az sayıda çalışma bulunmaktadır.(29,124,194-196)

Bu çalışmalardan Siadat ve arkadaşları (29) tarafından yapılan in-vitro çalışmada, *all-on-four* çalışma modeli üzerinde dayanak seviyesinde ve implant seviyesinde gÖ'ler alınmıştır. Alınan kayıtlardan alçı çalışma modelleri üretilmiştir ve CMM kullanılarak referans modelle karşılaştırılmıştır. Dayanak seviyesinde alınan kayıtların, düz ve açılı implantlarda implant seviyesinde alınan kayıtlara göre daha az doğrusal ve rotasyonel yer değiştirme gösterdiği belirtilmiştir. Benzer bir çalışmada ise (196) açılı implantlardan alınan kayıtlarda ölçü seviyesinin kaydın doğruluğuna etkisi incelenmiştir. Dayanak seviyesinde alınan ölçülerde posterior açılı implantlar daha doğru değerler göstermiştir. İmplantların açılanmaları 40°'den 60°'ye çıktıkça özellikle dayanak seviyesinde ölçü yöntemi kullanıldığında oluşan hatalarda belirgin bir artış olmadığı belirtilmiştir.

Çalışmamızda üst çene tam dişsiz çenede posteriorlar açılı anteriorlar düz olacak şekilde farklı açılarda dört implant bulunan model üzerinden gÖ ve direkt-dÖ'ler alındı. Alınan kayıtlardan geleneksel ve dijital çalışma modelleri oluşturuldu ve doğruluğu değerlendirildi. Posteriodaki açılı implantların andırkatlarını ortadan kaldırmak amacıyla gÖ'lerin tümü dayanak seviyesinde alındı ve direkt-dÖ kayıtları için kontrol grubu olarak kullanıldı. Çalışmadaki gÖ'lerde aynı zamanda açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü yöntemleri birlikte uygulandı. Literatüre bakıldığında yapılan birçok çalışmada açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü yöntemleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmalar içinden yapılan üç sistematik derleme sonucunda tam olarak ortak bir sonuç elde edilememiştir. Lee ve arkadaşları (23) tarafından yapılan sistematik derlemede üç veya daha az implantın bulunduğu durumlarda çalışmaların çoğu açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü yöntemi arasında fark göstermemiştir. Dört veya daha fazla implant bulunduğu ise açık kaşık ölçü yönteminin daha yüksek doğruluk gösterdiği belirtilmiştir. Baig (100) yapmış olduğu sistematik derlemede tam dişsiz arklarda çoklu implant ölçüsünün doğruluğunu değerlendirmiştir. Bunlardan açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü yöntemleri arasındaki farkları incelemek için seçilen çalışmalardan altısı açık kaşık ölçü yöntemini, kapalı kaşık ölçü yönteminden üstün bulmuştur,(106,113,197-199) beş çalışmanın sonucunda ise iki yöntem arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır.(101,109,114,115,200) Hangisinin en doğru ölçü yöntemi olduğuyula ilgili çelişkili sonuçlar bulunmuştur ve net bir görüş belirtilmemiştir. Son olarak Papaspyridakos (201) ve arkadaşları tarafından yapılan sistematik derlemede açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü yöntemi ile ilgili 20 in-vitro ve bir klinik çalışma değerlendirilmiştir. Sonucunda tam dişsizlikte açık kaşık ölçü yöntemi daha iyi bulunmuştur, bölümlü dişsizlikte ise iki yöntem arasında fark gösterilmemiştir. Çalışmamızda elde edilen verilere göre tüm sonuçlarda açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü yöntemleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Lee ve arkadaşlarının yaptığı sistematik derlemeye benzer şekilde çalışmamızda açık kaşık ölçü yönteminin uygulandığı implant sayısının iki olmasından dolayı yöntemler arasında fark bulunmamıştır. Ayrıca açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü yöntemleri arasında fark olmaması dayanak seviyesinde ölçü alınması ve klinik sınırlamaların olmadığı in-vitro bir çalışma olmasından kaynaklanmış olabileceği düşünüldü.

i-SP'lerdeki kayıt yöntemlerinden hiçbiri altın standart olarak tanımlanamamasına rağmen zamandan, ekonomiden ve iş gücünden tasarruf sağlaması amacıyla ve restoratif dişhekimliği uygulama etkinliğinin genişlemesiyle birlikte direkt-dÖ i-SP'ler için kayıt alternatifi olarak dikkat çekmeye başlamıştır. gÖ alımı ve model hazırlanması ile ilgili bilinen yetersizliklerin çözümü, ağız içi tarayıcılarla elde edilen verilerin doğrudan dijital yolla CAD/CAM ünitesine aktarılmasıyla sağlanabilir. İ-SP'lerde tek veya kısa bölümlü dişsizlikte ağız içi tarayıcıların kullanımının yüksek doğruluk ve hassasiyet ile yapılabildiği birçok çalışmada ve vaka raporunda gösterilmiştir.(31,164,165) Monolitik bir restorasyon ve kişiselleştirilmiş dayanakların üretimi ile i-SP'lerde tam bir dijital iş-akışıyla restorasyonun bitirilmesi mümkündür.(31) Literatürde birçok çalışmada i-SP'lerde dijital ölçü yöntemleri incelenmiştir, ancak bunlar çoğunlukla kişisel dayanak, tam seramik ve zirkon restorasyon üretimi üzerinedir.(12,163,165)

i-SP'lerde tek kronlar ağız içi tarayıcılar için klinik senaryolar arasında en basit vaka gruplarıdır, ancak geniş dişsiz alanlar söz konusu olduğunda referans noktası olarak algılanan dişlerin eksikliği ve hareketli dokuların fazlalığı nedeniyle durum farklılık gösterir. (Şekil 2.11.) Bu durumla ilgili olarak Derksen ve arkadaşları (148) ağız içi tarayıcıların implantlarda kullanılmasına ilişkin endikasyon ve lokasyon esaslı bir zorluk piramidi sunmuşlardır. Bu gibi klinik durumlarda, ilk görüntü referans noktası olarak kullanılır ve takip eden görüntüler bir önceki üzerine eklenir, ark taranırken her bir ekleme hata oluşturma olasılığını artırır. Bu görüntülerin hatalı sıralanması tarama alanı içerisinde kalan hareketli dokuların fazlalaşması ile artar ve sonuç olarak tam dişsiz arklarda direkt-dÖ uygulamalarının doğruluğu halen bilimsel bilgi açısından sınırlıdır. i-SP'lerin gÖ'sü implantların üzerine yerleştirilen ölçü postları ile alınır. direkt-dÖ'de ise implantları dijitalize edebilmek için gÖ'den farklı olarak scan-postlar kullanılır. Ayrıca tarama işlemi ilk önce scan-postlar yerleştirilmeden çene yalın halde iken yapılır ve ilk görüntü kayıt edilir. Sonra scan-postlar yerleştirilir, implantlar tekrar taranır ve ikinci görüntü kayıt edilir. Sistem tarafından kaydedilen iki görüntü birleştirilir ve tarama görüntüsü son halini alır. Tam dişsizlik durumunda i-SP'lerde arkın ilk taraması scan-postlar yerleştirilmeden önce yapılacağı için güvenilir bir referans noktası bulmak oldukça zordur. Daha sonra implantlar scan-postlarla birlikte taranır ve ikinci tarama için yine ilk taramayla

eşleşebilecek güvenilir bir referans noktasının olmaması durumu zorlaştırır. Öte yandan tam dişli arkin direkt-dÖ'süne baktığımızda sabit olan dişler referans noktası olarak alındığı için ağız içi tarama daha güvenilir bir şekilde yapılır. Bununla ilgili mevcut literatüre bakıldığında, Patzelt ve arkadaşları (157) tarafından tam ark, üst çenede 14 adet prepare diş bulunan modelde dört farklı ağız içi tarayıcının doğruluğu değerlendirilmiştir. Tek bir ağız içi tarayıcı sistemi dışında test edilen tüm sistemlerde prepare dişlerin tam ark taramasında kıyaslanabilir doğruluk ve hassasiyet seviyeleri gösterilmiştir. Kim ve arkadaşlarının (202) yaptığı in-vitro çalışmada yarım ark üzerinde prepare üç dayanak dişin olduğu ana modelden gÖ ve direkt-dÖ'ler alınmıştır. gÖ'lerden alçı çalışma modelleri ve direkt-dÖ'lerden dijital çalışma modelleri frezelenerek üretilmiştir. Tüm çalışma modelleri taranarak ana model ile karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre direkt-dÖ klinik için yeterli doğruluğu göstermiştir. Dişin lokalizasyonu direkt-dÖ'nün doğruluğunu etkilememiştir. Her iki in-vitro çalışmada da belirtildiği gibi direkt-dÖ benzer şekilde klinik için uyumlu bulunmuştur. d-SP'lerde ağız içi tarayıcının referans olarak aldığı dişler direkt-dÖ'lerde görüntünün daha kolay ve doğru elde edilmesini sağlar. Goracci ve arkadaşlarının (159) yaptıkları sistematik derlemede ise tam ark kayıtlarda ağız içi tarayıcıların doğruluğu, güvenilirliği ve verimi değerlendirilmiştir. Literatür incelendiğinde, klinik koşullar altında ağız içi tarayıcıların kullanımı hakkında yorum yapabilmek için yeterli kanıtın olmadığı belirtilmiştir. Ağız içi tarayıcıların güvenilirliğini, doğruluğunu, tekrarlanabilirliğini ve tarama sürelerini düzgün bir şekilde değerlendirmek için çalışmalara ihtiyaç olduğu belirtilmiştir. Kanıt eksikliklerine rağmen ağız içi tarayıcıların popülerliği giderek artmaktadır ve gelecekte yüksek kalitede klinik araştırmaların yapılması ihtiyacı büyük öneme sahiptir.(203)

