

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

**İMLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZ YAPIMINDA DİREKT  
DİJİTAL ÖLÇÜ İÇİN KULLANILAN FARKLI TARAMA  
POSTLARININ HASSASİYETİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ:  
METODOLOJİK KLİNİK ÇALIŞMA**

**Dt. Fatmanur DEMİR**

**UZMANLIK TEZİ Olarak Hazırlanmıştır.**

**ANKARA**

**2022**

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

**İMLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZ YAPIMINDA DİREKT  
DİJİTAL ÖLÇÜ İÇİN KULLANILAN FARKLI TARAMA  
POSTLARININ HASSASİYETİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ:  
METODOLOJİK KLİNİK ÇALIŞMA**

**Dt. Fatmanur DEMİR**

**UZMANLIK TEZİ Olarak Hazırlanmıştır.**

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

**ANKARA**

**2022**

05/09/2022

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

**Dt. Fatmanur DEMİR**'in **05/09/2022** tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında “**İmplant Destekli Sabit Protez Yapımında Direkt Dijital Ölçü İçin Kullanılan Farklı Tarama Postlarının Hassasiyetinin Değerlendirilmesi: Metodolojik Klinik Çalışma**” başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : **Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI**

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Kıvanç AKÇA**

Üye : **Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU**

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. Tülin TANER**  
Dekan

## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun 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.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. <sup>(1)</sup>
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. <sup>(2)</sup>
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. <sup>(3)</sup>

24 / 10 / 2022

Fatmanur DEMİR

<sup>i</sup> “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**”

(1) *Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.*

(2) *Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.*

(3) *Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir \*. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.*

*Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir*

\* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.

## **ETİK BEYAN**

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, Prof. Dr. Kıvanç AKÇA danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

**Dt. Fatmanur DEMİR**

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca tüm bilgi ve tecrübesini eksiksiz paylaşan, sorularımı hiçbir zaman cevapsız bırakmayan, tezimin her detayı ile ilgilenen ve yol gösteren, öğrencisi olmaktan büyük onur ve gurur duyduğum, yalnızca akademik değil sosyal hayattaki bilgili ve ilkeli duruşuna da gıpta ile baktığım çok kıymetli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Kıvanç AKÇA'ya içtenlikle teşekkür ederim.

Tez jürimde bulunan ve her zaman içtenliğini hissettiğim anabilim dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI'na,

Tez jürimde bulunarak tezime katkı sağlayan Sayın Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU'na,

Uzmanlık eğitim sürem boyunca akademik gelişimime katkısı olan saygıdeğer Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

İmplant cerrahisi alanındaki gelişimime destek olan, tecrübelerinden yararlanma şansı bulduğum, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın Dr. Öğretim Üyesi Çiğdem KARACA'ya

Arkadaşlığı benim için çok kıymetli olan, bulunduğu ortamı güzelleştiren Dt. Sinem KAHYA'ya, soy isminin hakkını veren Dt. Damla BİLGİN'e, aynı eğitim grubunda olduğum için şanslı olduğum, akademik ve özel paylaşımlarda bulunabildiğim Sayın Öğretim Görevlisi Dr. Nigâr BAHGİROVA'ya,

Tüm Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi idari personeline,

Beni sonsuz sevgiyle seven, koşulsuz yanımda olduklarını bildiğim, vicdanlı ve iyi bir insan olmamı öğütleyen canım annem Emine DEMİR ve canım babam Ziyafet DEMİR'e,

Desteğini her zaman hissettiğim, sevgisiyle yanımda olan Yakup BOZ'a

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

## ÖZET

**DEMİR F, İmplant Destekli Sabit Protez Yapımında Direkt Dijital Ölçü İçin Kullanılan Farklı Tarama Postlarının Hassasiyetinin Değerlendirilmesi: Metodolojik Klinik Çalışma. Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Ankara, 2022.** İmplant destekli restorasyonun üretiminde dijital iş-akışı için kullanılan tarama post ve ilişkili kütüphanesinin restorasyonun klinik özellikleri üzerinde etkili olduğu bilgisi klinik bilimsel çalışma esaslı değildir. Çalışmanın amacı, implant destekli sabit protezlerin direkt dijitalizasyonu için kullanılan farklı tarama postları ve kütüphanelerinin hassasiyetinin klinik ve analitik olarak değerlendirilmesidir. Çalışmaya kısa bölümlü dişsizliğin iki implant destekli restorasyon ile tedavi edildiği 25 hasta dahil edildi. Konfokal mikroskopi tarama teknolojisi ve “image stitching algorithm” ile kayıt alan bir ağız içi tarayıcı kullanılarak orijinal, orijinal olmayan ve jenerik olmak üzere üç farklı tarama postu ile kayıt alındı. Her bir kayıttan tam kontur restorasyonlar üretildi ve implant uyumu, okluzal ve arayüz temas ilişkisi açısından incelendi. Ayrıca hastaların dijitalizasyon ve uyumlama aşamasındaki değerlendirmeleri kaydedildi. Tarama postlarının üç boyutlu uzaysal konumları dijital olarak analiz edildi. Klinikte restorasyonların hepsinin implantla uyumu pasif olarak kaydedildi, okluzal ve arayüz temas ilişkisi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmedi. ( $p>0.05$ ) Hastalar için ağız içi tarayıcı kullanımının kaygı düzeyi düşük, uygulama kolaylığı yüksek, restorasyonların da uyumlama süresinin az ve konforunun yüksek olduğu belirlendi. Restorasyona destek olan orta hatta yakın ve uzak implant ile birleştirilen tarama postları arasındaki açı farklılıkları her iki çenede de istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermedi. ( $p>0.05$ ) Direkt dijitalizasyondaki tarama postu farklılıklarının restorasyonun kabul edilebilir klinik doğruluğu ve implantın 3B dijital kaydı üzerinde etkili olmadığı belirlendi.

**Anahtar kelimeler:** dijital diş hekimliği, ağız içi tarayıcı, implant tarama postu.

## ABSTRACT

**DEMİR F. Precision of Different Scanbodies Used for Direct Digital Impression in Fabrication of Implant Supported Fixed Prosthesis: A Methodologic Clinical Study. Hacettepe University, Faculty of Dentistry, Speciality Thesis in Prosthodontics, 2022.** Information with regards to effects of implant scanbody and its CAD library used in digital workflow in fabrication of implant supported restoration is not clinically evidence based. The purpose of this study was to evaluate clinically the precision of different scanbodies used for direct digitalization of implant supported restorations, and the 3D implant position recordings as well. Twenty-five patients receiving two implant supported restorations in treatment of short-span partial edentulism were enrolled into the study. Three different scanbodies, original, non-original and generic, were employed for direct digitalization using a confocal microscopy scanning intraoral scanner with image stitching algorithm. Full contour restorations were CAD/CAM fabricated from each digital record, and were evaluated in terms of implant fit, axial- and occlusal-contact. Additionally, patients' impressions for digitalization and delivery procedures were recorded using a visual analog scale. Scanbody scan recordings were subjected to reverse engineering for analytical evaluation of 3D virtual implant positioning. All restorations presented passive fit in connection to supporting implants, differences in relation with regards to contact both in occlusion to antagonist and axial to neighbor tooth were statistically insignificant. ( $p>0.05$ ) Patients defined intraoral scanner use as low in anxiety, ease in practice, restoration adjustment short in time and high in comfort as well. Reverse engineering analytics of implant angulations between the implants medial and lateral to midline did not significantly differed statistically. ( $p>0.05$ ) Differences in scan post properties did not have an effect on direct digitalization of implants towards to clinical accuracy of short fixed partial dentures, and 3D implant position recording as well.

**Keywords:** digital dentistry, intraoral scanner, implant scanbody



**İÇİNDEKİLER**

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xiii
TABLolarIN LİSTESİ	xvii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.1.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi	3
2.1.2. Dental İmplantların Geometrisi	7
2.1.2.1. Makrogeometri	7
2.1.2.2. Mikrogeometri	13
2.2. İmplant Destekli Restorasyonlar	15
2.2.1. Bağlantı Tipleri	16
2.2.1.1. Siman Tutuculu	16
2.2.1.2. Vida Tutuculu	18
2.2.2. Materyal Tipleri	21
2.2.2.1. Metal-Seramik	21
2.2.2.2. Zirkon- Seramik	23
2.2.2.3. Tam Kontur	25
2.2.3. İş-Akışı	30
2.2.3.1. Geleneksel	30
2.2.3.2. Dijital	31
2.2.3.2.1. Tam Dijital	32
2.2.3.2.2. Yarı Dijital	34
2.3. Diş Hekimliğinde Kayıt Alma Yöntemleri	36
2.3.1. Analog	36
2.3.2. Dijital	41
2.3.2.1. Direkt Dijital	42

2.3.2.1.1. Diş Destekli Sabit Protezler	45
2.3.2.1.2. İmplant Destekli Sabit Protezler	50
2.3.2.1.2.1. Tarama Postu	51
2.3.2.2. İndirekt Dijital	56
2.4. Tam Dijital İş-Akışının Değerlendirilmesi	57
2.4.1. Klinik	57
2.4.1.1. Hekim Odaklı	57
2.4.1.1.1. Restorasyon-İmplant İlişkisi	58
2.4.1.1.2. Restorasyonun Intra- ve Inter-ark İlişkisi	58
2.4.1.2. Hasta Odaklı	59
2.4.2. Analitik	59
3. GEREÇ VE YÖNTEM	62
3.1. Çalışma Tasarımı	62
3.2. Çalışma Grubu	63
3.3. Örneklem Büyüklüğü ve Güç Analizi	64
3.4. Rastgeleleştirme	65
3.5. Körleme	65
3.6. Çalışmanın İş-Akışı	66
3.6.1. Direkt Dijitalizasyon	68
3.6.2. Tasarım ve Üretim	75
3.7. Veriler ve Değerlendirilmesi	82
3.7.1. Birincil veriler	82
3.7.1.1. Restoratif Değerlendirmeler	82
3.7.1.2. Hasta Odaklı Değerlendirmeler	84
3.7.2. İkincil Veriler	84
3.8. İstatistiksel Analiz	86
4. BULGULAR	87
4.1. Birincil Bulgular	87
4.1.1. Restoratif	87
4.1.2. Hasta Odaklı	90
4.2. İkincil Bulgular	91
4.2.1. Mezial İmplant	91
4.2.2. Distal İmplant	93
5. TARTIŞMA	96
6. SONUÇLAR	108
7. KAYNAKLAR	109

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>&lt;8 mm</b>	: 8 milimetreden kısa
<b>%</b>	: Yüzde
<b>.stl</b>	: Standart Tessellation Language
<b>3B</b>	: Üç Boyutlu
<b>Al</b>	: Alüminyum
<b>CAD</b>	: Computer Aided Design
<b>CAM</b>	: Computer Aided Manufacturing
<b>Co</b>	: Kobalt
<b>Co-Cr</b>	: Kobalt-Krom
<b>CONSORT</b>	: Consolidated Standarts of Reporting Trials
<b>Cr</b>	: Krom
<b>Cr-Ni</b>	: Krom-Nikel
<b>dd</b>	: Direkt Dijitalizasyon
<b>GAÖ</b>	: Görsel Analog Ölçek
<b>GEE</b>	: Generalized Estimating Equations
<b>HOD</b>	: Hasta Odaklı Değerlendirmeler
<b>id</b>	: İndirekt Dijitalizasyon
<b>İ-D</b>	: İmplant-Dayanak
<b>JNK</b>	: Jenerik
<b>Maks.</b>	: Maksimum
<b>Min.</b>	: Minimum
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>MPa</b>	: Mega-paskal
<b>NC</b>	: Narrow Crossfit
<b>Ni</b>	: Nikel
<b>ORJ</b>	: Orijinal
<b>Ort.</b>	: Ortalama
<b>PEEK</b>	: Polietereterketon
<b>PS</b>	: Platform Switch
<b>RC</b>	: Regular Crossfit
<b>RKÇ</b>	: Randomize Kontrollü Çalışma

<b>SLA</b>	: Sandblasted, Large grit, Acid etched
<b>SP</b>	: Sabit Protez
<b>Std. S.</b>	: Standart Sapma
<b>Ti</b>	: Titanyum
<b>Ti-6Al-4V</b>	: Titanyum6 Alüminyum4 Vanadyum
<b>Titanyum-base</b>	: Ti-base
<b>Ti-Zr</b>	: Titanyum Zirkonyum
<b>TPS</b>	: Titanyum Plasma Sprey
<b>V</b>	: Vanadyum
<b>x-ORJ</b>	: Orijinal Olmayan
<b>Zr</b>	: Zirkonyum

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
2.1. Gövde şekillerine göre silindirik (A), konik (B) ve kademeli (C) implantlar	7
2.2. Silindirik gövde şekline sahip farklı çap, uzunluk ve yiv özellikleri olan yumuşak doku seviyesi implantlar (A), Silindirik ve konik gövde şekline sahip farklı çap, uzunluk ve yiv özellikleri olan kemik seviyesi implantlar (B)	12
2.3. Siman tutuculu restorasyonlarda kullanılan prefabrik simante (A), prefabrik anatomik (B) ve CAD/CAM ile kişiselleştirme yönteminde kullanılan pre-milled dayanak (C)	18
2.4. Dental seramiklerin sınıflandırılması	26
2.5. Mekanik kilitlenme kayıt tekniğinde implantlar ile birleştirilen plastik tarama postları (A) kayıt ağızdan uzaklaştırıldıktan sonra kaydın içerisinde kalmaktadır. (B)	38
2.6. Açık kaşıt kayıt tekniğinde kayıt materyali ile birlikte ağız dışına aktarılan transfer postlarının ağız dışında analoglar ile birleştirilmesi	39
2.7. Kemik seviyesi implant için üretilmiş tarama postunun tarama bölgesindeki referans alanı, silindirik yapıdaki bizotaj (*)	51
2.8. Polietereterketon (peek), materyalinden üretilmiş, tek materyal, tarama postu (A), alüminyum materyalinden üretilmiş, tek materyal, tarama postu (B) ve taban kısmı titanyum, üst kısmı peek materyalinden üretilmiş, hibrid, tarama postu (C)	53
2.9. Kemik seviyesi implant için üretilmiş orijinal tarama postu (A), aynı implant için üretilmiş orijinal-olmayan tarama postu (B) ve aynı implant için üretilmiş jenerik tarama postu	55
3.1. Dahil edilme kriterlerini karşıladığı için çalışmaya dahil edilen bir vaka (A), ileri cerrahi teknik kullanıldığı için dahil edilme kriterlerini karşılamayan ve çalışmaya dahil edilmeyen 26 numaralı diş bölgesindeki implant (B) iyileşme sürecini erken yükleme dönemi öncesi marjinal kemik kaybı ile tamamladığı için çalışmaya dahil edilmeyen 45 numaralı diş bölgesindeki implant (C).	64
3.2. Güç analizi hesaplamalarının yapıldığı G*Power 3.1 yazılımı	65