Tam dişsiz alt çenede ağız içi tarayıcı ile görüntü alınırken bukkalde yanak, lingualde ağız tabanı ve dil gibi hareketli dokuların fazla olması aynı zamanda tükürük izolasyonun daha zor sağlanması gibi durumlar direkt-dÖ alımını daha da zorlaştırır. Tarama alanı içerisine her iki yönden hareketli dokuların girişi kaydın alınmasını zorlaştırır. Farklı olarak üst çene tam dişsizlikte ise palatinal bölgeden dolayı ağız içi tarayıcı kullanılırken alt çeneye göre daha az hareketli dokunun

bulunması ve izolasyonun daha rahat sağlanması direkt-dÖ için şartları daha uygun hale getirir.

Literatüre bakıldığında tam dişsizlikle ilgili dijital iş-akışını anlatan yalnızca iki klinik çalışma ve dijital kaydın sadece yardımcı bir araç olarak kullanıldığı iki vaka raporu mevcuttur. (146,147,204,205) Aynı grubun yapmış olduğu iki klinik çalışmada da tam dişsiz arklardan alınan direkt-dÖ'lerin elde edilmesi ile ilgili bilgi eksiklikleri mevcuttur. Her iki klinik çalışmada da restorasyon uyumunun kontrolleri, radyografik değerlendirme ve *Sheffield* testi ile yapılmıştır. Klinik çalışmaların mevcut değerlendirilme sınırlamalarından dolayı, çalışmamız in-vitro planlanarak farklı yöntemlerle daha çok veri toplanması amaçlanmıştır. Tam dişsizlikle ilgili tarif edilen hareketli dokunun daha az olmasından dolayı çalışmamızda üst çene tam dişsizlik klinik durumu üzerinde çalışılması tercih edilmiştir. Ayrıca ağız içi tarayıcıya sahip bir klinisyen, tam dişsiz vakalarda geleneksel ölçü aldıktan sonra geleneksel çalışma modeli hazırlayıp, model üzerinden ağız içi tarayıcı ile tarama yaparak görüntüyü dijital yolla laboratuvara yollayabilir. Bu şekilde ölçünün laboratuvara transferi sonucunda oluşabilecek olumsuzlukları azaltabildiği gibi ekonomik olarak da kazanç sağlar.

Yapılan ilk klinik çalışmada Gherlone ve arkadaşları (204) tarafından *all-on-four* restorasyonlar için direkt-dÖ'nün doğruluğu değerlendirilmiştir. Alt veya üst çene tam dişsizliğe sahip 14 hastaya implantları yerleştirilmiştir. *Immediate* yerleştirilen geçici protezlerden dört ay sonra daimi protezlerin yapımı için scan-postlar kullanılarak direkt-dÖ'ler alınmıştır. Tarama görüntülerinden dijital çalışma modelleri üretilmiştir ve daimi protezleri bitirilerek 14 hastaya teslim edilmiştir. Altyapıların uyumları ağız içinde *Sheffield* testi ve radyograflarla kontrol edilmiştir. 6. ay ve 12. aylarda radyograflar alınarak krestal kemik seviyeleri değerlendirilmiştir. Düz ve açılı implantlar etrafında krestal kemik kaybı arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Çalışmanın sonucunda direkt-dÖ kullanılarak klinisyenler, laboratuvar teknisyenleri ve hastalar için dijital iş-akışının etkinliğini belirgin bir şekilde arttıran doğru dijital çalışma modelleri oluşturulabilir sonucuna varılmıştır.

Aynı grup tarafından yapılan diğer klinik çalışmada Gherlone ve arkadaşları (205) *all-on-four* restorasyonlar için en etkili ölçü yöntemini bulmayı amaçlamıştır. Bu çalışma için rastgele seçilen en az bir arkta şiddetli posterior atrofisi olan hastalara dört implant yerleştirilmiştir. Geleneksel ve dijital kayıtlar alınması için hastalar iki gruba ayrılmıştır. Kontrol grubunda 15 çeneden açık kaşık ölçü yöntemi ile gÖ'ler alınmıştır ve geleneksel çalışma modelleri hazırlanmıştır. Test grubunda ise 15 çeneden scan-postlar kullanılarak implant seviyesinde direkt-dÖ'ler alınmıştır ve dijital çalışma modelleri hazırlanmıştır. Tüm hastalara CAD/CAM titanyum alt yapılar üretilmiştir. Protezlerin uyumu *Sheffield* testi ile kontrol edilmiştir. Protetik rehabilitasyonu takiben bar-implant bağlantısındaki aralığı kontrol etmek ve doğruluğunu değerlendirmek için radyograflar alınmıştır. Toplam 25 hastanın 17'si maksiller 13'ü mandibular *all-on-four* restorasyonu (toplamda 120 implant) *immediate* yüklenerek hastalara teslim edilmiştir. CAD/CAM ile üretilen tam ark restorasyonların direkt-dÖ yöntemi kullanılarak memnun edici sonuçlara ulaşıldığı gösterilmiştir. Aynı zamanda direkt-dÖ uygulamasının gÖ'ye göre anlamlı bir şekilde daha az zaman gerektirdiği bildirilmiştir. Bu çalışmaya dayanarak yazarlar, tam dişsiz ağızlarda i-SP'ler için ağız içi tarayıcı kullanılmasını ve dijital iş-akışı için etkinliği büyük ölçüde artıran doğru bir kayıt oluşturulduğunu savunmuşlardır. Ancak tam dişsiz ağızda i-SP'ler için ağız içi tarama uygulamaları ile ilgili daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir.

Mevcut literatürde son iki yılda yapılmış olan iki klinik çalışmada uygulanan metodolojik iş-akışı çalışmamıza uygunluk göstermektedir.(204,205) Hepsinde tam dişsiz üst veya alt çeneden i-SP yapımı için scan-post kullanılarak implant seviyesinde direkt-dÖ'ler alınmıştır ve dijital çalışma modelleri restorasyonun tamamlanması için üretilmiştir. Çalışmamızda klinik koşulların mevcut sınırlamaları dolayısıyla in-vitro çalışma ile daha çok materyal toplanarak daha fazla veri elde edilmesi planlanmıştır. Bunun için daha fazla veriyi elde etmek amacıyla alınan gÖ ve direkt-dÖ'lerden çalışma modelleri oluşturuldu. Dolayısıyla implantların pozisyonları ile ilgili daha fazla veri toplanması amaçlandı. Bundan dolayı çalışmamızdaki direkt-dÖ'nün doğruluğunu değerlendirmek için 3-B'lu yazıcı kullanılarak dijital çalışma modelleri üretildi. Yapılan her iki klinik çalışmada da üretilen CAD/CAM dijital çalışma modelleri frezelenerek elde edilmiştir.



CAD/CAM frezeleme ile üretilen çalışma modellerinin doğru sonuçlar vermediği daha önceki bir çalışmada gösterilmiştir.(206) 3-B’lu yazıcı ile eklemeli üretimin en önemli faydalarından biri, frezeleme gibi eksiltici işlemlerden çok daha az miktarda ham madde gerektirmesidir. Böylece, teorik olarak maliyetin düşmesi gerekir. Ayrıca freze cihazlarının kesici uçlarının minimum çap gerekliliği bulunduğundan ince konturların frezelenmesi oldukça zordur ve uçlar incelidikçe yıpranması hızlanabilir.