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
<b>3.3.</b> Restoratif iş-akışı: Dahil edilme kriterlerine uygun olarak çalışmaya dahil edilen bir vakanın (başlangıç) grup I ve grup II'deki tarama postları kullanılarak direkt dijital kaydı alındı (klinik). Kayıtlar tamamlandıktan sonra restorasyonların tasarımı dijital olarak yapıldı ve eksiltici teknik kullanılarak tam kontur şeklinde üretildi (laboratuvar). Üç farklı tarama postundan üretilen restorasyonlar resin siman aracılığıyla dayanaklarla birleştirildi (restorasyon). Restorasyonun klinik ve sanal ortamda değerlendirilmesiyle elde edilen birincil ve ikincil veriler elde edildi (değerlendirme).	67
<b>3.4.</b> TRIOS3 (3Shape, A/S) kablosuz ağız içi tarayıcı pod versiyonu	68
<b>3.5.</b> Vaka bilgilerinin hazırlanması	69
<b>3.6.</b> 3Shape tarafından önerilen ve üç yönde yapılan dental ark tarama protokolünde alt çene için sırasıyla okluzal-lingual-bukkal yüzeyler, üst çene için ise sırasıyla okluzal-bukkal-palatinal yüzeyler taranır. Anterior bölgede insizal yüzey taranırken tarayıcının ucu bukko-lingual yönde eğimlendirilir.	70
<b>3.7.</b> Taramaya dental arktan başlanır ve arkın okluzal yüzeyi taranır. Anteriorda insizal yüzey taranırken tarayıcı ucu bukko-lingual yönde eğimlendirilir. Lingual yüzeye dönülür ve lingual yüzey tarandıktan sonra komşu alandaki yumuşak doku taramasına geçilir. Yumuşak doku taraması tek seferde, bukko-lingual yönde ve sekiz şekilde tarama yolu çizilerek yapılır. Ardından bukkal yüzey taranır. Diğer taraftaki yumuşak doku taraması da anlatılan şekilde yapıldıktan sonra ve tarama tamamlanır.	70
<b>3.8.</b> İmplant konumlarının birinci tarama üzerinde işaretlenmesi (sol), ilgili alanların yüzey taramasından çıkarılarak ikinci taramaya hazırlanması (sağ)	71
<b>3.9.</b> Referans bölgesi bukkalde konumlanmış jenerik tarama postu (3Shape Scanbody, 3Shape A/S)	71
<b>3.10.</b> Ağızdaki bütün tarama postlarının taranması (sol), birinci ve ikinci taramanın yüzey verileri arasındaki geçiş hattı (sağ)	72
<b>3.11.</b> Tarama postu taramasının kalitesini değerlendirme parametreleri: referans bölge (beyaz yıldız), yüzey taraması bütünlüğü (siyah sınırlı alan), ilk taramayla entegrasyonu (kırmızı sınırlı alan), yüzey pürüzlülüğü (beyaz ok) ve geometri (siyah çember)	72
<b>3.12.</b> Hastanın sağ (A) ve sol (B) statik kapanış kaydı (sağ)	73
<b>3.13.</b> Kopyalanan vakadaki tarama postu taramasının başlangıç haline getirilmesi (sol), diğer tarama postu taraması için başlangıç haline getirilmiş birinci tarama (sağ)	74

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
<b>3.14.</b> Aynı vakada randomizasyona göre implant ile birleştirilen orijinal (CARES Mono Scanbody; Straumann Holding AG) (sol) ve orijinal olmayan (Scanbody 2.generation; MEDENTIKA GmbH, Hügelsheim, Germany) (sağ) tarama postları	74
<b>3.15.</b> Standardizasyonun sağlandığı ilk tarama (A), Grup I: orijinal (B), Grup II: jenerik (C) ve orijinal olmayan (D) tarama postlarının dd'si ile elde edilen veriler	75
<b>3.16.</b> Tarama esnasında oluşan deformasyon sebepli orijinal geometrisinden hafif sapmalar gösteren tarama postu yüzey verisi (A), geometrik olarak hatasız kütüphane dosyası (B)	76
<b>3.17.</b> Jenerik tarama postunun eşleştirilmesi için tarama verisi ve kütüphane dosyası üzerinde referans nokta seçilmesi (sol), tarama postunun kütüphane ile yüksek doğrulukla eşleştirilmesinin “ <i>heat map</i> ” ile doğrulanması (sağ)	76
<b>3.18.</b> Okluzal ve komşu diş temas ilişkisinin CAD yazılımındaki “ <i>smart tools</i> ” parametreleri (sol alt)	77
<b>3.19.</b> Restorasyonların belirlenen parametrelere göre tasarımlarının yapılması ve değerlendirilmesi	77
<b>3.20.</b> Orijinal (A) ve orijinal olmayan (B) tarama postlarının referans noktalar yardımıyla kütüphane dosyası ile eşleştirilmesi	78
<b>3.21.</b> Jenerik (A) ve orijinal tarama postu (B) için kullanılan orijinal kütüphane ve orijinal olmayan tarama postu (C) için kullanılan orijinal olmayan implant kütüphanesi	79
<b>3.22.</b> İmplant üreticisi tarafından üretilen orijinal ti-base (A), analog ve analog tutucuyla birleştirilen ti-base (B), üretilen restorasyonun yardımcı simantasyon aparatı kullanılarak ti-base'ye simantasyonu	80
<b>3.23.</b> Üçüncül üreticiler tarafından üretilen ti-base (A), analog ve analog tutucuyla birleştirilen orijinal olmayan ti-base (B), üretilen restorasyonun ti-base'ye simantasyonu	81
<b>3.24.</b> Klinik değerlendirme aşamasına hazır hale getirilmiş restorasyonlar	81
<b>3.25.</b> Ti-baselerle birleştirilmiş tam kontur PMMA sabit protezin radyografik olarak uyumunun gözlemlenmesi	82
<b>3.26.</b> Hazırlığı tamamlanan restorasyonun değerlendirilmesi	84
<b>3.27.</b> Bölgesel hesaplama için tarama postu alanının seçilmesi (sol), seçilen tarama postunun segmentlere ayrılması (sağ)	85
<b>3.28.</b> Tarama postlarının 3B açısal değerlerinin belirlenmesi:	85
<b>3.29.</b> Çalışmaya dahil edilen tüm tarama postlarının (orijinal (A), jenerik (B), orijinal olmayan (C)) -x, -y ve -z düzlemleriyle olan açılma değerlerinin hesaplanması	86

<b>Şekil</b>		<b>Sayfa</b>
<b>4.1.</b>	Direkt dijitalizasyon aşamasında kayıt öncesi kaygı seviyesi ve işlem zorluğu ile ilgili hasta odaklı değerlendirmeler	90
<b>4.2.</b>	Uyumlama aşamasındaki süre ve restorasyonun rahatlığı ile ilgili hasta odaklı değerlendirmeler	91



**TABLULARIN LİSTESİ**

<b>Tablo</b>		<b>Sayfa</b>
<b>4.1.</b>	Restorasyonların okluzal üye sayısına göre çenelerdeki dağılımı	87
<b>4.2.</b>	Dişli/dişsiz sonlanım durumuna göre dört adet restorasyonun mezial ve distalde, 21 adet restorasyonun mezial veya distalde oluşturduğu 29 adet arayüz temasının çenelerdeki dağılımı	87
<b>4.3.</b>	Arayüz temas ilişkisi bulgularının çene ve yönleme göre sıklığı ve yüzdesi	88
<b>4.4.</b>	Okluzal ilişki uyumlama gereksinimi bulgularının sıklığı ve yüzdesi	89
<b>4.5.</b>	Kayıt alma aşamasındaki hasta odaklı verilerin tanımlayıcı istatistikleri	90
<b>4.6.</b>	Uyumlama aşamasındaki hasta odaklı verilerin tanımlayıcı istatistikleri	91
<b>4.7.</b>	Mezial implant için üç farklı tarama postundan elde edilen verilerin çene esaslı detaylı tanımlayıcı istatistikleri	92
<b>4.8.</b>	Mezial implant ile birleştirilen üç farklı tarama postunun 3B açılanma değerlerinin çene esaslı karşılaştırmalı bulgular	93
<b>4.9.</b>	Distal implant için üç farklı tarama postundan elde edilen verilerin çene esaslı detaylı tanımlayıcı istatistikleri	94
<b>4.10.</b>	Distal implant ile birleştirilen üç farklı tarama postunun 3B açılanma değerlerinin çene ayrımlı karşılaştırmalı bulguları	95

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) sistemlerinin diş hekimliği alanındaki kullanımı ilk olarak 1980'li yılların başlarında diş destekli tek üye restorasyonların dental ofiste tek seansta üretimleri için olmuştur. Son 15 yılda donanım ve yazılım alanındaki yaşanan baş döndürücü teknolojik gelişmelerle birlikte dijital teknolojilerin kullanımı çok üyeli diş destekli restorasyonlar için de yaygınlaşmıştır [1, 2]. Günümüzde dental implantolojinin dijitalizasyonla bütünleşmesi gerekliliği diş destekli restorasyonlar için başarılı sonuçlar gösteren dijital iş-akışının implant destekli restorasyonlar için de klinik ve dental laboratuvarındaki kullanımını kaçılmaz kılmıştır [3, 4]. Bu doğrultuda, sürekli gelişen farklı yazılım ve implant kütüphaneleriyle birlikte implant destekli restorasyonlar için dijital iş-akışının detaylarıyla anlaşılması gerekmektedir.

Dijital iş-akışı tam ve yarı dijital iş-akışı olmak üzere iki şekilde tanımlanmaktadır [5]. Tam dijital iş-akışı, direkt dijitalizasyon (dd) ve CAD/CAM sistemleri kullanılarak tam kontur restorasyonların üretilmesidir. Yarı dijital iş-akışı ise klinikte ve/veya laboratuvarında manuel işlemin dahil olduğu dijital ve geleneksel yöntemlerin birlikte kullanıldığı iş-akışıdır. İmplant destekli sabit protez (SP) için kullanılan tam dijital iş-akışı diş destekli SP için kullanılan farklı olarak kullanılacak tarama postunun belirlenmesi ve CAD'de tarama postu ile ilişkili kütüphaneden uygun protetik parçaların seçilmesi aşamalarını içermektedir.

İmplantın direkt dijital kaydı diş destekli restorasyon için alınan ilgili dental ark, karşıt ark ve kapanış kaydına ek olarak implant tarama postunun yüzey kaydını da içermektedir. Tarama postu geleneksel kayıta kullanılan transfer postunun uygulamadaki karşılığıdır ve implantın pozisyonunu ilgili arkın yüzey taraması içerisine üç boyutlu (3B) olarak aktarmak, başka bir deyişle implant destekli restorasyonun dijital iş-akışıyla üretimini sağlamak için CAD/CAM teknolojisine geçiş amacıyla kullanılmaktadır. [6]

Dijitalizasyon aşamasında kullanılan tarama postları materyal ile ilgili, tasarımsal ve yazılımsal olarak farklı özellikler göstermektedir [7, 8].

Sayısallaştırılmış verilerin kalitesinin kullanılan dijitalizasyon sistemi ve taranacak yüzeyin karakteristik özellikleriyle ilgili olduğu bilinmesine rağmen tarama postu özellikleri ile dijital kaydın doğruluğu arasındaki direkt ilişkiyi belirleyecek klinik esaslı yeterli kanıt olmadığı vurgulanmıştır [9].

Genel bir değerlendirme olarak direkt dijital implant kaydı ile ilgili bilimsel bilgi tabanı çoğunlukla kanıt seviyesi düşük klinik koşulların belirli sınırlamalar dahilinde taklit edildiği laboratuvar çalışmalarından elde edildiği için doğru klinik uygulama önerileri çıkarmak güçtür. Bu bilimsel destek yetersizliği, üçüncül üreticiler tarafından üretilen implant ile uyumlu orijinal olmayan ve jenerik tarama postları ve ilişkili CAD kütüphanelerin endüstriyel olarak klinisyenlerin kullanımına sunulmasıyla daha da karmaşık hale gelmiştir. Dijitalizasyonun gelişmesi ve yaygınlaşmasıyla birlikte hem hekimlerin bilgi birikimini artırmak hem de bu tarama postlarından üretilen restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir sonuçlarının değerlendirilmesi için klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Endüstriyel gelişmelerin literatür bilgisinin olgunlaşmasından daha ileride olduğu ve hızla geliştiği gerçeği göz önünde bulundurulduğunda planlanan klinik çalışmanın amacı, implant destekli kısa SP'lerin direkt dijital kaydı için kullanılan farklı tarama postları ve ilişkili kütüphanelerinin hassasiyetinin niceliksel ve niteliksel olarak değerlendirilmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental İmplantlar

#### 2.1.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

Dental implant, kaybedilen diş veya dişlerin yerine yapılacak olan sabit ya da hareketli restorasyonlara destek sağlamak amacıyla kemik içerisine yerleştirilen, alloplastik materyalden üretilmiş protetik cihaz olarak tanımlanmaktadır [10]. Ayrıca maksillofasiyal protezlerde tutuculuk, ortodontik tedavilerde ise ankraj sağlamak amacıyla kullanılmaktadır.

İmplant diş hekimliği alanındaki gelişmeler ilk olarak 1950’li yıllarda yapılan hayvan deneylerinde, saf titanyuma karşı gerçekleşen kemik iyileşmesinin yüksek çözünürlüklü mikroskobik incelemeleriyle başlamıştır [11]. Ardından kemik seviyesi ve saf titanyumdan tornalanarak üretilen implantlarla yapılan çalışmalarda direkt kemik-implant teması olduğu gösterilmiştir. Bu gerçeklik, dental implantolojinin en önemli öncülerinden biri olan İsveçli bilim insanı P.I. Branemark tarafından günümüzde de geçerliliğini koruyan bir terim olan “osseointegrasyon” [12] olarak tanımlanmıştır. Eş zamanlı olarak, İsviçreli bilim insanı Profesör Andre Schroeder ve ekibi farklı olarak yumuşak doku seviyesi ve pürüzlü yüzeye sahip titanyum implantlar için dekalsifiye edilmemiş histolojik kesitlerde doğrudan kemik-implant teması belgeleyen ilk ekip olmuştur ve Branemark tarafından osseointegrasyon olarak tanımlanan biyomekanik ilişkiye “fonksiyonel ankiloz” ismini vermişlerdir [13]. İmplant tasarımına bağlı olarak titanyum implant ve yumuşak doku ilişkisi de ilk olarak Schroeder ve ekibi tarafından bildirilmiştir [14].