Yapılan iki klinik vaka raporunda ise tam dişsiz arklardan alınan direk-dÖ sonrası dijital çalışma modelleri üretilmiştir. Ancak bu dijital çalışma modelleri yapılacak olan restorasyonun yapımı için yardımcı bir araç olarak kullanılmıştır. Vaka raporlarından ilkinde Lin ve arkadaşları (147) tarafından tam dişsiz üst çenede altı implant bulunan hastaya implant seviyesinde direkt-dÖ ile birlikte uygulanan dijital iş-akışı anlatılmıştır. Scan-postlar ve implant çevresi yumuşak doku ağız içi tarayıcı ile tarandıktan sonra onaylanan görüntü laboratuvara yollanmıştır. Laboratuvarında ilk olarak alınan görüntülerden poliüretan dijital çalışma modeli frezelenerek üretilmiştir. Yapılan doğrulama aracı ağız içinde değerlendirilmiştir ve tüm segmentlere otopolimerize akrilik rezinle bağlanmıştır. Daha sonra çıkartılmıştır ve implant analogları ile bağlanmıştır. Tip IV alçıyla birleştirilmiştir ve alçı doğrulama modeli elde edilmiştir. Restoratif alan değerlendirmesi için doğrulama modelini de kullanarak kişisel CAD/CAM titanyum bar frezelenerek bu doğrulama modeli üzerinde bitirilmiştir. Dijital çalışma modeli ise yardımcı araç olarak kullanılmıştır. Daimi protezin uyumu ağız içinde *Sheffield* testi ve radyograflarla kontrol edilmiştir. Bu çalışmada i-SP’ler için ağız içi tarayıcılarla dijital veri elde edilmesi ve model oluşturmaya bir alternatif anlatılmıştır. Daimi protezde pasifliği sağlayabilmek için kullanılan doğrulama araçlarının sistemlerin gelişmesiyle birlikte bırakılabileceği belirtilmiştir. Diğer klinik vaka raporunda ise Lin ve arkadaşları (146) tarafından tam dişsiz alt çenede dört adet implant bulunan hastada implant seviyesinde dijital veri edinimi ile dijital iş-akışı anlatılmıştır. İlk önce scan-postlar kullanılarak ağız içi tarayıcı ile implant seviyesinde direkt-dÖ alınmıştır. Tarama görüntüsü dijital yolla laboratuvara gönderilmiştir ve poliüretan dijital çalışma modeli frezelenerek üretilmiştir. Dijital implant analogları model içerisine yerleştirilmiştir. İlk vakada olduğu gibi bölümlü doğrulama aracı üretilmiştir ve hasta ağızında denenerek implant analogları ile birleştirilmiştir. Doğrulama alçı modeli

oluşturulmuştur. Yine doğrulama modeli üzerinde dişler seçilerek artikülasyon ayarlanmıştır ve ağız içinde kontrolü yapılmıştır. CAD/CAM titanyum alt yapı üretilmiştir ve ağız içindeki uyumu radyograflarla kontrol edilmiştir. Çalışmada tam dişsiz alt çene için i-SP'lerde dijital iş-akışı anlatılmıştır ve daimi protez CAD/CAM titanyum bar üzerine ayrı ayrı zirkonyum seramikler ve otopolimerize akrilik rezinin enjeksiyonla şekillendirilmesiyle üretilmiştir. Her iki vaka raporunda da direkt-dÖ'lerden dijital çalışma modelleri üretilmiştir. Ancak iş-akışına dijital olarak devam edilmemiştir. Sonraki aşamalarda dijital çalışma modelleri yalnızca laboratuvar ve klinik aşamalarında yardımcı bir araç olarak kullanılmıştır. Bundan dolayı çalışmamızla metodolojik olarak uyuşmamaktadır.

Çalışmamızın şimdiye kadar yapılan klinik çalışmalardan önemli bir farkı direkt-dÖ'ler elde edilirken orijinal ve orijinal olmayan scan-postların kullanılmasıdır. Scan-postlar, implant üreticileri tarafından implantları dijitalize edebilmek için üretilen, ağız içi tarayıcı tarafından algılanmasını sağlamak için belirgin geometrik bir şekle sahip olan parçalardır. Farklı firmalar tarafından belirli implant sistemleri için üretilen orijinal olmayan dayanak sistemlerinden yola çıkılarak aynı şekilde orijinal olmayan scan-postlar da üretilmiştir. Mevcut literatüre bakıldığında implant sistemlerinin orijinal scan-postları ile başka firmalar tarafından üretilen orijinal olmayan scan-postlar arasındaki farkın anlamlı olup olmadığıyla ilgili henüz çalışma bulunmamaktadır. Bundan dolayı bilimsel bilginin artırılması adına çalışmamızda orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ) ile iki farklı orijinal olmayan scan-post ( Biodenta Swiss AG, İsviçre ), (Nt-trading GmbH&Co.KG, Almanya ) olmak üzere üç farklı scan-post kullanıldı. Lazer tarama cihazı ile yapılan ölçümlerde implantların açılanma verilerinde, orijinal scan-post ile orijinal olmayan (Biodenta Swiss AG, İsviçre ) scan-post arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Onun dışında hiçbir ölçümde orijinal ve orijinal olmayan scan-postlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Burada oluşan farkın Gimenez ve arkadaşlarının çalışmasında da belirttiği gibi tam dişsiz arkın taranmasında ikinci yarıya geçildiğinde hassasiyetin azalmasına bağlandı.(207) Farkın 12 nolu düz implantta kullanılan orijinal scan-posttan kaynaklandığı düşünüldü.

i-SP'lerde scan-postlar tarandıktan sonra CAD yazılımında kullanılan scan-postun kütüphanesinden seçilerek birbirleriyle eşleştirilirler. Scan-postlar kütüphanedeki eşleşme sonucunda yazılımda dijital çalışma modeli üzerinde sanal implant haline getirilir. Dijital iş-akışında dijital çalışma modeli oluşturulduktan sonra hareketli dijital implant analoglarının da yerleştirilmesiyle, laboratuvar teknisyenlerinin dijital iş-akışına ilave veneerleme gibi geleneksel yöntemleri kolaylıkla uygulamasına imkan sağlar. Çalışmamızda kullanılan scan-postlar ile uyumlu olan dijital implant analogları kullanıldı. Orijinal ve iki adet orijinal olmayan olmak üzere toplam üç farklı dijital implant analogu çalışma modellerine yerleştirildi. Her üç analogun da dijital çalışma modeli içerisine yerleştirilmesi farklılık göstermektedir. Orijinal dijital implant analogu (Institut Straumann AG, İsviçre ) model içerisine sürtünmesel kilitlenme ile yerleştirilir. Orijinal olmayan dijital implant analogu (Biodenta Swiss AG, İsviçre ) poliüretan kapakla modelin altından birbiri üstüne geçirilerek sabitlenir. Diğer orijinal olmayan dijital implant analogu (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya) ise iki parça halindedir, bunlar model üzerinde birbirine vidalanarak birleştirilir. Tüm çalışma modellerinde her bir implant analogunun stabilitesini değerlendirmek için rezonans frekans analizi yapıldı. Yapılan ölçümlerde orijinal olmayan (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya) dijital implant analoglarının stabilite değerleri belirgin olarak ana modele ve diğer analoglara göre düşük bulundu. Dijital implant analoglarının model içerisindeki stabilizasyonları oldukça önemlidir. Daha sonra üretilecek olan restorasyon uyumunun aşamalar arasında kontrolü ve değerlendirilmesi için dijital implant analogunun model içerisinde stabil olması gerekir. Ancak çalışmamızda elde edilen, orijinal olmayan dijital implant analogunun stabilite değerinin düşük bulunması sonuçları etkileyen bir durum oluşturmamıştır.