Her iki araştırma ekibi de temel olarak saf titanyum implantlar kullanmasına rağmen kullanılan implantlar arasında tasarım, yüzey özellikleri ve iyileşme şekilleri açısından farklılıklar bulunmaktadır. Branemark ve ekibi, tornalanmış pürüzsüz yüzeye sahip kemik seviyesi vida şekilli titanyum implantlar kullanarak mukoza altında iyileşmeyi tercih ederken, Schroeder ve ekibi ise kemik içindeki kısmı titanyum plazma spreyle pürüzlendirilmiş, mukozaya temas eden kısmı ise tornalanmış pürüzsüz yüzeye sahip yumuşak doku seviyesi vida şekilli titanyum

implantlar kullanırken mukoza üzerinde ağız ortamına açık iyileşme tercih etmiştir. Bununla birlikte her iki ekip de saf titanyum implant tercih etmiştir. Bunun nedeni, implant yüzeyindeki titanyum oksidin kemikle direkt kimyasal bağlantı yaparak dental implantolojinin yaşamsal gerekliliği olan osseointegrasyona katkı sağlaması olarak bildirilmiştir [15].

Osseointegrasyonun tanımlanmasının ardından dental implantolojinin bilimsel temelini oluşturacak temel hayvan çalışmalarına ilaveten klinik deneysel çalışmalar da yapılmıştır. Klinik bir çalışmada ilk kez Branemark ve ekibi, titanyum implantları öncelikle çiğneme fonksiyonu kazandırmak ve yaşam kalitesini geliştirmek amacıyla alt çene tam dişsizliğe sahip hastalarda kullanmıştır. 15 yıla kadar takip edilen klinik sonuçlar biyomekanik ve hasta memnuniyeti açısından başarılı bulunmuştur. [12, 16] Takip eden süreçte yapılan çalışmaların oluşturduğu bilimsel desteklerle birlikte 2002 yılında yayınlanan McGill konsensus kararlarında iki implant destekli hareketli protezin mandibular tam dişsizliğe sahip hastalar için asgari tedavi seçeneği olduğu kabul edilmiştir [17]. Zaman içerisinde implant kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte endikasyon aralığı genişlemiş, bölümlü dişsizlik ve tek diş eksikliklerinde önemli bir tedavi seçeneği haline gelmiştir.

Günümüzde implant kullanımının günlük klinik uygulamanın bir parçası haline gelmesiyle birlikte implant yerleştirilen bölgeye özgü yatay yöndeki yetersiz kemik miktarı dar çaplı implant kullanım ihtiyacını ortaya çıkarmıştır [18-20]. Rutin olarak kullanılan saf titanyumun düşük yorulma direnci implant destekli sabit bölümlü protezler ve hareketli protezlere yeterli mekanik destek sağlama konusunda yetersizliğe sebep olmuş ve dayanıklılığı artırılmış titanyum alaşımlarının diş hekimliğine tanıtılmasını sağlamıştır. Yapılan çalışmalarda titanyum alaşımlarının düşük elastik modülü ve yüksek direnç gibi özelliklere sahip olduğu gösterilmiş ve bu sebeple titanyum alaşımları dar çaplı implantlar için alternatif olarak düşünülmüştür [21, 22]. 1980'li yılların başında yıllarda geliştirilen titanyum alaşımlarından biri olan Titanyum 6 Alüminyum 4 Vanadyum (Ti-6Al-4V), ilk aşamada medikal alanda yaygın olarak kabul gören bir alaşım olmasına rağmen içeriğindeki alüminyum ve vanadyumun osseointegrasyonu olumsuz etkilediği ve potansiyel toksik etkilere sahip olduğu bildirildiği için [23] kullanımı terk edilmiştir

[24]. Takip eden süreçte standart çaplı implant ileri cerrahi tekniklerle birlikte kullanılmaya devam etmiştir. Ancak uygulanan bu tekniklerin yaşlı ve genel tıbbi durum açısından risk faktörlerine sahip hastalardaki kullanımının tedavinin başarı oranını etkileyebileceği [25] ve ek maliyet, uzun tedavi süresi, cerrahi müdahale ile ilişkili artan komplikasyon oranı gibi kısıtlılıklara sahip olduğu bildirilmiştir. [26] İleri cerrahi tekniklerin belirtilen olumsuzlukları dar çaplı implant kullanımını 2000’li yılların başında tekrar gündeme getirmiştir. Dental implantolojide başarılı osseointegrasyon için vazgeçilmez olan saf titanyumun dar çaplı implanttaki mekanik yetersizliğinin sürekli olarak güncel kalması materyal konusunda yeni arayışlara sebep olmuştur. Bu konuda yapılan in-vitro çalışmalarla yeni bir titanyum alaşımı geliştirilmiş ve diş hekimliğine tanıtılmıştır [27]. %13-15 zirkonyumun titanyumla ikili formülasyonuna dayanan biyo-uyumlu titanyum-zirkonyum (TiZr) [28] implantların artan yorulma dayanıklılığına sahip olduğu ve bu implantların osseointegrasyonun saf titanyum implantlar kadar iyi olduğu gösterilmiştir [29].

Dişsiz mandibulada hareketli protezi desteklemek için kullanılan dar çaplı saf titanyum ve TiZr implantların beş yıllık sağ kalım ve başarı oranlarının değerlendirildiği randomize kontrollü bir klinik çalışmada (RKÇ) ek olarak krestal kemik seviyesi değişikliği, plak ve kanama indeksi gibi klinik parametreler de değerlendirilmiştir. İncelenen parametreler açısından iki implant arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sonuç olarak çalışmada mandibular hareketli protezler için, TiZr implantların dar çaplı saf titanyum implantlarla eşit derecede iyi performans gösterdiği bildirilmiştir [30].

Akça ve arkadaşlarının sabit protezleri destekleyen TiZr alaşımı implantların biyolojik ve protetik sonuçlarını değerlendirmek amacıyla yayınladığı bir klinik çalışmada erken yükleme protokolü uygulanan implantlar 24 aya kadar gözlem süresiyle takip edilmiştir. Çalışma sonucunda erken veya geç dönem implant başarısızlığı görülmemiş, implant sağ kalımı ve başarı oranı %100 bulunmuştur. Bununla birlikte protetik komplikasyon ve implant çevresindeki yumuşak dokuda şişlik ve süpürasyon varlığından bağımsız aşırı kemik kaybı görülmemiştir [31].

Dar çaplı TiZr dental implantlara ilişkin klinik kanıtların değerlendirdiği sistematik derleme ve meta analiz çalışmasına marjinal kemik kaybı, başarı ve sağ

kalım oranlarının 3 ila 36 aylık takip süreleriyle değerlendirildiği dokuz klinik çalışma dahil edilmiştir. Çalışma sonucunda dar çaplı TiZr dental implantların kısa dönemde normal çaplı titanyum implantlarla karşılaştırılabilecek yüksek sağ kalım ve başarı oranlarıyla birlikte bir milimetreden (mm) az minimal marjinal kemik seviyesi değişiklikleri gösterdiği bildirilmiştir. İmplant kırığı veya kaybı gibi mekanik başarısızlıklar görülmemiştir. Ek olarak, dar çaplı TiZr implantların iyi klinik performanslarını onaylamak için uzun dönem takipli klinik çalışmalara ihtiyaç olduğu belirtilmiştir [32].

Titanyum implantların metalik yapısı sebebiyle oluşan grimsi rengin, anterior bölgede özellikle ince yumuşak doku fenotipine sahip hastalarda oluşturduğu estetik olumsuzluklar ve hastaların metalik olmayan implanta yönelik talepleri titanyuma alternatif bir materyal geliştirilmesi gerekliliğini ortaya çıkarmıştır. Zirkonyum implantlar bu sorunun çözümü amacıyla önerilmiştir. Zirkonyum implantların saf titanyum veya titanyum alaşımı implantlara benzer biyouyumluluk gösterdiği ve daha az plak birikimine sebep olduğu gösterilmiştir [33]. Yapılan prelinik çalışmalar zirkonyum implantların, titanyum implantlara benzer kemik-implant teması ve çıkarma tork değerleri gösterdiği bildirilmiştir [34, 35].

Zirkonyum implantların titanyum implantlarla sağ kalım, başarı ve marjinal kemik kaybı açısından karşılaştırıldığı sistematik derleme ve meta analiz çalışmasına zirkonyum implantların başarı ve sağ kalım oranlarını değerlendiren en az 12 ay takip süreli 21, titanyum ve zirkonyum implantları karşılaştırmalı olarak değerlendiren üç olmak üzere toplam 24 çalışma dahil edilmiştir. Karşılaştırılan implantlar başarı açısından benzer sonuçlar göstermiştir. Sağ kalım ve marjinal kemik kaybı açısından karşılaştırıldığında ise farklılığın anlamlı olduğu belirtilmiş, zirkonyum implantların daha düşük sağ kalım oranı ve daha fazla marjinal kemik kaybı gösterdiği bildirilmiştir. Çalışma sonucu özellikle ince biyotipe sahip hastalarda anterior bölgedeki implant uygulamalarında zirkonyum implantın yarar sunabileceğini göstermiştir [36].

İmplantolojinin başlangıcından günümüze kadar gelen süreçte osseointegrasyon esaslı çalışmalara ilaveten an az onun kadar önemli olan implantların geometrisi konusu da sıklıkla araştırmalara konu olmuştur.

### 2.1.2. Dental İmplantların Geometrisi

Güncel olarak implant-kemik biyolojik direkt temasının fonksiyonu şeklinde tanımlanan osseointegrasyonu oluşturmak, korumak ve sürdürmek, klinik olarak kabul edilebilir mekanik stabilite sağlamak, biyolojik stabiliteyi yönlendirmek ve implant çevresindeki dokuda stres dağılımını optimize etmek amacıyla farklı kemik tipleri ve klinik gereksinimler için çok sayıda implant tasarlanmıştır. [37] Dental implant tasarımlarının birbirinden farklılık gösteren temel özellikleri makro- ve mikro-geometrileri olarak ayrıştırılmaktadır [38].

#### 2.1.2.1.Makrogeometri

Makrogeometrinin temel iki bileşeni implantın gövde şekli ve yiv olarak tanımlanmış olup, makrogeometrinin implantın mekanik ve biyolojik stabilitesi üzerinde etkili bir faktör olduğu belirtilmiştir [39]. Dental implant sistemleri için oral ve maksillofasiyal implantlar sözlüğü, silindirik, kademeli ve konik olmak üzere üç farklı gövde tasarımı tanımlanmıştır. [40] Yapılan çalışmalara göre, günümüzde yaygın olarak kullanılan implant sistemlerinin temel gövde şekli silindiriktir. Silindirik implant "implantın boyun kısmındaki çapının apeksle aynı genişlikte olduğu, paralel kenarlı implant" olarak tanımlanırken, konik implant, "implantın boyun kısmındaki çapın apekse doğru daraldığı silindirik implant" şeklinde tanımlanmıştır. Kademeli implant tanımı ise "implantın apeksine doğru genişliği daralan eş merkezli adımlar içeren özel implant tasarımı" olarak yapılmıştır (Şekil 2.1).



**Şekil 2.1.** Gövde şekillerine göre silindirik (A), konik (B) ve kademeli (C) implantlar

Konik ve paralel kenarlı tasarıma sahip implantların uygulandığı tedaviler için klinik ve hasta odaklı sonuçların değerlendirildiği bir sistematik derlemeye en az



on katılımcının bulunduğu ve ortalama takip süresinin üç yıldan fazla olduğu RKÇ'ler dahil edilmiştir. Birincil değerlendirmede cerrahi ve restoratif aşama ile ilişkili komplikasyonlar, implant ve restorasyonun başarı ve sağ kalım oranları, hasta tarafından bildirilen bakım gereksinimi, fonksiyon, memnuniyet, yaşam kalitesi ve estetik gibi parametreler değerlendirilmiştir. İkincil değerlendirme ise implant çevresi kemik kaybı ve yumuşak doku durumunu kapsamıştır. Çalışma sonucunda klinik karar verme aşamasında mesleki bilginin, hastanın kemik kalitesi ve miktarının, uygulanacak cerrahi protokolün değerlendirilmesinin önemini vurgulanmış ve implant şeklinin incelenen parametreleri etkileyen temel sebep olmadığı sadece katkıda bulunabilecek bir etken olduğu belirtilmiştir [41].

20 yıla kadar takip süreli kademeli vidalı titanyum implantların sağ kalım ve başarı oranlarının değerlendirildiği retrospektif bir kohort çalışmasına, kumlanmış veya asitle pürüzlendirilmiş yüzeye sahip 346 kademeli şekilli implant dahil edilmiştir. Klinik ve radyografik değerlendirmeler sonucunda implantların sağ kalım oranı %91,62 bulunmuştur. Ortalama kemik kaybı 1.25 mm bulunurken, yıllık artış miktarı 0.12 mm olarak belirlenmiştir. Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde, kumlanmış ve asitle pürüzlendirilmiş yüzeye sahip kademeli vidalı titanyum implantların yüksek sağ kalım oranları gösterdiği bildirilmiştir [42].

Gövde şekline ilaveten dental implantın yerleştirildiği kemik dokusu içinde biyolojik ve/veya mekanik kuvvet dağılımı oluşturmasında etkili olan önemli faktörlerden biri de yiv tasarımıdır. Yivlerin implant tasarımındaki işlevleri; implantın yerleştirilmesini takiben mekanik stabiliteyi, osseointegrasyonun başlamasıyla birlikte implantın yüzey alanında sağladığı artış sayesinde implant-kemik temasını artırarak biyolojik stabiliteyi artırmak ve implant çevresindeki kemikte stres dağılımı sağlamak olarak belirtilmiştir [43]. İmplantın yüzey alanını etkileyen değişkenler yiv adımı, derinliği ve şekli olarak sınıflandırılır. Yiv adımı belirli bir alandaki yiv sayısını tanımlar ve yiv adımı arttıkça implantın yüzey alanının da arttığı belirtilmiştir. Yiv derinliği implantın en geniş çapının implant gövdesiyle arasındaki mesafe olarak tanımlanmıştır. Yiv şeklinin kemik-implant ara yüzündeki stresin dengeli dağılımı ve yıkıcı tipteki kuvvetlerin azaltılmasında önemli bir role sahip olduğu belirtilmiştir. Klinik uygulama için V şekilli, ters açılı, köşeli ve

spiral şekilli yivlere sahip implantlar mevcuttur. Yapılan bir çalışmada keskin kenarlı yivlerin yuvarlak kenarlı yivlere göre kemik-implant ara yüzünde daha fazla gerilme kuvveti oluşturduğu bildirilmiştir [44]. Bununla birlikte implant seçimi; implantın yerleştirileceği bölge, yerleştirme tipi ve yükleme zamanı gibi faktörler değerlendirilerek yapıldığı için yiv tasarımlarının doğrudan implant başarısı üzerindeki etkisi hakkında literatürdeki bilgiler değişkendir.

İmplant gövde makro-geometrisi ile ilişkili diğer iki değişken de implantın boyu ve çapıdır. Literatürde implant boyu ile ilgili tanımlar tartışmalı olsa da genellikle;

1. 12 mm ve üzeri uzun,
2. 10-8 mm arası standart,
3. 8mm ve altı kısa,
4. 6 mm ve altı çok kısa olmak üzere dört grupta sınıflandırılmıştır [45-47].

İmplantolojinin ilk yıllarında matematiksel olarak implant boyu ve çapının artması ile artan yüzey alanının implantın stabilitesini artırdığı ile ilgili deneysel düşünceler kabul edilmiştir. Ancak günümüzde implant başarısının implant uzunluğu ile doğru orantılı olmadığına anlaşılmıştır ve anatomik kısıtlılığa sahip bölgelere uzun implant yerleştirmek için yapılan ileri cerrahi uygulamaların yüksek maliyet, uzun iyileşme süresi, operasyon sonrası artmış morbidite ve komplikasyon riski gibi dezavantajları kısa implantların kullanım oranını artırmıştır [48, 49].

Konuyla ilgili bir sistematik derleme ve meta analiz çalışmasında posterior dişsiz maksilla ve mandibulaya yerleştirilen standart ve kısa (<8 mm) implantlar sağ kalım, marjinal kemik kaybı, komplikasyon ve protetik başarısızlık açısından değerlendirilmiştir. Derlemeye randomize kontrollü ve prospektif çalışmalardan oluşan 13 çalışma dahil edilmiştir. Çalışma sonuçları değerlendirilen parametreler açısından iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını göstermiştir. Ayrıca kısa implantların posterior dişsiz bölgeler için uygun bir seçenek olduğu fakat dikkatli kullanılmaları önerilmiştir [50].

Diğer bir değişken olan implant çapı da geniş, standart ve dar çap olmak üzere dört grupta sınıflandırılmıştır [51]. Bu sınıflamaya göre;

1. 5 mm ve üzeri geniş çap,
2. 4.1- 3.75 mm arası standart çap,
3. 3.5 mm ve altı dar çap,
4. 3 mm ve altı ise mini implant olarak adlandırılmıştır [52-54].

Kullanılacak implant çapına karar verirken implantın yerleştirileceği bölgedeki mevcut kemik miktarı, restorasyonun çıkış profili ve okluzyon tipi faktörleri değerlendirilmelidir [55]. Kemik miktarının standart çaplı implant yerleştirmek için yetersiz olduğu bölgelerde ve küçük servikal çapa sahip dişlerin yerine dar çaplı implantların kullanılabileceği bildirilmiştir. Literatürde implant çapındaki azalmanın osseointegre olabilecek yüzey alanını azalttığı ve implantın mekanik özelliklerini zayıflattığı belirtilmesine [56] rağmen yapılan çalışmalar standart çaplı implantlarla karşılaştırıldığında dar çaplı implantların da yüksek başarı oranları gösterdiğini bildirmiştir [55, 57]. Bununla birlikte titanyum alaşımlarının artan yorulma dayanımı ve yüksek sağ kalım oranları dar çaplı implantın gereksinim olan bölgelerdeki kullanım oranını giderek artırmaktadır [58].

Dental implant tasarımları konumlandığı seviyeye göre yumuşak doku ve kemik seviyesi olmak üzere iki çeşittir. Schroeder ve ekibinin geliştirdiği yumuşak doku seviyesi implantlar implant çevresindeki mukozayla temas halinde bulunan ve modifiye edilemeyen pürüzsüz bir alan içermektedir. Pürüzsüz alan implant-dayanak birleşimi ve bağlantılı mikro-aralığın kemikten dikey yönde uzaklaştırılmasını sağlamıştır. Bu durumun biyolojik genişlik kurulurken oluşacak marjinal kemik kaybını azalttığı bildirilmiştir [59]. Ancak restoratif anlamda modifiye edilemeyen bu alan çıkış profili oluşturulurken protetik olarak hekim için zorlayıcı bir durum oluşturmaktadır.

Branemark öncülüğünde geliştirilen kemik seviyesi implantlar ise kemik ile aynı seviyeye veya kemiğin altına yerleştirilen ve yumuşak dokuyla ilişkili bir alan içermeyen implantlardır. Kemik seviyesi implantlar başlangıçta implant boynu ile aynı çapa sahip dayanaklarla birlikte kullanılmış ve bu sistem eş platform olarak

adlandırılmıştır. Bu implantlarda implant-dayanak birleşim yeri ve dolayısıyla mikro-aralık kemik seviyesindedir. Yapılan çalışmalarda, implant-dayanak (İ-D) birleşim yerinin alveolar krete göre konumunun ve implant bileşenleri arasındaki mikro-aralığın erken dönemde önemli miktarda kemik kaybına neden olabileceği fakat bu kaybın biyolojik genişliği kurmak için gerçekleşen fizyolojik bir durum olduğu bildirilmiştir [60-62]. Bununla birlikte mikro-aralığı kret tepesinden uzaklaştırmak amacıyla yapılan subkrestal konumlandırmanın da kemik kaybını engellemediği belirtilmiştir [63].

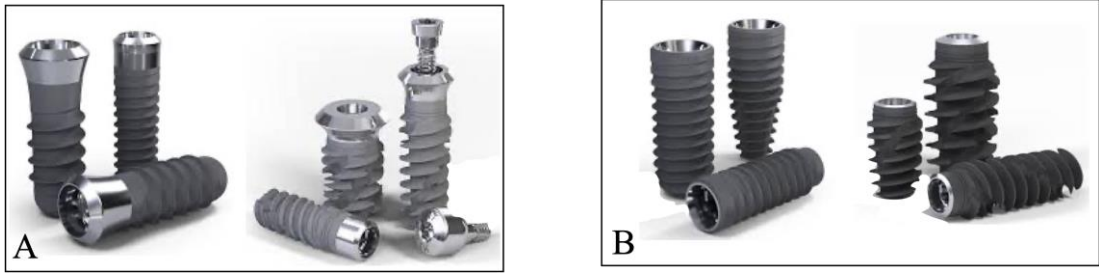
Gardner ve Lazzara, bu tip implantlarda mikro aralık sebepli oluşan kemik kaybını azaltmak amacıyla daha geniş çaplı bir implantın daha dar çaplı bir dayanak ile birleştirilmesiyle sonuçlanan “Platform Switch” (PS) kavramını tanıtmışlardır [64, 65]. Bu kavramla birlikte implant çapından daha dar çaplı dayanaklar kullanılarak İ-D arasındaki mikro-aralığın implant boynundan yatay yönde merkeze doğru yer değiştirdiği ve mikrobiyal kaynağın da kemikten uzaklaşmasıyla ilişkili marjinal kemik kaybının azaltıldığı görüşü kabul edilmiştir [65].

Eş-platform bağlantılı yumuşak doku seviyesi implantların kontrol grubu, PS bağlantılı kemik seviyesi implantların test grubu olarak belirlendiği RKÇ’de, marjinal kemik seviyesi değişiklikleri restorasyon teslimini takiben başlangıç, bir yıl ve beş yıllık takip süreleriyle değerlendirilmiş ve sağ kalım oranları incelenmiştir. Çalışma sonucunda marjinal kemik seviyesi değişikliği açısından her iki bağlantı sistemi arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu fark eş-platform bağlantılı yumuşak doku seviyesi implantların aleyhine çıkmıştır. Her iki implant sistemi de yüksek ve benzer sağ kalım oranları göstermiştir. Bu oran yumuşak doku seviyesi implantların için %98, kemik seviyesindeki implantlar için ise %96,1 olarak bildirilmiştir [66].

PS ve eş platformlu implantlardaki kemik değişikliklerinin incelendiği sistematik derleme ve meta analiz çalışmasına, yüklemmeden sonra en az 12 aylık takip süresi bulunan, sağ kalım, implant çevresindeki kemik seviyesi değişiklikleri veya marjinal kemik kaybı ile ilgili verileri içeren RKÇ’ler dahil edilmiştir. Değerlendirme sonucunda platformlar arasında implant başarısızlığı açısından fark

görülmemiş fakat platform switch konseptinin implantların etrafındaki marjinal kemik kaybını azaltmak için yararlı bir teknik olduğu sonucuna varılmıştır [67].

Schroeder' in öncüsü olduğu ve günümüzde Straumann dental implant (Institute Straumann AG Basel, Switzerland) olarak piyasada bulunan markanın kemik ve yumuşak doku seviyesi, farklı gövde ve yiv tasarımına sahip, farklı çaplardaki implantları endikasyona göre klinisyenler tarafından güvenli bir şekilde kullanılmaktadır (Şekil 2.2).



**Şekil 2.2.** Silindirik gövde şekline sahip farklı çap, uzunluk ve yiv özellikleri olan yumuşak doku seviyesi implantlar (A), Silindirik ve konik gövde şekline sahip farklı çap, uzunluk ve yiv özellikleri olan kemik seviyesi implantlar (B)

Şekil 2.2.A'daki yumuşak doku seviyesi implantların silindirik gövde şekline ve geniş, standart ve dar çap olmak üzere üç farklı çap seçeneğine sahip olduğu görülmektedir. B'deki kemik seviyesi implantlar için ise farklı çap seçeneklerinin yanı sıra silindirik ve konik olmak üzere farklı gövde şekilleri bulunmaktadır. Her iki implant tipi için de farklı yiv özellikleri bulunmaktadır. İmplant yerleştirilecek bölgenin anatomik durumu, implantın yerleştirilme tipi ve yükleme protokolü gibi faktörler değerlendirilerek kullanılacak implanta karar verilebilmektedir. Günümüzde hekimler tarafından sıklıkla tercih edilen anında yerleştirme protokolü için agresif yivli implantlar ön plana çıkmıştır.

Kemik seviyesi implantların en önemli avantajları arasında vida tutuculu sistemler için üretim kolaylığı, uygun çıkış profili oluşturmak için hekime sağladığı hareket serbestliği ve restorasyonla uyumlu yerleştirilmemiş implantlardaki büyük açılma problemlerini dayanak seviyesinde çözme imkânı vardır. Kemik seviyesi implantlar bu avantajları sağlama konusunda CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) sistemleri ile daha uyumludur ve implant

kütüphanelerinde daha çok protetik alternatif bulunmaktadır. Bu durumun kemik seviyesi implantların tercih edilirligini artıran önemli bir etken olduğu düşünölmektedir.

Yukarıdaki bilgiler ışığında günümüzde klinik uygulamalar için klinisyenlerin aşağıdaki üç temel etkeni değerlendirmeleri önerilebilir:

1. Gövde tasarımı, boy, çap ve yerleştirilme seviyesi gibi makro-geometrik özellikler,
2. İmplantın yerleştirileceği bölgenin anatomik özellikleri,
3. Yerleştirme ve yükleme tipi gibi değişkenlerin detaylı değerlendirilmesi sonucu oluşan klinik gereksinimler ve klinisyen tercihinine uygun olarak yapılmaktadır.

#### **2.1.2.2.Mikrogeometri**

İmplant mikrogeometrisi saf titanyum implant yüzeyine uygulanan çeşitli işlemler ile yüzeyin modifiye edilmesi olarak tanımlanmaktadır. Yüzey teknolojisi alanında yaşanan gelişmelerle birlikte titanyum implantın enerji seviyesi, topoğrafisi ve pürüzlülüğü gibi yüzey özelliklerini değiştirmek mümkün olmuştur. [68] Yapılan çalışmalarda implant mikrogeometrisi üzerinde yapılan modifikasyonların implantın yüzey alanını artırdığı ve böylece artmış kemik implant teması oluşturarak biyolojik stabiliteye katkı sağladığı gösterilmiştir [69, 70].

Yüzey modifikasyonu üzerine yapılmış çok sayıda çalışmada mikrometre veya nanometre boyutlarında yüzey pürüzlülüğü elde etme yöntemleri aşındırma ve kaplama teknikleri olarak iki şekilde sınıflandırılmıştır. Kaplama teknikleri hidroksiapatit ve titanyum plazma sprej (TPS) ile kaplama ve iyon birikimi gibi işlemleri içerirken, aşındırma teknikleri kumlama, kumlama ve asit uygulama, oksidasyon ve lazer uygulaması gibi işlemleri kapsamaktadır.

1980'lerde daha pürüzlü bir yüzey oluşturmak için plazma sprej tekniğı kullanılarak titanyum veya hidroksiapatit ile implant yüzeyi kaplanmıştır. Daha sonraki süreçte yapılan çalışmalar implantı çevreleyen yumuşak/ sert doku [71, 72] ve bölgesel lenf nodüllerinde [73] implant yüzeyinden ayrılan titanyum

partiküllerinin tespit edildiğini göstermesine rağmen partiküller ile oluşan biyolojik komplikasyon arasında nedensel ilişkiye ait kanıt bulunamamıştır [74]. Belirtilen yöntemlerle pürüzlendirilen yüzeylere sahip implantlarda daha yüksek marjinal kemik ve implant kaybı görülmüştür. Bu sebeple kaplama tekniklerinin kullanımı günümüzde önerilmemektedir [58].