Tam ark dişsizlikte direkt-dÖ uygulanan in-vitro çalışmalara bakıldığında Giménez ve arkadaşları (207) tarafından yapılan in-vitro bir çalışmada tam dişsiz üst çeneye yerleştirilen farklı açıda ve derinlikte implantların bulunduğu ana modelden ağız içi tarayıcı ile direkt-dÖ'ler alınmıştır. Çalışmanın amacı ağız içi tarayıcının klinik performansını etkileyen değişkenlerin değerlendirilmesidir. Çalışmanın sınırlamaları dahilinde, scan-postların görünen miktarının direkt-dÖ'nün doğruluğunu etkilediği bildirilmiştir. Derine yerleştirilmiş implantlarda uzun scan-

postların kullanımı tavsiye edilmiştir ve bu klinik açıdan önemli bulunmuştur. Klinisyenin tecrübesi direkt-dÖ'nün doğruluğunu etkilemiştir. Mesafe ve açılmalarda ark boyunca artış göstermiştir. Tam dişsiz arka tarama yapılan ilk yarının ikinci yarıdan daha iyi olduğu belirtilmiştir. İmplantların açılması direkt-dÖ'nün doğruluğunu etkilememiştir. Bu in-vitro çalışma analiz edildiğinde direkt-dÖ'nün kabul edilebilir sınırlarda olduğu belirtilmiştir. Bu in-vitro çalışmayla benzer olarak çalışmamızda üst çene tam dişsizlikte farklı açılarda implantların direkt-dÖ yöntemi ile kayıtları alındı. İmplantların pozisyonlarını değerlendirebilmek için çalışma modelleri oluşturuldu. Çalışmamızda bu değerlendirmeleri yapabilmek için iki yöntem kullanıldı. Her bir implantın açılma bulguları hem CMM hem de lazer tarayıcı ile ölçülerek kayıt edildi. Burada dikkat çekilmek istenen nokta; farklı koşullar altında elde edilen bilgi türlerinin, dental araştırmaların birçok başka alanında da olduğu gibi klinik yorumun doğru bir şekilde yapılamamasına ve yaklaşımla ilgili belirsizliğe neden olabileceğidir. Çalışmamızda CMM ölçümlerinde grup içi karşılaştırmalarda açılı ve düz implant verileri arasında fark bulunmadı. Lazer tarama cihazı ölçümlerinde ise grup içi karşılaştırmalarda 12 ve 22 nolu düz implantlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ve farkın orijinal scan-post ile orijinal olmayan (Biodenta Swiss AG, İsviçre ) scan-postlardan kaynaklandığı gösterildi. CMM implant açılması ölçümlerinin gruplar arası verilerin karşılaştırılmasında ise 14 ve 24 nolu açılı implantlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ve farkın gÖ ile orijinal olmayan (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya ) scan-postun kullanıldığı dÖ grubundan kaynaklandığı gösterildi. Lazer tarama cihazında implant açılmalarının gruplar arası karşılaştırmalarında ise 12 ve 22 nolu düz implantlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ve bu farkın orijinal scan-post (Institut Straumann AG, İsviçre ) ile gÖ'den kaynaklandığı gösterildi. Lazer tarayıcı ile elde edilen grup içi ve gruplar arası verilerde ortak fark orijinal scan-postlar ile alınan dÖ grubunda olduğu için Giménez ve arkadaşlarının çalışmasında belirtildiği gibi taramanın ikinci yarısında direkt-dÖ'nün hassasiyetinin etkilenmiş olabileceği düşünüldü.(207) İmplant açılması için yapılan iki ölçüm yöntemi arasında çıkan bu farkın ölçüm metodolojisindeki farklılardan kaynaklandığı düşünüldü. CMM ile yapılan ölçümlerde ana modeldeki implantların ölçüm değerleri ve çalışma modellerindeki ölçümler ayrı

ayrı hesaplanıp karşılaştırıldı. 3-B'lu lazer tarama cihazında ise ana model ve çalışma modelleri tarama görüntülerinin üst üste çakışan görüntüleri üzerinden karşılaştırmalar yapıldı. Sonuç olarak aynı veri iki farklı yöntem kullanılarak ölçüldü ve iki farklı sonuç bulundu. Bu durum dental araştırmaların birçok başka alanında gözlemlendiği gibi, farklı koşullar altında elde edilen bilginin doğru klinik yorum ve uygulanan yaklaşımın belirsizliğine neden olabileceğini göstermiştir. Dahası çalışmalarda yapılan hatalı yorumlamalara sebep olabilir.

Papaspyridakos ve arkadaşlarının (172) yaptığı in-vitro çalışmada tam dişsiz alt çenede beş implant bulunan alçı model ana model olarak kullanılmıştır. Foramenler arasına yerleştirilen implantların sağ ve sol distaldeki 10° ve 15° değerleri düz yerleştirilmiştir. gÖ'ler implant seviyesinde ve dayanak seviyesinde, ölçü postları birbirine bağlanmış ve bağlanmamış olmak üzere dört şekilde alınmıştır. direkt-dÖ'ler implant seviyesinde alınmıştır. gÖ'lerden hazırlanan geleneksel çalışma modelleri ağız dışı tarayıcı ile taranmıştır ve tüm gruplarda tarama görüntüleri kıyaslanmıştır. Bu in-vitro çalışmanın sonuçlarına göre, direkt-dÖ'lerin doğruluğu tam dişsiz hastalarda gÖ'ler kadar iyi bulunmuştur. Çalışmamızda benzer şekilde gÖ'ler dayanak seviyesinde, direkt-dÖ'lerde ise tüm kayıtlar implant seviyesinde alındı. Amaç zaten bütün implantları paralel hale getirip karşılaştırmak değil her iki ölçü yönteminde de olması gerektiği gibi kayıtlar alınarak çalışma modellerini değerlendirmektir. CMM ile yapılan ölçümlerden bir diğeri implantların lineer mesafe ölçümleridir. Her bir implant için hesaplanan Mx ve My lineer implant mesafeleri arasında grup içi ve gruplar arası tüm verilerdeki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Sonuç olarak direkt-dÖ'lerin doğruluğu tam dişsiz hastalarda gÖ'ler kadar etkili bulundu.

Gimenez ve arkadaşları (173) tarafından yapılan in-vitro çalışmada tam dişsiz üst çenede altı implant bulunan rezin model ana model olarak kullanılmıştır. Farklı açılarda ve derinlikte olan implantların direkt-dÖ yöntemi ile kayıtları alınmıştır. Tarama mesafesinin tarayıcının doğruluğunu etkilediği ve tarama alanının uzunluğunun artmasıyla hata oranının arttığı bildirilmiştir. Çalışmamızda yapılan ölçümlerden bir diğeri lazer tarama cihazı ile sıkıştırma vida başı lokalizasyon değişikliğinin ölçülmesidir. Grup içi karşılaştırmalarda veriler arasındaki fark

istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Gruplar arasında 14 nolu açılı implant verilerindeki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ve farkın gÖ ile orijinal scan-postla alınan dÖ'den kaynaklandığı gösterildi. Diğer ölçümlerle de kıyaslandığında bu farkın yine tarama mesafesinin uzamasıyla direkt-dÖ'lerin hassasiyetindeki azalmadan kaynaklandığı düşünüldü. Arkın ikinci yarısına geçildiğinde kaydın hassasiyetinin azalmış olabileceği düşünüldü. (207) Çalışmamızda yapılan diğer bir ölçüm de CMM ile tüm çalışma modellerindeki implantların hem açılanma hem de lineer mesafelerinin ana modelle arasındaki farklarının hesaplanmasıdır. Elde edilen veriler direkt-dÖ alınırken hassasiyetin arkın yarısı geçildikten sonra azaldığını doğrulamaktadır. Ana modele en yakın fark taramanın başladığı bölge olan orijinal olmayan (NT-trading GmbH&Co.KG, Almanya ) scan-postun bulunduğu 24 nolu implantta bulunmuştur.

Çalışmamızın sonuçları tam ark i-SP kaydının direkt-dÖ ile alınması ile ilgili oldukça umut vericidir. In-vitro çalışma olması dolayısıyla ağız içi tarama söz konusu olduğunda tükrük, dil, ağız tabanı vestibül sulkus gibi hareketli dokuların varlığı ile oluşabilecek bazı kısıtlamalar söz konusu değildir. Ağız içi tarama, farklı çevre koşulları nedeniyle bir model taramayla karşılaştırıldığında hatayı iki katına çıkarabilir. In-vivo ve in-vitro direkt-dÖ arasındaki bir diğer fark tarama yüzeyinin stabilitesidir. Tarama kalitesi sabit referans noktalarının varlığından etkilenir, mukozanın şekli, çene hareketlerine bağlı olarak değişebilir ve tarama prosedürünün karmaşıklığı da buna eklenebilir. (170) Dijital kayıtların doğruluğu tarayıcı tipi, yazılım, scan-postun görüş netliği, arka plan aydınlanması ve oda sıcaklığından ayrıca ağız açıklığı, tükrük akışı gibi hastaya bağlı değişkenlerden de etkilenmektedir.(34,142,157,169) Güncel literatürdeki bilimsel bilgiler göz önüne alındığında tam dişsiz arklarda ağız içi tarayıcıların kullanımını önermek için yeterli kanıt mevcut değildir. Bu çalışmanın olumlu sonuçları ağız içi tarayıcılarının tam dişsizlik vakalarında kullanılabilirliği için umut vericidir. Ancak istatistiksel olarak anlamlı olmayan farkların klinik olarak öneminin anlaşılması için daha fazla in-vitro ve in-vivo çalışmaya ihtiyaç bulunmaktadır. Ayrıca üretici firmaların ağız içi tarayıcıları daha rahat bir tarama için geliştirmelerine ihtiyaç vardır.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Dört implant destekli tam dişsiz üst çenede tek parça sabit protez yapımı için ağız içi dijital ölçü yönteminin doğruluğunu değerlendiren çalışmanın birincil sonuçları sıfır hipotezini sağlamıştır. Bunlar;

- 1-gÖ ile direkt-dÖ arasında implant pozisyonları açısından fark bulunmamaktadır.
- 2-Dijital ölçü alınırken kullanılan orijinal scan-post ile orijinal olmayan scan-postlar arasında fark bulunmamaktadır.

Elde edilen diğer verilere dayanarak çıkarılabilecek ikincil sonuçlar ise;

- 1-direkt-dÖ'de tarama sırasında arkın ikinci yarısına geçildiğinde hassasiyetin azaldığı belirlenmiştir.
- 2-direkt-dÖ açılı implantların kayıtlarını doğru olarak almaktadır.
- 3-gÖ'de açık kaşık ve kapalı kaşık ölçü yaklaşımları arasında fark yoktur.
- 4-Orijinal olmayan dijital implant analoglarının stabilizasyon değerleri, model içerisine yerleştirilme yönteminden etkilenmektedir.

Her bilimsel çalışmada olduğu gibi farklı yöntemlerle benzer verilerin toplanmasında bulgular arasında farklılık olabileceği bir kez daha gözlenmiştir. Bundan dolayı tez çalışmada önerilen sonuçlar, bu durum dikkate alınarak değerlendirilmelidir.

## 7. KAYNAKLAR

- 1 Thongthammachat, S., Moore, B.K., Barco, M.T., 2nd, Hovijitra, S., Brown, D.T.,Andres, C.J. (2002) Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont*, 11 (2), 98-108.
- 2 Christensen, G.J. (2008) Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc*, 139 (6), 761-763.
- 3 Rodriguez, J.M.,Bartlett, D.W. (2011) The dimensional stability of impression materials and its effect on in vitro tooth wear studies. *Dent Mater*, 27 (3), 253-258.
- 4 Donovan, T.E.,Chee, W.W. (2004) A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am*, 48 (2), vi-vii, 445-470.
- 5 Rekow, E.D. (2006) Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 5s-6s.
- 6 DeLong, R., Pintado, M.R., Ko, C.C., Hodges, J.S.,Douglas, W.H. (2001) Factors influencing optical 3D scanning of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthodont*, 10 (2), 78-85.
- 7 Guth, J.F., Keul, C., Stimmelmayer, M., Beuer, F.,Edelhoff, D. (2013) Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*, 17 (4), 1201-1208.
- 8 Ahrberg, D., Lauer, H.C., Ahrberg, M.,Weigl, P. (2016) Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clin Oral Investig*, 20 (2), 291-300.
- 9 Zarauz, C., Valverde, A., Martinez-Rus, F., Hassan, B.,Pradies, G. (2016) Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig*, 20 (4), 799-806.
- 10 Su, T.S.,Sun, J. (2016) Comparison of marginal and internal fit of 3-unit ceramic fixed dental prostheses made with either a conventional or digital impression. *J Prosthet Dent*, 116 (3), 362-367.
- 11 Pradies, G., Zarauz, C., Valverde, A., Ferreiroa, A.,Martinez-Rus, F. (2015) Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent*, 43 (2), 201-208.
- 12 Syrek, A., Reich, G., Ranftl, D., Klein, C., Cerny, B.,Brodesser, J. (2010) Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*, 38 (7), 553-559.
- 13 Seelbach, P., Brueckel, C.,Wostmann, B. (2013) Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*, 17 (7), 1759-1764.
- 14 Christensen, G.J. (2009) Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc*, 140 (10), 1301-1304.
- 15 Gjelvold, B., Chrcanovic, B.R., Korduner, E.K., Collin-Bagewitz, I.,Kisch, J. (2016) Intraoral Digital Impression Technique Compared to Conventional Impression Technique. A Randomized Clinical Trial. *J Prosthodont*, 25 (4), 282-287.
- 16 Jemt, T.,Hjalmarsson, L. (2012) 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. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14 Suppl 1, e175-182.



- 17 Wee, A.G., Aquilino, S.A., Schneider, R.L. (1999) Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*, 12 (2), 167-178.
- 18 Augthun, M., Conrads, G. (1997) Microbial findings of deep peri-implant bone defects. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 12 (1), 106-112.
- 19 Tan, K.B. (1995) The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit? *Ann Acad Med Singapore*, 24 (1), 138-157.
- 20 Hermann, J.S., Schoolfield, J.D., Schenk, R.K., Buser, D., Cochran, D.L. (2001) Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*, 72 (10), 1372-1383.
- 21 Sahin, S., Cehreli, M.C. (2001) The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*, 10 (2), 85-92.
- 22 Kan, J.Y., Rungcharassaeng, K., Bohsali, K., Goodacre, C.J., Lang, B.R. (1999) Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*, 81 (1), 7-13.
- 23 Lee, H., So, J.S., Hochstedler, J.L., Ercoli, C. (2008) The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 100 (4), 285-291.
- 24 Sorrentino, R., Gherlone, E.F., Calesini, G., Zarone, F. (2010) Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 12 Suppl 1, e63-76.
- 25 Liou, A.D., Nicholls, J.I., Yuodelis, R.A., Brudvik, J.S. (1993) Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*, 6 (4), 377-383.
- 26 Malo, P., de Araujo Nobre, M., Lopes, A., Francischone, C., Rigolizzo, M. (2012) "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14 Suppl 1, e139-150.
- 27 Naini, R.B., Nokar, S., Borghei, H., Alikhasi, M. (2011) Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26 (4), 776-781.
- 28 Kim, S., Nicholls, J.I., Han, C.H., Lee, K.W. (2006) Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21 (5), 747-755.
- 29 Siadat, H., Alikhasi, M., Beyabanaki, E., Rahimian, S. (2016) Comparison of Different Impression Techniques When Using the All-on-Four Implant Treatment Protocol. *Int J Prosthodont*, 29 (3), 265-270.
- 30 Alikhasi, M., Siadat, H., Rahimian, S. (2015) The Effect of Implant Angulation on the Transfer Accuracy of External-Connection Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*, 17 (4), 822-829.
- 31 Joda, T., Bragger, U. (2014) Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns. *Clin Oral Implants Res*, 25 (11), 1304-1306.
- 32 Beuer, F., Schweiger, J., Edelhoff, D. (2008) Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 204 (9), 505-511.
- 33 Ender, A., Mehl, A. (2011) Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent*, 14 (1), 11-21.
- 34 Ender, A., Mehl, A. (2013) Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*, 16 (1), 11-21.

- 35 Ender, A.,Mehl, A. (2015) In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*, 46 (1), 9-17.
- 36 Sorensen, J.A. (1989) A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent*, 62 (3), 264-269.
- 37 Tuntiprawon, M.,Wilson, P.R. (1995) The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J*, 40 (1), 17-21.
- 38 Mitchell, C.A., Pintado, M.R.,Douglas, W.H. (2001) Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent*, 85 (6), 575-584.
- 39 Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E.,Proeschel, P. (2005) Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*, 113 (2), 174-179.
- 40 Kohorst, P., Brinkmann, H., Li, J., Borchers, L.,Stiesch, M. (2009) Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci*, 117 (3), 319-325.
- 41 McLean, J.W.,von Fraunhofer, J.A. (1971) The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 131 (3), 107-111.
- 42 Bader, J.D., Rozier, R.G., McFall, W.T., Jr.,Ramsey, D.L. (1991) Effect of crown margins on periodontal conditions in regularly attending patients. *J Prosthet Dent*, 65 (1), 75-79.
- 43 Knoernschild, K.L.,Campbell, S.D. (2000) Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 84 (5), 492-498.
- 44 Goodacre, C.J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K.,Kan, J.Y. (2003) Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 90 (1), 31-41.
- 45 Valderhaug, J.,Birkeland, J.M. (1976) Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. Pocket depth and loss of attachment. *J Oral Rehabil*, 3 (3), 237-243.
- 46 Lang, N.P., Kiel, R.A.,Anderhalden, K. (1983) Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol*, 10 (6), 563-578.
- 47 Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Spiekermann, H.,Anusavice, K.J. (2001) Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*, 26 (4), 367-374.
- 48 Caputi, S.,Varvara, G. (2008) Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophase, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 99 (4), 274-281.
- 49 Mandikos, M.N. (1998) Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J*, 43 (6), 428-434.
- 50 Panichuttra, R., Jones, R.M., Goodacre, C., Munoz, C.A.,Moore, B.K. (1991) Hydrophilic poly(vinyl siloxane) impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *Int J Prosthodont*, 4 (3), 240-248.
- 51 Hamalian, T.A., Nasr, E.,Chidiac, J.J. (2011) Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont*, 20 (2), 153-160.
- 52 Christensen, G.J. (1997) What category of impression material is best for your practice? *J Am Dent Assoc*, 128 (7), 1026-1028.