1990'lardan itibaren, orta derecede pürüzlü yüzey elde etmek için baskın hale gelen teknikler aşındırıcı teknikler olmuştur. Bu tekniklerle implant yüzeyleri aşındırılmış veya yüzeyel tabaka modifiye edilerek pürüzlendirilmiştir. Aşındırma işlemlerinden biri olan anodik oksidasyon tekniği için oksit kalınlığının arttırıldığı ve titanyum kristalleri arasındaki sınırın bir anotlama işlemiyle kırıldığı TiUnite (Nobel Biocare AG, Zürih, İsviçre) implantlar örnek olarak gösterilebilir. Bu implantlara ilişkin klinik sonuçlar ümit verici olmuştur. Yakın zamanda yapılan bir meta-analiz çalışması, TiUnite implantların tornalanmış yüzeye sahip implantlara kıyasla daha düşük implant başarısızlığı gösterdiğini bildirmiştir [75]. Titanyum oksit ve farklı büyüklükteki alüminyum oksit partikülleri kullanılarak uygulanan kumlama teknikleriyle üretilmiş implantların tornalanmış veya TPS uygulanmış implantlara göre artan çıkarma tork değerleri gösterdiği bildirilmiştir [76, 77]. Bir diğer aşındırma tekniği kullanılarak elde edilen *Sandblasted, large grit, acid-etched* (SLA) yüzeylerin elde edilmesinde ise pürüzlendirme işlemi kumlama ve aşındırma işlemleri uygulanarak yapılmaktadır. Bu tekniğin hücre farklılaşmasını ve protein üretimini uyararak büyük miktarda kemik-implant teması oluşturduğu gösterilmiştir. Buser ve arkadaşları tarafından yapılan bir prelinik çalışmada, farklı yüzey modifikasyonları ile kemik-implant teması incelenmiştir. Kemik-implant teması SLA yüzeye sahip implantlarda %50-60 iken, TPS uygulanmış implantlarda %30-40 olarak belirtilmiştir. [78] SLA yüzey işlemlili implantların primer stabiliteye katkıda bulunduğunu gösterilmiş ve mikro pürüzlü bir yüzeye sahip SLA implantların daha iyi erken osseointegrasyon gösterdiğini bildirmiştir [79]. Cochran ve arkadaşlarının yaptığı 5 yıllık çok merkezli prospektif bir çalışmanın sonuçları, 385 adet SLA implantla tedavi edilmiş 120 hastanın implantları için sırasıyla %99,1 ve %98,8 sağ kalım ve başarı oranı bildirmiştir [80]. SLActive yüzeyler de SLA yüzeyler gibi aynı kumlama ve asitle aşındırma tekniği kullanılarak elde edilir ancak SLActive yüzey, yüzeyin havayla temasını engellemek için nitrojen koruması altında durulanması ve

kuru depolama yerine izotonik NaCl çözeltisi içeren sızdırmaz bir cam tüp içinde saklanması bakımından SLA yüzeyden farklılık göstermektedir. Kontaminasyonu azaltan bu saklama yönteminin SLActive yüzeyin daha yüksek yüzey enerjisi ve hidrofilik yapıya sahip olmasını sağladığı bildirilmiştir [81] ve bu özelliklerin kemik iyileşmesinin erken evresinde güçlü hücre ve doku yanıtı oluşmasını kolaylaştıran önemli bir yüzey özelliği olduğu belirtilmiştir [82]. SLActive yüzeylerin iyileşme üzerine gösterdiği olumlu etkiler sebebiyle lokal ve sistemik risk faktörüne sahip hastalarda kullanımı önerilmektedir [83].

## 2.2. İmplant Destekli Restorasyonlar

Geçmişten günümüze dental implantların geometrisi ve ilişkili osseointegrasyonu konusu dental implantolojinin odak noktası olmuş ve bu konuyla ilgili çok sayıda bilimsel çalışma yapılmıştır. Uzun yıllar boyunca yapılan in-vivo, ex-vivo ve in-vitro çalışmalarla çok temel bilgiler oluşturulmuş ve günlük klinik uygulama için klinisyenler tarafından takip edilebilecek rehberler hazırlanmıştır. Bölümlü dişsiz hastalarda özellikle fonksiyonel bölgeye uygulanan sabit restorasyonların çoğu ITI SAC sınıflamasına göre protetik olarak basit olarak sınıflandırılırken tam dişsizliklerde uygulanan sabit protezler ileri veya karmaşık olarak sınıflandırılır [84].

Bilimsel destek esaslı oluşturulan klinik rehberler sayesinde dental implantlar bölümlü dişsizliğin protetik olarak tedavisi için günümüzde her klinisyen tarafından uygulanmaktadır. Diş hekimliğindeki tedavi prensiplerinde değişikliklere sebep olan dental implantolojiyi takip eden süreçte dijitalizasyon konusu ilgi alanı haline gelmiş ve çalışmalar bu konuya yoğunlaşmıştır. Özellikle son 10 yılda CAD/CAM sistemlerinde görülen baş döndürücü gelişmeler ve direkt dijitalizasyonun dental kliniklerdeki kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte dental implantoloji ve dijitalizasyon uygulamaları bütünleşmiştir. Bu bütünleşme sonucunda restoratif alanda temel dental implantoloji bilgilerinde önemli değişiklikler olmamış ancak protetik iş-akışında temel değişiklikler olmuştur. Bu gerçekler dahilinde hastaların dental implantlarla tedavisinde hala geçerliliğini koruyan ve akıldan çıkarılmaması gereken üç ana başlık;



1. İmplant destekli restorasyonlarda bağlantı tipleri,
2. Materyal çeşitleri,
3. İş akışı protokolleri olarak güncellenebilir.

### **2.2.1. Bağlantı Tipleri**

İmplant destekli sabit protezler (SP) bağlantı tipine göre siman veya vida tutuculu olmak üzere iki şekilde kategorize edilmiştir [85]. Günümüzde her iki bağlantı tipi de dişsiz alan uzunluğundan bağımsız, yaygın olarak kullanılmaktadır. Bağlantı tipi seçimi estetik, retansiyon, protezin sökülebilirliği, üretim kolaylığı ve maliyet gibi faktörler değerlendirilerek planlama aşamasında gerçekleştirilmelidir [86].

#### **2.2.1.1. Siman Tutuculu**

Siman tutuculu restorasyonlar prefabrik simante ve prefabrik anatomik dayanakların kullanıldığı ve bağlantının siman aracılığıyla sağlandığı restorasyonlardır. Bu tip restorasyonlar mevcut anatomi sebebiyle özellikle maksiller anterior bölgede ve çoklu implant destekli restorasyonlarda implantın açılı yerleştirilmesine bağlı olarak ortaya çıkan açılanma sorunlara getirdiği çözümler, restorasyon üretimi aşamalarında teknisyen bilgi ve becerisinin kritik rol oynamaması nedeniyle sağladığı üretim kolaylığı, geleneksel yöntemlerle üretilmiş vida tutuculu restorasyonlara kıyasla pasif uyuma yaklaşmanın daha kolay olması ve düşük maliyet gibi avantajlara sahiptir [85, 87].

Yaygın olarak kullanılan prefabrik simante dayanağın her vakada yumuşak doku ile ilgili klinik gereksinimleri optimize edememesi sonucu yumuşak doku altında kalan basamağın simanın temizliği açısından oluşturduğu güçlük [88] ve bu durumun sonucu olarak artık simana bağlı oluşan peri-implantitis, prefabrik anatomik dayanağın kişiselleştirilerek restorasyon bitiş sınırının mukozal seviyeye göre ayarlanmasıyla çözülmeye çalışılmıştır [89, 90].

Yapılan in-vitro ve klinik çalışmalar artmış basamak derinliğinin simanın temizlenmesini zorlaştırdığını göstermiştir [91, 92]. Dayanak yüzeyindeki artık simanı en aza indirmek için basamakların mümkün olduğunca koronal olarak yerleştirilmesi önerilmiştir [88].

Restorasyondaki açılanma sorununun prefabrik simante dayanaklarla çözülemediği durumlarda da prefabrik anatomik dayanağın düzenlenmesi açılanma sorunun çözümü için alternatif olarak kullanılmaktadır.

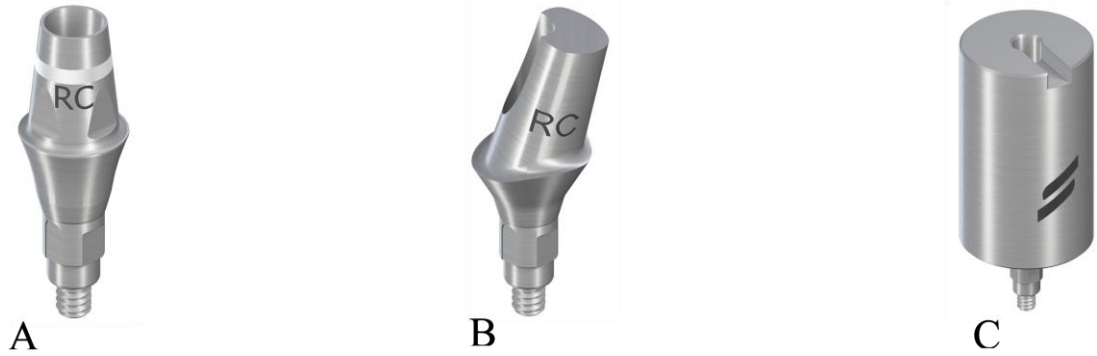
Siman tutuculu restorasyonların tesliminde klinik uygulamada dikkat edilecek en önemli noktalardan biri simantasyon işlemi ve artık simanın uzaklaştırılmasıdır. Artık simanın peri-implant hastalıkların etkeni olduğu yapılan klinik çalışmalar ve bu çalışmaların sistematik derlemeleriyle kanıtlanmıştır [93-95]. İmplant çevresindeki dokularda meydana gelen peri-implant hastalıklar peri-implant mukositis ve peri-implantitis olarak ikiye ayrılır. Peri-implant mukositis implant çevresindeki yumuşak dokuda görülen geri dönüşümlü inflamatuvar hastalık olarak tanımlanırken, peri-implantitis implant çevresindeki destek kemiğin yıkımı ile karakterize enflamatuvar hastalıktır. Tedavi edilmeyen peri-implantitis protetik restorasyonun kısa/orta/uzun dönem başarısızlığı ile sonuçlanabilmektedir [96]. Sonuç olarak restorasyonla ilişkili peri-implant dokularda biyolojik komplikasyona sebep olabilecek artık siman varlığından kaçınmak için özen gösterilmelidir [97].

Bu bilgiyi destekleyen en önemli klinik çalışmalardan biri olan retrospektif klinik bir çalışmada artık simana bağlı peri-implantitis gelişimi değerlendirilmiştir. Çalışmada artık siman içeren ve içermeyen implantlar analiz edilmiştir. Kontrol grubu olarak, aynı dönemde uygulanmış vida tutuculu restorasyonlar belirlenmiştir. Artık siman görülen implantların %85'inde peri implantitis gelişmişken, artık siman tespit edilmemiş vakaların %30'unda peri-implantitis görülmüştür. Kontrol grubunda ise peri-implantitis görülme oranı %1,08 olarak saptanmıştır [98].

Bu konuyla ilişkili literatürde yapılan çalışmaların bir sistematik derlemesinde artık simanın peri-implantitis için bir risk faktörü olduğu ve bu durum sonucu oluşan krestal kemik kaybıyla arasında güçlü bir ilişki olduğu belirtilmiştir [99].

Siman tutuculu restorasyonların en önemli dezavantajı olan artık siman varlığının önüne geçilememesi CAD/CAM sistemlerinin gelişimi ve yaygınlaşmasıyla birlikte çözülmeye çalışılmıştır. Bu sistem dayanakların üretim öncesi tasarım aşamasında dijital olarak kontrol edilebilmesine imkân verdiği için

öngörülebilirliği artırmıştır. Ek olarak çıkış profilinin oluşturulduğu mukoza kaydının direkt dijitalizasyon (dd) yöntemi ile alınması bu sınırın daha güvenilir tespit edilmesini sağlamıştır. Sonuç olarak CAD/CAM sistemleri ile dayanakların kişiselleştirilmesi implant çevresindeki mukozal seviyeye uygun basamak tasarlamayı ve açılanma problemlerine çözüm getirmeyi kolaylaştırmış ve doğruluğunu artırmıştır (Şekil 2.3).



**Şekil 2.3.** Siman tutuculu restorasyonlarda kullanılan prefabrik simante (A), prefabrik anatomik (B) ve CAD/CAM ile kişiselleştirme yönteminde kullanılan pre-milled dayanak (C)

#### 2.2.1.2. Vida Tutuculu

İmplant destekli restorasyonlar için kullanılan bir diğer bağlantı tipi de vida tutuculuğudur.

Vida tutuculu restorasyonlar;

1. Arklar arası mesafesinin sınırlı olduğu ve dayanak yüksekliğinin siman tutuculu sistemler kullanmaya elverişli olmadığı durumlarda [100],
2. Restorasyon sökülebilirliğinin kolay olmasının günlük bakım ve olası komplikasyon durumunda dayanağa erişimi kolaylaştırması sebebiyle çoklu implant içeren uzun boşluklu sabit restorasyon üretiminde kullanımı önerilmektedir [101].

Vida tutuculu restorasyonlar hemen yükleme protokolünün uygulanması ve geçici restorasyonlar ile yumuşak doku şekillendirmesi yaparak ideal çıkış profili oluşturulması amacıyla kullanılmaktadır [102].

Belirtilen olumlu özelliklerinin yanı sıra bu bağlantı tipinin de dezavantajları bulunmaktadır.

1. Özellikle estetik gereksinimlerin ön planda olduğu tedavilerde implantın kemik içerisinde üç boyutlu (3B) olarak optimum pozisyonda konumlandırılması zorunluluğu,
2. Vida çıkış yerinin restorasyonun uzun dönem dayanıklılığı üzerinde oluşturduğu olumsuz etki [103] ,
3. Restorasyon üretiminde kullanılan geleneksel üretim tekniklerinin ileri derece teknisyen bilgi/becerisine bağımlı olması ve tekniğe hassas oluşu sonucu oluşabilecek uyum problemleri önemli dezavantajları arasındadır.

Vida tutuculu restorasyonlarla ilgili literatürde çok sayıda bilimsel çalışma mevcuttur. Bu çalışmalardan bir tanesi olan Millen ve arkadaşlarının yayınladıkları bir sistematik derlemeye 73 çalışma dahil edilmiş ve implant destekli sabit protezlerde protez ve tutucu tipinin komplikasyonlar üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Tek kron ve sabit bölümlü protezlerde, vida tutuculu sistemler siman tutuculu sistemlere göre daha fazla teknik komplikasyon göstermiştir. Tam ark vida tutuculu sabit protezlerde ise en sık meydana gelen teknik komplikasyonun alt yapı kaplama materyalinde oluşan kopma ve kırılmalar olduğu belirtilmiştir. Tüm restorasyon çeşitleri için biyolojik komplikasyon siman tutuculu protezlerde önemli ölçüde daha yüksek görülmüştür [104].

Yayımlanan bir başka sistematik derlemede siman ve vida tutuculu implant destekli SP'lerin başarı ve sağ kalım oranlarını karşılaştırmışlardır. Sağ kalım açısından iki grup arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Başarısızlık oranı siman tutuculu SP'lerde fazla olmasına rağmen bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Vida gevşemesi, simantasyon kaybı ve porselen kırığı gibi minör komplikasyonlar açısından iki grup arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Bölümlü dişsizliğe sahip hastalar için vida tutuculu restorasyonların da siman tutuculu restorasyonlarla eşit derecede uygunluk gösterdiği bildirilmiştir [105].

2012 yılında Avrupa Osseointegrasyon Konsensus Konferansında yayınlanan bir sistematik derleme ortalama takip süresi en az bir yıl olan çalışmalardaki teknik

ve biyolojik komplikasyonların yanı sıra 5 ve 10 yıllık tahmini oranları bildiren implant ve restorasyon sağ kalımına odaklanmıştır. Araştırmacılar verileri siman veya vida tutuculu tek kronlar, implant destekli SP ve implant destekli sabit tam protezler olarak gruplara ayırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre vida ve siman tutuculu restorasyonların sağ kalımları için istatistiksel olarak anlamlı bir fark bildirilmemiştir. Tahmin edilen biyolojik komplikasyon oranları (2 mm'den fazla kemik kaybı) siman tutuculu restorasyonlarda daha yüksek bulunurken, mekanik komplikasyon oranı ise vida tutuculu restorasyonlarda daha yüksek bulunmuştur. Sonuç olarak her iki tutucu sistemi değerlendirildiğinde restorasyonun sökülebilmesi özelliğine dayanarak vida tutuculu sabit protezlerin tercih edilebileceği bildirilmiştir [106].

Bu çalışmaların sonuçlarına göre geleneksel yöntemlerle üretilen siman tutuculu restorasyonlarda biyolojik komplikasyonlar, vida tutuculu restorasyonlarda ise teknik komplikasyonlar daha sık görülmüştür. Teknik komplikasyonun vida tutuculu sistemlerde daha sık görülme sebebi siman tutuculu sistemlerdeki gibi uyum sorunlarını telafi edecek bir siman aralığının olmaması [107] ve geleneksel üretim tekniğinin daha fazla hassasiyet ve bilgi ve becerisi gerektirmesi olarak düşünülebilir [108, 109]. Tüm bunlara ek olarak, implant destekli sabit restorasyonlar için en iyi tutucu sistemi hakkında bir fikir birliği sağlanamamış olmasına rağmen [110] vida tutuculu restorasyonların sebep olduğu mekanik komplikasyonların biyolojik komplikasyonlara oranla çözülebilirliğinin daha kolay olması bu bağlantı tipinin tercih edilirliliğini artırmıştır.

Günümüzde diş hekimliğinde dijitalizasyonun yaygınlaşması restoratif iş akışında değişikliklere sebep olmuştur. Vida tutuculu restorasyonlar için geleneksel üretim tekniklerinin sebep olduğu zorlukların ve olumsuzlukların dijital üretim teknikleri kullanılarak azaltılması düşünülmektedir. Bu tekniklerin kullanımı vida tutuculu restorasyonların üretim hassasiyetini artırmış ve maliyeti azaltmıştır. Dijitalizasyonla birlikte ortaya çıkan sayısallaşmış üretim teknisyenin bilgi ve becerisine olan gereksinimi azaltmış ve kabul edilebilir, optimuma yakın pasif uyumun sağlanabilmesini olanaklı hale getirmiştir [111]. Bununla birlikte gelişen

yazılımlar ve implant kütüphaneleri vida tutuculu restorasyonlar için geniş protetik seçenekler sunmuş ve bu tip restorasyonları daha ilgi çekici hale getirmiştir.

Yakın gelecekte implant sistemlerinin protetik üst yapı seçeneklerini dijital alt yapıya uygun hale getirmelerinin klinisyenlerin sistem seçimini etkileyecek önde gelen sebeplerden biri olacağı açıktır.

### **2.2.2. Materyal Tipleri**

Restoratif materyal seçimi günümüz diş hekimliği kliniğinde restorasyonun başarısı ve hasta odaklı sonuçlar için önemli bir etkidir. Restoratif uygulamalarda kullanılacak uygun materyal seçimi; arklar arası mesafe, restorasyona komşu dişlerdeki mevcut restorasyon varlığı ve dişlerin doğal estetiği, fonksiyonel gereksinimler, parafonksiyonel alışkanlık varlığı ve sağ kalım oranları gibi çoklu değişkenlerin değerlendirildiği klinik bilimsel kanıtlar incelenerek yapılmalıdır [112]. CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliği ile bütünleşmesi materyal çeşitliliği açısından çığır açmıştır. Örneğin oksit seramiklerden özellikle zirkonyanın kullanımı bu gelişmeyle birlikte mümkün hale gelmiştir. Takip eden yıllarda oksit seramiklerdeki gelişmelere ek olarak farklı içeriklere sahip birçok tam seramik restorasyon geliştirilmiş ve diş hekimliği klinik kullanımına sunulmuştur. Böylece diş ve implant destekli restorasyonların üretiminde kullanabilecek materyal ve üretim seçenekleri çoğalmıştır. Günümüzde implant destekli restorasyonlar için kullanımda olan materyal çeşitleri;

1. Metal-seramik,
2. Zirkon-seramik
3. Tam kontur seramiklerdir.

#### **2.2.2.1. Metal-Seramik**

Silika esaslı seramik, yaygın olarak bilinen adıyla feldspatik seramik, anterior bölgede estetik gereksinimin yüksek olduğu hastalarda laminate veneer, posterior bölgede ise inley, onley gibi tek dişe yönelik adeziv parsiyel restorasyonların üretimi için yaygın olarak kullanılmaktadır. Fakat bu seramiğin kullanımı mekanik yetersizlik sebebiyle sabit bölümlü protez yapımında endike değildir. Takip eden

yıllarda metal-seramik ara yüzeyinin tanımlanmasıyla birlikte alümina-silikat seramik metal ile desteklenmiş ve mekanik gereksinimler karşılanmıştır. Metal-seramik restorasyonlarda başarıyla kullanılan ilk alaşımlar yüksek altın içerikli dental alaşımlardır [113]. Bu alaşımların alt yapı materyali olarak kullanıldığı restorasyonlar iyi mekanik özellikler, tatmin edici estetik sonuçlar ve klinik olarak kabul edilebilir kalitede kenar ve iç uyum gibi olumlu özellikler göstermiştir. Metal seramik restorasyonların diş destekli protezlerdeki kullanımıyla başlayan bu süreç implant destekli protezlerde de devam etmiş ve yıllarca protetik diş hekimliğinde “altın standart” olarak kabul görmüştür [114-118]. Uzun dönemli bilimsel kanıtlarla doğrulanan olumlu klinik sonuçların öngörülebilirliği ve tutarlılığı, düşük komplikasyon oranı ve %97’ye ulaşan yüksek protez sağ kalım oranıyla birlikte değerli alaşımlara karşı biyolojik dokuların olumsuz reaksiyon göstermemesi metal-seramik restorasyonları giderek daha yaygın ve popüler hale getirmiştir [119, 120].

Metal-seramik restorasyon üretim aşamaları;

1. Mum model işlenmesi,
2. Metal alaşım dökümü,
3. Porselen yığılması,
4. Fırınlama döngüsü olmak üzere çok aşamalı işlemler serisi ve teknik değişken içermektedir.

Bu değişkenler restorasyonların sonuç kalitesini oldukça tekniğe duyarlı hale getirmektedir. Ek olarak değerli metal alaşımlarının yüksek maliyeti restorasyonların üretimi için farklı materyal arayışları oluşturmuş ve değersiz metal alaşımlarına yöneltmiştir. Değersiz metal alaşımlarının nikel (Ni) ve kobalt (Co) esaslı olmak üzere iki ana kategorisi bulunmaktadır ve her iki kategorinin ikinci en büyük bileşeni krom (Cr) dur. Nikel ve kobalt esaslı değersiz metal alaşımları diş hekimliğinde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılmasına rağmen, titanyum ve titanyum alaşımları için araştırmalar devam etmektedir [121].

Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan değersiz metal alaşımları kaynaklı oluşan gri yansımanın sebep olduğu estetik olumsuzluklar [122], değersiz metaller ve veneering seramiği arasındaki bağlantı sorunları [123], krom-nikel (Cr-Ni)

alaşımlarının oluşturduğu alerjik reaksiyonlar ve kobalt-krom (Co-Cr) alaşımı ve titanyumun dökülebilirlik problemi nedeniyle restorasyonun kalitesi açısından değersiz metallerin kullanımı tartışmalı olmuştur.

Fiziksel özellikleri sebebiyle detayları ayrıntılı olarak yansıtamadığı için geleneksel yöntemlerle üretimi tercih edilmeyen Cr-Co'nun, CAD/CAM sistemlerinin üretim tekniklerinden olan ekleyici ve eksiltici yöntemler sayesinde kullanım oranı artmıştır. Üretim tekniklerinin marjinal uyuma etkisini değerlendiren bir sistematik derlemede [124], ekleyici teknikler kullanılarak üretilen krom-kobalt restorasyonlar ve alt yapıların döküm tekniği ile üretilenlerle kıyasla daha iyi marjinal uyum gösterdiği bildirilmiştir. Benzer şekilde geleneksel yöntemlerle kullanımı mümkün olmayan titanyum da CAD/CAM sistemleri sayesinde kullanılabilir hale gelmiştir. Yapılan in-vitro bir çalışmada implant destekli restorasyonlar için krom-kobalt ve titanyum altyapılar ekleyici yöntemle üretilmiş fakat implant ile birleşme yüzeyleri frezelenmiştir. Altyapıların veneering öncesi ve sonrası uyumu bir koordinat ölçüm cihazıyla üç boyutlu olarak değerlendirilmiştir. Karşılaştırma için titanyum bloklardan eksiltici yöntem kullanılarak üretilen altyapılar kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçları altyapı üretimi için her iki üretim tekniğinin de başarılı olduğunu ve altyapı uyumunun veneering işleminden etkilendiğini göstermiştir [125].

#### **2.2.2.2. Zirkon- Seramik**

CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde kullanılmasıyla birlikte değerli metal alaşımlı seramik restorasyonların yüksek maliyetini azaltmak, değersiz metal alaşımlı seramik restorasyonların sebep olduğu özellikle estetik yetersizlikleri telafi etmek, metalsiz restorasyonlara karşı oluşan artmış hasta taleplerini karşılamak ve geleneksel yöntemlerle üretilemeyen oksit seramiklerin üretilebilir hale gelmesi mümkün olmuştur [126].

Oksit seramiklerden biri olan zirkonya, polikristalin seramiktir, monofaz yapıda olup camsı faz içermemektedir. Bu sebeple iyi mekanik özelliklere sahip olmasına rağmen estetik yetersizlikler göstermektedir [127, 128]. Estetik yetersizliğin sebebi zirkonya ile mine dokusunun farklı yapısal özelliklere sahip



olmasıdır. Mine, mine prizmalarından oluşur ve bu prizmaların dağılımı simetrik değildir. Prizmalar minenin ışık karşısında farklı optik özellikler göstermesini sağlamaktadır. Ayrıca mine, dentin gibi farklı bir doku, faz, tarafından desteklenmektedir [129]. Bu özelliklere sahip olmayan monofaz yapıdaki zirkonya restorasyonlar öncelikli olarak altyapı materyali olarak kullanılmıştır ve günümüzde de kullanımı devam etmektedir. Bu durum zirkonyayı silikat seramiği destekleyecek metal alaşımlarının yerine kullanılabilir hale getirmektedir.

Zirkon-seramik restorasyonlar değersiz alaşımlara göre daha yüksek biyouyumluluk gösterir. Seramikleri desteleyecek mekanik özelliklere sahiptir [130] ve estetik gereksinimleri karşılar [131, 132].

Literatürde zirkon-seramik restorasyonların farklı değişkenler üzerinden değerlendirildiği birçok çalışma bulunmaktadır. Bunlardan biri olan retrospektif bir çalışmaya posterior bölgede yumuşak doku seviyesi implantlar tarafından desteklenen zirkon-seramik ve değersiz metal alaşımından üretilen metal-seramik restorasyonların beş yıllık klinik sonuçlarının karşılaştırıldığı çalışmalar dahil edilmiştir. Restorasyonlar sağ kalım, başarı, restorasyonların kalitesi, yumuşak doku durumu, implant çevresindeki kemik kaybı ve hasta memnuniyeti açısından değerlendirilmiştir. Sağ kalım ve başarı açısından iki restorasyon materyali arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Restorasyonların kalitesi kenar uyumu haricinde benzer bulunmuş ve kenar uyumunun zirkon-seramik restorasyonlarda daha iyi olduğu gösterilmiştir. Metal-seramik restorasyonların %2,7'si ve zirkonyum altyapılı restorasyonların %6,4'ünde seramik kırığı görülmüş fakat çalışmada başarısızlık olarak değerlendirilmemiştir. Plak indeksi zirkon-seramik restorasyonlar için daha düşük bulunmuştur. İki grup arasında marjinal kemik kaybı açısından fark bulunmamıştır. Her iki grup için de hasta memnuniyeti yüksek bulunmuş ve gruplar arasında fark görülmemiştir. Çalışma sonucu zirkon-seramik ve metal-seramik SP'lerin beş yıllık takipte benzer umut verici klinik performans gösterdiğini vurgulamıştır [133].

Literatürdeki bir sistematik derlemede diş ve implant destekli zirkonya altyapılı SP'lerin klinik performansı incelenmiş ve komplikasyonlar değerlendirilmiştir. Derlemeye diş destekli SP ilgili 23, implant destekli SP ile ilgili

dört çalışma dahil edilmiştir. Diş destekli SPlerin çoğunu kısa bölümlü dişsizlikler oluştururken, implant destekli SPlerin çoğunu tam ark protezler oluşturmuştur. Beş yıllık sağ kalım oranı diş destekli SP için %93,5, implant destekli SP için ise %100 olarak belirtilmiştir. Her iki grupta görülen en sık komplikasyon veneering materyali kırığı olmuştur. Sonuçlar, zirkonya altyapılı restorasyonların beş yıllık sağ kalım oranlarının implant destekli SP'ler için mükemmel, diş destekli SP'ler içinse kabul edilebilir olduğunu göstermiştir [134].

Yüksek sağ kalım oranları gösteren zirkon-seramik restorasyonlar, tabakalama yoluyla üzerine uygulanan seramikle oluşturduğu bağlantı zayıflığı, zirkonyanın ağız sıvısında gösterdiği yapısal değişiklik ve seramik uygulama işleminin teknisyenin bilgi ve becerisine bağlı olması gibi önemli sınırlamalara sahiptir. Bu sınırlamaların, veneering materyalinde kopma ve kırılma ile birlikte restorasyonların dayanıklılığında uzun dönemde azalmaya neden olabileceği bildirilmiştir [135]. Bu olumsuzluklar zirkonya üzerine yapılan çalışmalar sayesinde zirkonyanın yapısının daha iyi anlaşılması ve özelliklerinin geliştirilmesiyle azalmıştır. Çalışmalar veneering materyalindeki kopmayı başarısızlık olarak değerlendirmese de gerçekleşen olay bir komplikasyondur ve diğer komplikasyonlara da sebep olabilir [133]. Bu komplikasyonun oluşma ihtimalini ortadan kaldırmak için tam kontur restorasyonlar alternatif olarak düşünülmüştür [136, 137].