- 53 Goncalves, F.S., Popoff, D.A., Castro, C.D., Silva, G.C., Magalhaes, C.S.,Moreira, A.N. (2011) Dimensional stability of elastomeric impression materials: a critical review of the literature. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 19 (4), 163-166.
- 54 KJ:, A. (2003). Phillips' Science of Dental Materials (c. (ed 11).). Philadelphia.
- 55 Rubel, B.S. (2007) Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 51 (3), 629-642, vi.
- 56 Marcinak, C.F., Young, F.A., Draughn, R.A.,Flemming, W.R. (1980) Linear dimensional changes in elastic impression materials. *J Dent Res*, 59 (7), 1152-1155.
- 57 Norling, B.K.,Reisbick, M.H. (1979) The effect of nonionic surfactants on bubble entrapment in elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 42 (3), 342-347.
- 58 Cullen, D.R., Mikesell, J.W.,Sandrik, J.L. (1991) Wettability of elastomeric impression materials and voids in gypsum casts. *J Prosthet Dent*, 66 (2), 261-265.
- 59 Noonan, J.E., Goldfogel, M.H.,Lambert, R.L. (1985) Inhibited set of the surface of addition silicones in contact with rubber dam. *Oper Dent*, 10 (2), 46-48.
- 60 KJ, A. (2003). Philips' Science of Dental Materials. Philadelphia.
- 61 Chew, C.L., Chee, W.W.,Donovan, T.E. (1993) The influence of temperature on the dimensional stability of poly (vinyl siloxane) impression materials. *Int J Prosthodont*, 6 (6), 528-532.
- 62 Cottone, J.A.,Molinari, J.A. (1991) State-of-the-art infection control in dentistry. *J Am Dent Assoc*, 122 (8), 33-41.
- 63 Powers JM,RL, S. (2006). Impression materials. St. Louis, Mosby, : .
- 64 RG:, C. (2001). Restorative Dental Materials. St Louis,: Elsevier, .
- 65 Giordano, R., 2nd. (2000) Impression materials: basic properties. *Gen Dent*, 48 (5), 510-512, 514, 516.
- 66 Kugel, G., Klettke, T., Goldberg, J.A., Benchimol, J., Perry, R.D.,Sharma, S. (2007) Investigation of a new approach to measuring contact angles for hydrophilic impression materials. *J Prosthodont*, 16 (2), 84-92.
- 67 Perry, R.D., Goldberg, J.A., Benchimol, J.,Orfanidis, J. (2006) Applicable research in practice: understanding the hydrophilic and flow property measurements of impression materials. *Compend Contin Educ Dent*, 27 (10), 582-586.
- 68 Enkling, N., Bayer, S., Jöhren, P.,Mericske-Stern, R. (2012) Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14 (1), 144-151.
- 69 Beier, U.S., Grunert, I., Kulmer, S.,Dumfahrt, H. (2007) Quality of impressions using hydrophilic polyvinyl siloxane in a clinical study of 249 patients. *Int J Prosthodont*, 20 (3), 270-274.
- 70 Donovan, T.E.,Chee, W.W. (2004) Current concepts in gingival displacement. *Dent Clin North Am*, 48 (2), vi, 433-444.
- 71 Petrie, C.S., Walker, M.P., O'Mahony A, M.,Spencer, P. (2003) Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent*, 90 (4), 365-372.
- 72 Rueda, L.J., Sy-Munoz, J.T., Naylor, W.P., Goodacre, C.J.,Swartz, M.L. (1996) The effect of using custom or stock trays on the accuracy of gypsum casts. *Int J Prosthodont*, 9 (4), 367-373.
- 73 Bassett, R.W., Vander Heide, J.D.,Smith, D.D. (1969) Clinically oriented tests comparing accuracy of elastic impression materials. *J South Calif Dent Assoc*, 37 (2), 47-57.

- 74 Balkenhol, M., Ferger, P., Wostmann, B. (2007) Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. *Int J Prosthodont*, 20 (6), 573-575.
- 75 Ceyhan, J.A., Johnson, G.H., Lepe, X., Phillips, K.M. (2003) A clinical study comparing the three-dimensional accuracy of a working die generated from two dual-arch trays and a complete-arch custom tray. *J Prosthet Dent*, 90 (3), 228-234.
- 76 Larson, T.D., Nielsen, M.A., Brackett, W.W. (2002) The accuracy of dual-arch impressions: a pilot study. *J Prosthet Dent*, 87 (6), 625-627.
- 77 Millstein, P., Maya, A., Segura, C. (1998) Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. *J Oral Rehabil*, 25 (8), 645-648.
- 78 Wu, A.Y., Donovan, T.E. (2007) The use of vacuum-formed resin sheets as spacers for putty-wash impressions. *J Prosthet Dent*, 97 (1), 54-55.
- 79 Nissan, J., Gross, M., Shifman, A., Assif, D. (2002) Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. *J Oral Rehabil*, 29 (4), 357-361.
- 80 Lane, D.A., Randall, R.C., Lane, N.S., Wilson, N.H. (2003) A clinical trial to compare double-arch and complete-arch impression techniques in the provision of indirect restorations. *J Prosthet Dent*, 89 (2), 141-145.
- 81 Wilson, E.G., Werrin, S.R. (1983) Double arch impressions for simplified restorative dentistry. *J Prosthet Dent*, 49 (2), 198-202.
- 82 Craig, R.G. (1988) Review of dental impression materials. *Adv Dent Res*, 2 (1), 51-64.
- 83 Chee, W.W., Donovan, T.E. (1992) Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J Prosthet Dent*, 68 (5), 728-732.
- 84 Johnson, G.H., Craig, R.G. (1986) Accuracy of addition silicones as a function of technique. *J Prosthet Dent*, 55 (2), 197-203.
- 85 Idris, B., Houston, F., Claffey, N. (1995) Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. *J Prosthet Dent*, 74 (5), 535-541.
- 86 Millar, B.J., Dunne, S.M., Robinson, P.B. (1998) In vitro study of the number of surface defects in monophasic and two-phase addition silicone impressions. *J Prosthet Dent*, 80 (1), 32-35.
- 87 Hung, S.H., Purk, J.H., Tira, D.E., Eick, J.D. (1992) Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent*, 67 (5), 583-589.
- 88 Schaefer, O., Kuepper, H., Sigusch, B.W., Thompson, G.A., Hefti, A.F., Guentsch, A. (2013) Three-dimensional fit of lithium disilicate partial crowns in vitro. *J Dent*, 41 (3), 271-277.
- 89 Gallucci, G.O., Morton, D., Weber, H.P. (2009) Loading protocols for dental implants in edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24 Suppl, 132-146.
- 90 Papaspyridakos, P., Chen, C.J., Chuang, S.K., Weber, H.P., Gallucci, G.O. (2012) A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 27 (1), 102-110.
- 91 Jemt, T., Lekholm, U. (1998) Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res*, 9 (4), 272-280.
- 92 Branemark, P.I. (1983) Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, 50 (3), 399-410.

- 93 Jemt, T. (1991) Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6 (3), 270-276.
- 94 Yanase RT, B.P., Jemt T., Gulbransen HJ, P.S. (1994) Current issue form. How do you test a cast framework for a full arch fixed implant supported prosthesis? . *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9, 471-474.
- 95 Jemt, T. (1996) In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11 (2), 151-158.
- 96 Jemt, T., Rubenstein, J.E., Carlsson, L., Lang, B.R. (1996) Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*, 75 (3), 314-325.
- 97 Tan, K.B., Rubenstein, J.E., Nicholls, J.I., Yuodelis, R.A. (1993) Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont*, 6 (4), 346-363.
- 98 Lindhe, J., Berglundh, T., Ericsson, I., Liljenberg, B., Marinello, C. (1992) Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res*, 3 (1), 9-16.
- 99 Leonhardt, A., Renvert, S., Dahlen, G. (1999) Microbial findings at failing implants. *Clin Oral Implants Res*, 10 (5), 339-345.
- 100 Baig, M.R. (2014) Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 (4), 869-880.
- 101 Conrad, H.J., Pesun, I.J., DeLong, R., Hodges, J.S. (2007) Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent*, 97 (6), 349-356.
- 102 Zarb, G.A., Zarb, F.L. (1985) Tissue integrated dental prostheses. *Quintessence Int*, 16 (1), 39-42.
- 103 Assif, D., Nissan, J., Varsano, I., Singer, A. (1999) Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14 (6), 885-888.
- 104 Dumbrigue, H.B., Gurun, D.C., Javid, N.S. (2000) Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*, 84 (1), 108-110.
- 105 Burawi, G., Houston, F., Byrne, D., Claffey, N. (1997) A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent*, 77 (1), 68-75.
- 106 Phillips KM, N.J., Ma T, Rubenstein J. (1994) The accuracy of three implant techniques: a three dimensional analysis *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9, 533-540.
- 107 Humphries, R.M., Yaman, P., Bloem, T.J. (1990) The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5 (4), 331-336.
- 108 Hsu, C.C., Millstein, P.L., Stein, R.S. (1993) A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent*, 69 (6), 588-593.
- 109 Herbst, D., Nel, J.C., Driessen, C.H., Becker, P.J. (2000) Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*, 83 (5), 555-561.
- 110 Vigolo, P., Fonzi, F., Majzoub, Z., Cordioli, G. (2004) An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent*, 92 (5), 470-476.