### **2.2.2.3. Tam Kontur**

Tam kontur restorasyonlar metal-seramik ve zirkon-seramik restorasyonlardan farklı olarak tek bir materyalden üretilmiş, farklı ara yüzler içermeyen restorasyonlardır. Bu özellik tabakalama tekniği kullanılarak üretilen restorasyonlardaki veneering materyali kırığı veya materyalden kopma görülme olasılığını en aza indirir. Bununla birlikte tam kontur restorasyonlar daha fazla materyal hacmi oluşturarak protezin yapısal özelliklerini iyileştirmektedir. Bu restorasyonların üretimi için CAD/CAM sistemlerinin kullanılması üretim süresini kısaltmakta ve teknisyen bilgi/becerisine olan gereksinimi azaltmaktadır [136, 138].

Seramik materyallerin gelişmesi ve çeşitlenmesiyle birlikte hekimlerin kullanımına sunulan materyal seçenekleri artmıştır. Tam kontur şeklinde üretilen seramikler için güncel bir sınıflama Gracis ve ark. tarafından cam seramik, resin matris seramik ve polikristalin seramik olarak da adlandırılan oksit seramik şeklinde yapılmıştır [139] (Şekil 2.4).



**Şekil 2.4.** Dental seramiklerin sınıflandırılması

Cam seramik materyallerden biri olan feldspatik seramikler yüksek estetik özellikler gösterirken, kırılma dirençleri 110-120 mega-paskal (MPa)'dır. Bu sebeple estetiğin ön planda olduğu ve çiğneme kuvvetlerinin az olduğu bölgelerde kullanılırlar. Gelişen seramik endüstrisiyle birlikte sentetik kristaller kullanılarak yüksek kristal içerikli güçlendirilmiş cam seramikler elde edilmiş ve klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur. Bu seramik grubu lösit, fluorapatit esaslı seramikleri ve lityum disilikat ve türevlerini içermektedir. Camsı faza ilave edilen kristaller seramiğin kırılma dayanıklılığını artırmıştır. Bu seramiklerden biri olan lityum disilikat 360 MPa çıkan kırılma dayanımına sahiptir. Cam seramiklerin üçüncü grubu ise cam infiltr seramiklerdir. Bu seramikler içerikte bulunan oksitlerin sinterizasyonu sonucu oluşan gözenekli yapıyı azaltmak ve dayanıklılığı artırmak amacıyla cam infiltrasyonu yapılması sonucu elde edilmektedir [139].

Seramik materyallerin ikinci grubu resin matris seramiklerdir. Resin matris seramikler resin infiltr cam seramikler, resin infiltr zirkonya-silika seramikler ve resin nanoseramiklerden oluşmaktadır. Resin infiltr cam seramikler feldspatik seramik ağ içerisinde resin infiltrasyonu yoluyla elde edilirler ve seramik/polimer ağ olmak üzere birbirine geçmiş üç boyutlu iki ağdan oluşmaktadır. Resin infiltr

zirkonya-silika seramikler ise polimer matriks ve ağırlıkça %85 oranında zirkonya ve silika partiküller içermektedir. [139, 140] Resin nanoseramikler ağırlıkça yaklaşık %80 nano-seramik partiküllerle güçlendirilmiş resin matriksten oluşur. Bu sebeple resin nanoseramiklerin seramik başlığı altında incelenmesi tartışmalıdır. Resin matrix seramikler esneklik katsayılarının dentine yakın olması, kolay frezelenebilme, uyumlanabilme ve tamir edilebilme gibi avantajlara sahiptir.

Cam seramik ve resin matriks seramikler anterior bölgede laminate, posterior bölgede inley, onlay, overlay ve endokron gibi parsiyel restorasyon üretiminde kullanılabilir. Bu materyaller anterior/ posterior bölgedeki diş ve implant destekli tek üye restorasyonların üretimi için de alternatif oluşturmaktadır. Güçlendirilmiş cam seramiklerden biri olan lityum disilikat artmış dayanıklılığı sebebiyle üç üyeli sabit protetik restorasyonların üretiminde kullanılmasına rağmen, kullanımını ikinci premolara kadar olan bölgeyle sınırlı tutulmuştur. Bu materyallerin kullanımını düşük kırılma dirençleri sebebiyle posterior bölgedeki SP'lerin üretimi için önerilmemektedir. Mesoblokları sayesinde tek üye vida tutuculu restorasyon üretimi için kullanılabilir fakat birden fazla implant tarafından desteklenen vida tutuculu restorasyonların üretiminde kullanılmaları mümkün değildir. Kısa SP'ler için kişiselleştirilmiş seramik dayanaklar üzerine simante restorasyonlar yapılabilir.

Diğer ikisinden yapısal olarak farklı olan oksit seramikler ise yukarıda bahsi geçen materyallerin mekanik yetersizlik ve yüksek maliyet gibi olumsuz özellikleri sebebiyle oluşan sorunlara alternatif olarak sunulmuştur. Oksit seramikler alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya olarak dört şekilde sınıflandırılmasına rağmen yapılan çalışmalar sonrasında günümüzde en sık kullanılan materyal stabilize zirkonyadır. Stabilize zirkonya ilk olarak altyapı materyali olarak kullanılmış ve estetik beklenti veneering materyali olarak uygulanan cam seramiklerle sağlanmıştır. Zirkonyanın içeriğinin daha iyi anlaşılmasıyla birlikte tam kontur zirkonya restorasyonlarda görülen estetik yetersizlikleri iyileştirmek amacıyla çalışmalar yapılmış ve bu yetersizlikler partikül boyutu, miktarı ve faz dağılımı üzerine yapılan değişikliklerle çözülmeye çalışılmıştır [141, 142]. Yapılan değişikliklerle elde edilen yeni nesil zirkonyalar

artmış ışık geçirgenliği ve çok artmış ışık geçirgenliğine sahip zirkonyalar olarak adlandırılmıştır. Materyal içeriğinde yapılan değişiklikler yalnızca estetik özellikleri etkilememiş aynı zamanda mekanik özellikler üzerinde de farklılıklara sebep olmuştur. Stabilize zirkonyanın kırılma dayanıklılığı 1100 MPa iken artmış ışık geçirgenliğine sahip zirkonyanın 800 MPa, çok artmış ışık geçirgenliğine sahip zirkonyanın ise 600 MPa olarak bildirilmiştir [142]. Bu gelişmelerle birlikte fonksiyonel bölgede kısa/uzun boşluklu bölümlü dişsizliklerin tedavisi amacıyla implant ve diş destekli restorasyonlar için sıklıkla kullanılan zirkonya, estetik bölgeye uygulanacak restorasyonlar için de çekici bir alternatif haline gelmiştir. Ayrıca bu materyallerin cam seramik materyallere göre daha düşük maliyeti kullanım oranını artıran en önemli etkenlerden biri olmuştur.

Sailer ve arkadaşlarının "İmplant destekli SP'leri olan bölümlü dişsiz hastalarda, zirkonya-seramik ve / veya monolitik zirkonya sabit protezler metal-seramik sabit protezlere kıyasla farklı protetik sonuçlar gösterir mi?" sorusu üzerine oluşturulmuş, sağ kalım ve komplikasyon oranlarını değerlendirdikleri sistematik derlemeye birincil olarak RKÇ'ler dahil edilmiş olup çalışmada cohort çalışmaları ve vaka serileri de incelenmiştir. Dahil edilen 19 çalışmanın 16 tanesi implant destekli metal-seramik sabit protezleri incelerken, üç tanesi zirkon-seramik sabit protezleri incelemiştir. Monolitik zirkonya destekli sabit protezler hakkında rapor veren hiçbir çalışma, mevcut sistematik incelemenin dahil etme kriterlerini karşılamamıştır. Meta-analiz sonucunda tahmini 5 yıllık sağ kalım oranı, metal seramik implant destekli sabit protezler için %98,7, zirkon-seramik için %93 olarak belirlenmiştir. 5 yıllık tahmini veneering materyalindeki kırık ve kopma oranı toplam 781 adet metal-seramik restorasyon için %11,6 bulunurken, 13 adet zirkon-seramik restorasyonda %50 olarak belirlenmiştir. Zirkon-seramik sabit protezlerin %4,1'i, metal-seramiklerinse %0,2'si seramik kırığı sebebiyle kaybedilmiştir. Çalışma sonucu implant destekli SP'ler için, zirkon-seramik restorasyonun altyapı kırıkları ve veneering materyalinde kopma için belirgin risk taşıdığını ve materyal olarak tercih edilmesi durumunda dikkatli değerlendirilmesi gerektiği belirtilmiştir. Bununla birlikte monolitik zirkonyanın veneering materyalinde kopma riskini ortadan kaldırmak için bir alternatif olabileceği fakat orta-uzun dönem klinik çalışma sonuçlarına ihtiyaç olduğu bildirilmiştir [143].

Yayınlanan retrospektif bir klinik çalışmada posterior bölgedeki tek diş eksikliğinin tedavisi için tam dijital iş akışı ile üretilen titanyum tabanlı vida tutuculu monolitik lityum disilikat ve monolitik zirkonya olmak üzere iki tip restorasyonun klinik sonuçları karşılaştırılmıştır. Çalışmada marjinal kemik kaybı, sağ kalım ve başarı oranları gibi klinik parametreler ve estetik parametreler değerlendirilmiştir. Her iki materyal çeşidi de %100 sağ kalım oranı göstermiştir. Lityum disilikat uygulanan hastaların %89'u, zirkonyumla tedavi edilenlerin %95'inde teknik komplikasyon görülmemiştir. Görülen komplikasyonların hepsi çözülebilir komplikasyonlar olarak sınıflandırılmış olup hiçbiri kron değişimi gerektirmemiş ve hiçbir hastada biyolojik komplikasyon görülmemiştir. Restorasyonların beyaz estetik skor değerleri açısından lityum disilikat lehine anlamlı fark bulunmuş olup, pembe estetik skor değerleri arasında fark bulunmamıştır. Sonuç olarak iki restoratif materyal çeşidinin de implant destekli tek kron restorasyonlarda güvenli bir şekilde kullanılabileceği belirtilmiştir [144].

Konuyla ilişkili yayınlanan bir sistematik derlemenin amacı tek ve çok üyeli implant destekli tam kontur restorasyonların klinik performansını değerlendirmek olarak belirlenmiştir. Lityum disilikat tek kronlarla ilgili dahil edilen iki makale, 3 yıllık takip süresi sonunda %97,8 ve %100 sağ kalım oranı göstermiştir. Dahil edilen başka bir çalışmada zirkonyum tek kronlar ve SP'ler incelenmiş ve 5 yıllık takip süresi sonunda % 100 sağkalım oranı bildirilmiştir. Monolitik rezin matris seramik restorasyonların klinik performansı üzerine hiçbir çalışma tanımlanamamıştır. Çalışma sonucunda tam kontur lityum disilikat materyaller implant destekli tek üyeli, zirkonya materyaller tek ve çok üyeli restorasyonlar için kısa vadeli yüksek sağ kalım oranları gösterdiği ancak bu restoratif materyallerin geniş endikasyon aralıklarındaki kullanımını doğrulamak için daha uzun süreli çalışmaların gerekli olduğu bildirilmiştir [145].

Titanyum tabanlara bağlanan CAD/CAM monolitik tam seramik implant destekli kronların performanslarını inceleyen bir sistematik derlemeye konuyla ilgili 25 laboratuvar çalışması dahil edilmiştir. Dahil edilen çalışmalar titanyum tabanların tam seramik dayanakların ve kronların kırılma dayanıklılığını iyileştirdiğini, implant-dayanak bağlantısını aşınmaya karşı koruduğunu ve tam seramik dayanaklara kıyasla

daha iyi bir marjinal uyum sunduğunu göstermektedir. In-vitro çalışmalar uygulanan konseptin ümit verici olduğunu göstermesine rağmen klinik pratikte kısıtlama olmaksızın rutin kullanım için klinik çalışmalara ihtiyaç olduğu belirtilmiştir [146].

### **2.2.3. İş-Akışı**

Protetik diş tedavisinde son yıllarda popülerite kazanan iş-akışı kavramı planlanan restorasyonun tamamlanması için kayıt alma işlemi ile başlayıp restorasyonun tasarım ve üretim aşamalarını kapsayan aşamalar serisi olarak tanımlanmaktadır. İş-akışı kavramının tanımlanmasına duyulan ihtiyaç donanımsal ve yazılımsal gelişmelerin protetik diş hekimliğine yerleşmesi sonucu uzun yıllardır uygulanan klinik ve laboratuvar işlemlerine dijitalizasyonla ilişkili farklı aşamaların dahil olması ile ortaya çıkmıştır. Günümüzde iş-akışı geleneksel ve dijital olarak ikiye ayrılmaktadır.

#### **2.2.3.1. Geleneksel**

Restorasyonun üretimi için geleneksel iş-akışının klinisyenler tarafından tercih edilme oranı günümüzde gittikçe azalmaktadır. Bu durumun sebebi geleneksel iş-akışındaki insan ve materyalle ilgili her faktörün potansiyel hataya sebep olması olarak gösterilebilir. İlgili iş-akışına dahil olan klinik ve laboratuvar aşamaları bilgi ve beceriye daha duyarlıdır. Klinik aşamadaki zorlayıcı unsurlar;

1. Uygun olmayan kaşık seçimi ve hazırlığı,
2. Seçilen kayıt materyalinin özellikleri,
3. Kaydın ağızdan çıkarma sırasında gösterdiği deformasyon,
4. İmplantın 3B pozisyonun doğru transferinde yaşanan zorluklar,
5. Kayıt materyali ve kaşık kaynaklı tetiklenen öğürme refleksi,
6. Uzun süre ağzın açık kalması sebebiyle oluşan rahatsızlık hissi ve eklem ağrısı gibi faktörleri içermektedir [147].

Bu iş-akışı laboratuvar aşamasında da model eldesi ile ilgili uygun olmayan prosedürler ve zamanlama nedeniyle oluşan hatalar gibi zorlayıcı unsurlara sahiptir [148]. Materyalin fiziksel özelliklerindeki değişkenler restorasyonun uyumunu etkilediği için uygun materyal seçimi ve gerekli teknik prosedürlerin uygulanması

restorasyonun başarısı için önemlidir [149]. Aynı zamanda teknisyen eğitimi, bilgi ve becerisi de restorasyonun başarısı üzerinde etkili bir faktördür.