- 111 Assuncao, W.G., Filho, H.G., Zaniquelli, O. (2004) Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent*, 13 (4), 358-366.
- 112 Spector, M.R., Donovan, T.E., Nicholls, J.I. (1990) An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, 63 (4), 444-447.
- 113 Carr, A.B. (1991) Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6 (4), 448-455.
- 114 Rashidan, N., Alikhasi, M., Samadzadeh, S., Beyabanaki, E., Kharazifard, M.J. (2012) Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14 (2), 218-225.
- 115 Wenz, H.J., Hertrampf, K. (2008) Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23 (1), 39-47.
- 116 Ebadian, B., Rismanchian, M., Dastgheib, B., Bajoghli, F. (2015) Effect of different impression materials and techniques on the dimensional accuracy of implant definitive casts. *Dent Res J (Isfahan)*, 12 (2), 136-143.
- 117 Daoudi, M.F., Setchell, D.J., Searson, L.J. (2001) A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont*, 14 (2), 152-158.
- 118 Wegner, K., Weskott, K., Zenginel, M., Rehmann, P., Wostmann, B. (2013) Effects of implant system, impression technique, and impression material on accuracy of the working cast. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28 (4), 989-995.
- 119 Akca, K., Cehreli, M.C. (2004) Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19 (4), 517-523.
- 120 Walker, M.P., Ries, D., Borello, B. (2008) Implant cast accuracy as a function of impression techniques and impression material viscosity. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23 (4), 669-674.
- 121 Teo, J.W., Tan, K.B., Nicholls, J.I., Wong, K.M., Uy, J. (2014) Three-dimensional accuracy of plastic transfer impression copings for three implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 (3), 577-584.
- 122 Cehreli, M.C., Akca, K. (2006) Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: an in vitro study. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 26 (4), 379-385.
- 123 Nakhaei, M., Madani, A.S., Moraditalab, A., Haghi, H.R. (2015) Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants. *Dent Res J (Isfahan)*, 12 (5), 431-437.
- 124 Lee, H., Ercoli, C., Funkenbusch, P.D., Feng, C. (2008) Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 99 (2), 107-113.
- 125 Jang, H.K., Kim, S., Shim, J.S., Lee, K.W., Moon, H.S. (2011) Accuracy of impressions for internal-connection implant prostheses with various divergent angles. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26 (5), 1011-1015.
- 126 Filho, H.G., Mazarro, J.V., Vedovatto, E., Assuncao, W.G., dos Santos, P.H. (2009) Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques. *J Prosthodont*, 18 (2), 172-176.
- 127 Papaspyridakos, P., Hirayama, H., Chen, C.J., Ho, C.H., Chronopoulos, V., Weber, H.P. (2016) Full-arch implant fixed prostheses: a comparative study on the effect of connection type and impression technique on accuracy of fit. *Clin Oral Implants Res*, 27 (9), 1099-1105.

- 128 Moreira, A.H., Rodrigues, N.F., Pinho, A.C., Fonseca, J.C., Vilaca, J.L. (2015) Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clin Implant Dent Relat Res*, 17 Suppl 2, e751-764.
- 129 Young, J.M., Altschuler, B.R. (1977) Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent*, 38 (2), 216-225.
- 130 Duret F, B.J.-L., Duret B. (1988) CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* (117), 715-720.
- 131 Mormann, W.H., Brandestini, M., Lutz, F., Barbakow, F. (1989) Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int*, 20 (5), 329-339.
- 132 Almeida e Silva, J.S., Erdelt, K., Edelhoff, D., Araujo, E., Stimmelmayer, M., Vieira, L.C. ve diğeri. (2014) Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig*, 18 (2), 515-523.
- 133 Brawek, P.K., Wolfart, S., Endres, L., Kirsten, A., Reich, S. (2013) The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems. *Clin Oral Investig*, 17 (9), 2119-2125.
- 134 Luthardt, R., Weber, A., Rudolph, H., Schone, C., Quaas, S., Walter, M. (2002) Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent*, 5 (2-3), 165-176.
- 135 Quaas, S., Loos, R., Rudolph, H., Luthardt, R.G. (2015) Randomized controlled trial comparing direct intraoral digitization and extraoral digitization after impression taking. *Int J Prosthodont*, 28 (1), 30-32.
- 136 de Araujo, G.M., de Franca, D.G., Silva Neto, J.P., Barbosa, G.A. (2015) Passivity of conventional and CAD/CAM fabricated implant frameworks. *Braz Dent J*, 26 (3), 277-283.
- 137 Mormann, W.H. (2006) The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 7s-13s.
- 138 Posselt, A., Kerschbaum, T. (2003) Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *Int J Comput Dent*, 6 (3), 231-248.
- 139 Correia ARM, S.F.J., Cardoso JAP, et al. (2006) CAD-CAM: informatics applied to fixed prosthodontics. *Rev Odontol UNESP*, 35, 183-189.
- 140 Dahl, B.E., Ronold, H.J., Dahl, J.E. (2016) Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. *J Prosthet Dent*.
- 141 Nedelcu, R.G., Persson, A.S. (2014) Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent*, 112 (6), 1461-1471.
- 142 Gimenez, B., Ozcan, M., Martinez-Rus, F., Pradies, G. (2015) Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res*, 17 Suppl 1, e54-64.
- 143 Ender, A., Mehl, A. (2013) Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*, 109 (2), 121-128.
- 144 Persson, A.S., Oden, A., Andersson, M., Sandborgh-Englund, G. (2009) Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater*, 25 (7), 929-936.
- 145 Lee SJ, G.G. (2014) Intra-oral Surface Scanner/ Digital Impressions. *Forum Implantologicum*, 10 (1), 17.
- 146 Lin, W.S., Metz, M.J., Pollini, A., Ntounis, A., Morton, D. (2014) Digital data acquisition for a CAD/CAM-fabricated titanium framework and zirconium oxide

- restorations for an implant-supported fixed complete dental prosthesis. *J Prosthet Dent*, 112 (6), 1324-1329.
- 147 Lin, W.S., Harris, B.T., Zandinejad, A., Morton, D. (2014) Use of digital data acquisition and CAD/CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants. *J Prosthet Dent*, 111 (1), 1-5.
- 148 Derksen W, W.D., Hanssen S, Tahmaseb A. (2015) Dental Technician of the Future. *Forum Implantologicum*, 11 (1), 12-20.
- 149 Joda, T., Gallucci, G.O. (2015) The virtual patient in dental medicine. *Clin Oral Implants Res*, 26 (6), 725-726.
- 150 Abramovitch, K., Rice, D.D. (2014) Basic principles of cone beam computed tomography. *Dent Clin North Am*, 58 (3), 463-484.
- 151 Mora, M.A., Chenin, D.L., Arce, R.M. (2014) Software tools and surgical guides in dental-implant-guided surgery. *Dent Clin North Am*, 58 (3), 597-626.
- 152 Bornstein, M.M., Al-Nawas, B., Kuchler, U., Tahmaseb, A. (2014) Consensus statements and recommended clinical procedures regarding contemporary surgical and radiographic techniques in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 Suppl, 78-82.
- 153 Ng, J., Ruse, D., Wyatt, C. (2014) A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent*, 112 (3), 555-560.
- 154 An, S., Kim, S., Choi, H., Lee, J.H., Moon, H.S. (2014) Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *J Prosthet Dent*, 112 (5), 1171-1175.
- 155 Schaefer, O., Decker, M., Wittstock, F., Kuepper, H., Guentsch, A. (2014) Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *J Dent*, 42 (6), 677-683.
- 156 Tsirogianis, P., Reissmann, D.R., Heydecke, G. (2016) Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*, 116 (3), 328-335.e322.
- 157 Patzelt, S.B., Emmanouilidi, A., Stampf, S., Strub, J.R., Att, W. (2014) Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*, 18 (6), 1687-1694.
- 158 Kim, J.E., Amelya, A., Shin, Y., Shim, J.S. (2016) Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *J Prosthet Dent*.
- 159 Goracci, C., Franchi, L., Vichi, A., Ferrari, M. (2016) Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. *Eur J Orthod*, 38 (4), 422-428.
- 160 Fluegge, T., Att, W., Metzger, M., Nelson, K. (2015) A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach. *J Prosthodont*.
- 161 Priest, G. (2005) Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*, 63 (9 Suppl 2), 22-32.
- 162 Grossmann, Y., Pasciuta, M., Finger, I.M. (2006) A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration. *J Prosthet Dent*, 95 (3), 258-261.
- 163 Joda, T., Wittneben, J.G., Bragger, U. (2014) Digital implant impressions with the "Individualized Scanbody Technique" for emergence profile support. *Clin Oral Implants Res*, 25 (3), 395-397.
- 164 Lee, S.J., Gallucci, G.O. (2013) Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res*, 24 (1), 111-115.



- 165 Lin, W.S., Harris, B.T., Morton, D. (2013) The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *J Prosthet Dent*, 109 (3), 187-191.
- 166 Lee, C.Y., Wong, N., Ganz, S.D., Mursic, J., Suzuki, J.B. (2015) Use of an Intraoral Laser Scanner During the Prosthetic Phase of Implant Dentistry: A Pilot Study. *J Oral Implantol*, 41 (4), e126-132.
- 167 Schepke, U., Meijer, H.J., Kerdiijk, W., Cune, M.S. (2015) Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference. *J Prosthet Dent*, 114 (3), 403-406.e401.
- 168 Ahlholm, P., Sipila, K., Vallittu, P., Jakonen, M., Kotiranta, U. (2016) Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont*.
- 169 Patzelt, S.B., Vonau, S., Stampf, S., Att, W. (2013) Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc*, 144 (8), 914-920.
- 170 Andriessen, F.S., Rijkens, D.R., van der Meer, W.J., Wismeijer, D.W. (2014) Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*, 111 (3), 186-194.
- 171 Flugge, T.V., Att, W., Metzger, M.C., Nelson, K. (2016) Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont*, 29 (3), 277-283.
- 172 Papaspyridakos, P., Gallucci, G.O., Chen, C.J., Hanssen, S., Naert, I., Vandenberghe, B. (2016) Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*, 27 (4), 465-472.
- 173 Gimenez, B., Ozcan, M., Martinez-Rus, F., Pradies, G. (2014) Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 (4), 853-862.
- 174 Derrien, G., Le Menn, G. (1995) Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. *J Prosthet Dent*, 74 (1), 1-7.
- 175 Schaffer, H., Dumfahrt, H., Gausch, K. (1989) Distance alterations of dies in sagittal direction in dependence of the die material. *J Prosthet Dent*, 61 (6), 684-688.
- 176 Phillips, R.W., ANUSAVICE K.J. (2007). *Phillips' Science of Dental Materials* (c. 11th Ed.): Saunders Company.
- 177 Pratten, D.H., Craig, R.G. (1989) Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. *J Prosthet Dent*, 61 (2), 197-202.
- 178 CRAIG R.G., P.J.M. (2002). *Restorative dental materials* (c. 11 th Ed): C.V. Mosby Company.
- 179 S., H. (2008) A better first impression: manufacturing dental restorations using impressions. *J Dent Technology*, ;13-16.
- 180 Lin, W.S., Harris, B.T., Elathamna, E.N., Abdel-Azim, T., Morton, D. (2015) Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30 (1), 102-109.
- 181 Moldenhauer B, D.M. 2011). *Moving the dental world from analog to digital. CAD/CAM TRIBUNE*, Vo.l 1. No.2
- 182 Stimmelmayer, M., Erdelt, K., Guth, J.F., Happe, A., Beuer, F. (2012) Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach. *Clin Oral Investig*, 16 (4), 1137-1142.

- 183 Stimmelmayer, M., Guth, J.F., Erdelt, K., Edelhoff, D., Beuer, F. (2012) Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit--an in vitro study. *Clin Oral Investig*, 16 (3), 851-856.
- 184 Brosky, M.E., Major, R.J., DeLong, R., Hodges, J.S. (2003) Evaluation of dental arch reproduction using three-dimensional optical digitization. *J Prosthet Dent*, 90 (5), 434-440.
- 185 DeLong, R., Heinzen, M., Hodges, J.S., Ko, C.C., Douglas, W.H. (2003) Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *J Dent Res*, 82 (6), 438-442.
- 186 Beyabanaki, E., Shamshiri, A.R., Alikhasi, M., Monzavi, A. (2015) Effect of Splinting on Dimensional Accuracy of Impressions Made of Implants with Different Subgingival Alignments. *J Prosthodont*.
- 187 Tsagkalidis, G., Tortopidis, D., Mpikos, P., Kaisarlis, G., Koidis, P. (2015) Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants. *J Prosthet Dent*, 114 (4), 517-523.
- 188 Balouch, F., Jalalian, E., Nikkheslat, M., Ghavamian, R., Toopchi, S., Jallalian, F. ve diğerleri. (2013) Comparison of Dimensional Accuracy between Open-Tray and Closed-Tray Implant Impression Technique in 15 degrees Angled Implants. *J Dent (Shiraz)*, 14 (3), 96-102.
- 189 Demir N., B.B., Alkış Z., Helvacı C., Çetin I., Vogtle T., Ringle K., Steinle E. (12-21 July 2004). Laser Scanning for Terrestrial Photogrammetry, Alternative System or Combined with Traditional System?? [Bildiri].XX. ISPRS Symposium, Commission V, İstanbul.
- 190 Impyeong L., Y.C. (12-23 July 2004). Fusion of Terrestrial Laser Scanner Data and Images for Building Reconstructions [Bildiri].ISPRS XX. Symposium, Com V, İstanbul.
- 191 Waggot S.M, C.P., Jones R.R. (3-5 Oct. 2005). Combining Terrestrial Laser Scanning, RTK GPS and 3D Visualisation: Application of Optical 3D Measurement in Geological Exploration [Bildiri].Proceedings of the 7th Conference on 3-D Optical Measurement Techniques Vienna, Austria.
- 192 Lee, S.J., Betensky, R.A., Gianneschi, G.E., Gallucci, G.O. (2015) Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res*, 26 (6), 715-719.
- 193 Malo, P., de Araujo Nobre, M., Lopes, A., Moss, S.M., Molina, G.J. (2011) A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc*, 142 (3), 310-320.
- 194 Hariharan, R., Shankar, C., Rajan, M., Baig, M.R., Azhagarasan, N.S. (2010) Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25 (1), 38-44.
- 195 Al Quran, F.A., Rashdan, B.A., Zomar, A.A., Weiner, S. (2012) Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int*, 43 (2), 119-125.
- 196 Geramipناه, F., Sahebi, M., Davari, M., Hajimahmoudi, M., Rakhshan, V. (2015) Effects of impression levels and trays on the accuracy of impressions taken from angulated implants. *Clin Oral Implants Res*, 26 (9), 1098-1105.
- 197 Mostafa, T.M., Elgendy, M.N., Kashef, N.A., Halim, M.M. (2010) Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*, 23 (6), 525-528.
- 198 Del'Acqua, M.A., Arioli-Filho, J.N., Compagnoni, M.A., Mollo Fde, A., Jr. (2008) Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23 (2), 226-236.
- 199 Barrett, M.G., de Rijk, W.G., Burgess, J.O. (1993) The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont*, 2 (2), 75-82.

- 200 Chang, W.G., Vahidi, F., Bae, K.H., Lim, B.S. (2012) Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *Int J Prosthodont*, 25 (1), 44-47.
- 201 Papaspyridakos, P., Chen, C.J., Gallucci, G.O., Doukoudakis, A., Weber, H.P., Chronopoulos, V. (2014) Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 (4), 836-845.
- 202 Kim, S.Y., Kim, M.J., Han, J.S., Yeo, I.S., Lim, Y.J., Kwon, H.B. (2013) Accuracy of dies captured by an intraoral digital impression system using parallel confocal imaging. *Int J Prosthodont*, 26 (2), 161-163.
- 203 Khraishi, H., Duane, B. (2017) Evidence for use of intraoral scanners under clinical conditions for obtaining full-arch digital impressions is insufficient. *Evid Based Dent*, 18 (1), 24-25.
- 204 Gherlone, E.F., Ferrini, F., Crespi, R., Gastaldi, G., Cappare, P. (2015) Digital impressions for fabrication of definitive "all-on-four" restorations. *Implant Dent*, 24 (1), 125-129.
- 205 Gherlone, E., Cappare, P., Vinci, R., Ferrini, F., Gastaldi, G., Crespi, R. (2016) Conventional Versus Digital Impressions for "All-on-Four" Restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 31 (2), 324-330.
- 206 Lin, W.S., Harris, B.T., Metz, M.J., Morton, D. (2014) A technique for verifying and correcting a milled polyurethane definitive cast for nonsegmental implant restoration in an edentulous jaw. *J Prosthet Dent*, 112 (3), 658-662.
- 207 Gimenez-Gonzalez, B., Hassan, B., Ozcan, M., Pradies, G. (2016) An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla. *J Prosthodont*.