İmplant destekli restorasyonlar için kullanılan geleneksel iş-akışında, analog kayıttan bir ana model elde edilir. Hasta ağzında dayanaklar seçilir ve seçilen dayanaklar ana modele uygun pozisyonda transfer edilir. Alt yapı tasarımı, dayanaklarla vida yardımıyla birleştirilen plastik parçalar üzerine uygulanan mumun manuel modelasyonu ile yapılır. Sonraki adımda kayıp mum tekniğine dayanan döküm yöntemlerinin kullanıldığı üretim sürecine geçilir [150]. Döküm yöntemi ile üretilen restorasyonlar hastaya teslim edilmeden önce düzenleme adımı gerektirirler. Düzenleme miktarı restorasyon uyumu için çok önemlidir. Siman tutuculu restorasyonlarda fazla düzenleme ve döküm sırasında oluşan deformasyonu tolere edebilecek siman aralığı varken, vida tutuculu restorasyonlarda bu olumsuzlukları tolere edebilecek bir yapı yoktur. Bu sebeple vida tutuculu restorasyonlar temiz döküm işlemi gerektirir veya bu restorasyonların üretimi için döküm kaynaklı oluşan deformasyonu azaltmak amacıyla lehim yöntemi önerilebilir [151]. Geleneksel yöntemle üretilen üst yapı ise alt yapı üzerine manuel olarak uygulanan porselenin fırınlanması veya akrilik materyalin yine kayıp mum tekniği kullanılarak alt yapı ile birleştirilmesi şeklinde uygulanmaktadır.

Yukarıda belirtilenler ışığında geleneksel iş-akışı çoklu ve birbirini etkileyen değişkenlerden oluşur. Bu değişkenler restorasyonun sonuç doğruluğunu etkilediği için yüksek derecede standardizasyon gerektirirler. Gerekli standardizasyonun sağlanması güçlüğü ve geleneksel iş-akışının yukarıda anlatılan diğer olumsuz özellikleri bu iş-akışının zaman içerisinde kullanım oranını azaltmıştır.

### **2.2.3.2. Dijital**

CAD/CAM teknolojisi 30 yılı aşkın süre önce diş hekimliğine tanıtılmış ve diş destekli tek üye restorasyonların üretimi için kullanılmaya başlamıştır. Zaman içerisinde bu teknolojide oluşan gelişmelerle birlikte çok üyeli diş ve implant destekli restorasyonların üretimini de mümkün hale getirmiştir [3, 4]. Günümüzde gelişen yazılım ve implant kütüphaneleriyle birlikte implant destekli restorasyonlar için dijital iş-akışı kliniklerde yaygın olarak kullanılmaktadır.



Dijitalizasyon yöntemi;

1. Uygun maliyet,
2. Yüksek hassasiyet,
3. Kolaylaştırılmış üretim protokolü,
4. Minimum insan müdahalesi,
5. Zaman verimliliği,
6. Artmış hasta konforu gibi önemli avantajlara sahiptir [152, 153].

Dijital iş-akışı; tam ve yarı dijital iş-akışı olarak ikiye ayrılmaktadır. İş akışının dijital başlığı altında incelenebilmesi için klinik kayıt aşamasından üretime kadar olan sürecin bir noktasında dijitalizasyonun dahil olması gerekmektedir. Tam dijital iş-akışı, direkt dijitalizasyon ve CAD/CAM sistemleri kullanılarak tam kontur restorasyonların üretildiği, dijital yöntemlerden oluşan iş-akışıdır. Yarı dijital iş-akışı ise klinikte veya laboratuvar aşamalarında manuel bir girişimin dahil olduğu, dijital ve geleneksel yöntemlerin birlikte kullanıldığı iş-akışıdır.

#### **2.2.3.2.1. Tam Dijital**

Ağız içi tarayıcıların günlük klinik uygulamayla bütünleşmesiyle birlikte tam dijital iş-akışının kullanım oranı artmış ve endikasyon aralığı genişlemiştir. Daha az klinik randevu, kalite kontrolünden geçmiş materyal kullanımı, üretim öncesi dijital tasarım kontrolüne olanak vermesi, yüksek standardizasyon gibi avantajlar tam dijital iş akışının yaygınlaşmasında önemli etkiye sahip olmuştur [154].

Diş destekli restorasyon üretimi için kullanılmaya başlayan tam dijital iş-akışı dental arkların ve kapanış ilişkisinin yüzey kaydının ağız içi tarayıcı kullanılarak alındığı veri toplama aşaması, dijital model oluşturulması, modellerin dijital artikülatöre transferi, restorasyonun CAD ile tam kontur şeklinde tasarımı ve ekleyici veya eksiltici yöntemler yardımıyla daimî veya geçici restorasyonun CAM ile üretilmesi aşamalarını içermektedir [155].

Aynı aşamalar implant destekli restorasyonların üretim sürecinde de kullanılmaktadır fakat implantın 3B transferi için kullanılan tarama postunun yüzey kaydının veri toplama aşamasına dahil edilmesi, restorasyon üretimi için kullanılacak

implant kütüphanesinin seçilmesi, kullanılan tarama postunun seçilen kütüphanedeki tarama postuyla eşleştirilerek implantın 3B konumlanmasının sağlanması, dayanağın dijital yöntemle seçilmesi gibi farklılıklar içermektedir. Tam dijital iş akışında teknisyenin restorasyona manuel müdahalesi sadece glaze aşamasında olur.

Günümüzde dijital iş-akışı bölümlü dişsizliğin implant destekli SP'lerle tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu iş-akışı dahilinde uygulanabilecek tedavi seçeneklerinden biri de titanyum tabanla desteklenen hibrid-restorasyondur. Restorasyonun uygulama şekli altyapı veya tam kontur şeklinde olmak üzere iki çeşittir. Tam kontur şeklinde üretilmiş restorasyon ağız dışında titanyum taban üzerine simante edilir ve dayanak restorasyon kompleksi tek parça olarak vida aracılığıyla implantla birleştirilir. Altyapı şeklinde üretilmiş restorasyonda ise altyapının dayanak üzerine simantasyonunu takiben dayanak restorasyon kompleksi implant ile birleştirilir ve dijital yöntemle üretilen üst yapı altyapı üzerine ağız içinde simante edilir. Bu restorasyon geleneksel vida tutuculu restorasyonlardan farklı olarak tek vida içermektedir. Hibrid-restorasyonlar titanyumun koyu renginin implant çevresindeki mukozadan yansımaları sonucu oluşan estetik yetersizliği [156] ve zirkonyumun materyal özellikleri sebebiyle implant-dayanak bağlantısında oluşturduğu mekanik olumsuzlukları [157, 158] azaltmak amacıyla ortaya çıkmıştır ve İ-D ara yüzündeki stabiliteyi etkilemeden gelişmiş estetik ve biyolojik yanıt oluşturur.

Tercih edilen iş-akışı, uygulanan klinik yöntem veya protokolün tercih edilebilirliğini tanımlayan iki önemli faktör olan verimlilik ve etkinlik ile yeterli klinik kalitede restorasyon elde etmeyi amaçlar. Birincisi, verimlilik, belirli bir yöntem için gereken çabanın kapsamıdır ve klinik çalışmalarda kayıt alma, üretim ve restorasyonun teslimi için harcanan zaman, klinik ve laboratuvar maliyetleri incelenerek araştırılmıştır. İkincisi, etkinlik, istenilen sonucu elde etme kabiliyetini özetler ve protetik iş-akışındaki her adımın doğruluğundan etkilenebilir. Bu nedenle bu parametrenin standardize edilmesi bazı zorluklar içermektedir. Etkinliği ölçme yöntemi olarak üretilen restorasyonun klinik uyumu ve düzeltme gereksiniminin değerlendirilmesi önerilmiştir. [159]

Yayınlanan bir klinik çalışmada, implant destekli tek kron üretimi için tam dijital iş-akışının geleneksel iş-akışına kıyasla maliyet/zaman açısından analizi yapılmıştır. Dijital iş-akışı kapsamında CAD/CAM sistemi yardımıyla kişiselleştirilmiş dayanak ve zirkonyum restorasyonlar üretilmiş ve bu iş-akışının kullanıldığı grup test grubu olarak belirlenmiştir. Geleneksel iş-akışında ise standart titanyum dayanaklar ve kayıp mum tekniği ile üretilmiş metal-seramik restorasyonlar kullanılmış ve kontrol grubu olarak belirlenmiştir. Çalışma sonuçları her iki iş-akışının da test ve kontrol grubundaki restorasyonlar için başarıyla kullanıldığını göstermiş olmasına rağmen dijital iş-akışı için klinik ve laboratuvar maliyetleri ve harcanan süre önemli ölçüde daha düşük bulunmuştur. Araştırma kapsamında implant destekli kronlar için dijital iş-akışının daha verimli olduğu belirlenmiştir [160].

Analog ve tam dijital iş-akışı ile üretilen implant destekli tek kronların klinik uyumları ve intra- ve inter-ark kontakların klinik ayarlamaları için harcanan süreyi karşılaştıran prospektif kohort çalışmasına 20 hastaya uygulanan 40 restorasyon dahil edilmiştir. Çalışma sonuçları implant destekli kronlar için dijital iş-akışının analog iş-akışına göre üç kat daha etkin olduğunu göstermiştir ve bu iş akışı ile iyi klinik uyuma sahip öngörülebilir restorasyonların üretiminin mümkün olduğu belirtilmiştir [161].

#### **2.2.3.2.2.Yarı Dijital**

Yarı dijital iş akışı geleneksel ve dijital yöntemlerin birlikte kullanıldığı iş-akışıdır. Manuel işlemin kullanıldığı aşama kayıt alma aşamasından üretime kadar olan sürecin herhangi bir noktasında olabilmektedir. İş-akışının ilk aşamasında analog veya dijital yöntemle kayıt alınır. Kayıt alma aşamasından sonra model elde edilir. Kayıt için geleneksel yöntem kullanıldıysa elde edilen alçı model laboratuvar tarayıcısı kullanılarak dijitalize edilir ve tasarım aşamasına geçilir. Son yıllarda gittikçe yaygınlaşan tam kontur restorasyonların klinik gereksinimi karşılayamadığı durumlarda tasarım altyapı şeklinde yapılabilmektedir. Altyapı tasarımı daha sonra yapılacak üst yapı için uygun alan sağlayacak şekilde eşit olarak azaltılmış bir kontur oluşturularak yapılır. Tasarımın ardından üretim aşamasına geçilir ve alt yapı tasarımı CAM ünitesine aktararak üretilir. Alt yapı üretimini takiben yapılan klinik

değerlendirmeden sonra geleneksel adım dahil olur ve üst yapı için seçilen materyal teknisyen tarafından manuel olarak uygulanır [150]. Bu iş akışında kullanılan manuel işlem dahil olduğu kayıt alma ve/veya restorasyon üretimi aşamalarından bağımsız olarak geleneksel iş akışı başlığı altında anlatılan klinik ve laboratuvar ile ilişkili olumsuzlukları bünyesinde barındırır.

Yarı dijital iş-akışı çok üyeli implant destekli SP'lerin üretiminde de yaygın olarak kullanılmaktadır.[162] Bu iş-akışı oksit seramik, titanyum veya kobalt-krom altyapı materyalleri kullanılarak üretilen implant destekli SP'ler için kolaylaştırılmış bir iş akışı sağlar. CAD/CAM üretim teknolojisinin altyapı üretimi için avantajları, implant destekli SP'lerin farklı tasarımları ve materyal kombinasyonları için in vitro olarak değerlendirilmiştir [163]. Bulgular, dijital iş-akışıyla üretilen altyapıların, geleneksel kayıp mum tekniği ile üretilenlere kıyasla önemli ölçüde daha yüksek doğruluk ve kesinlik gösterdiğini bildirmiştir. Proteze destek olan implantların sayısı da dahil olmak üzere altyapılar ne kadar büyükse, özellikle tam ark çok üyeli restorasyonların üretimi için CAD/CAM üretim teknolojisinin avantajları açıkça belirtilmiştir [111].

Tek diş eksikliğinin rehabilitasyonu için implant tedavisi alan 40 hastanın dahil edildiği klinik bir çalışmada implant yerleşimini takiben tam dijital iş-akışına uygun olarak üretilen restorasyonlar test grubu olarak belirlenmiştir. Kontrol grubu olarak ise aynı hasta grubuna uygulanmış, implant osseointegrasyonunu takiben alınan geleneksel kayıttan ve yarı dijital iş-akışına uygun olarak üretilen restorasyonlar belirlenmiştir. Bu iki iş-akışı zaman verimliliği ve restorasyonun kalitesi açısından değerlendirilmiştir. Çalışma sonuçları dijital iş-akışının yarı dijital iş-akışına göre zaman verimliliği açısından daha iyi sonuçlar gösterdiğini belirtmiştir. Kalite açısından ise iki iş-akışı arasında fark bulunmamıştır [164].

Yakın zamanda yayınlanan meta-analizli bir sistematik derlemede dijital ve geleneksel iş-akışı kayıt alma süresi, hasta tercihi, zaman verimliliği ve restorasyonu uyumlama süresi açısından karşılaştırılmıştır. Çalışmaya tek kron implant destekli restorasyonların incelendiği 10 çalışma dahil edilmiştir. Çalışma sonucu dijital iş-akışının, kayıt alma süresi, hasta tercihi ve zaman verimliliği açısından klinik olarak daha yüksek verimlilik gösterdiğini bildirmiştir. Zaman verimliliği açısından iki iş-

akışı arasındaki temel farklılığın restorasyon üretim aşamasında ortaya çıktığı görülmüştür. Uyumlama süresi de belirtilen iş-akışları arasında dijital iş-akışı lehine farklılık göstermiştir [165].

### **2.3. Diş Hekimliğinde Kayıt Alma Yöntemleri**

Protetik diş hekimliğinde kayıt alma işlemi, planlanan restorasyonu tasarlamak ve üretmek amacıyla mevcut ağız-ıçi koşulları dışarıya aktarmak için uygulanan bir işlemdir. Diş hekimliğinde güncel kayıt alma yöntemleri analog ve dijital yöntemler olmak üzere iki başlık altında değerlendirilir.

#### **2.3.1. Analog**

Protetik diş hekimliğindeki sıklıkla kullanılan dental kayıt, diş ve implant destekli SP'lerin üretiminde kullanılan ağız içi koşulları kaydetmek için gerekli olan ve günlük olarak uygulanan klinik bir işlemdir. Diş destekli SP üretimi için analog kayıt alınmasındaki ana uygulama; uygun bir kaşık ile birlikte çeşitli kıvamlarda kayıt materyali kullanarak sert ve/veya yumuşak dokuların belirli bir basınç altında tek veya çift aşamada kayıt altına alınmasıdır. Bu yöntem halen yaygın olarak kullanılmaktadır ve kayıt alındıktan sonra laboratuvar iş-akışı analog veya dijital yöntemlerle devam ederek iş-akışı tamamlanmaktadır. [166, 167]

Analog kayıt yönteminde kullanılan kayıt materyali seçimi klinik şartlar, kullanılan yöntemi, klinisyen tercihi ve ekonomik etkenler değerlendirilerek yapılmalıdır [168]. Günlük klinik uygulama pratiğinde anatomik veya kişisel kaşıklardan herhangi biri tercih edilerek tek aşama tek kıvam, tek aşama çift kıvam ve iki aşama çift kıvam olmak üzere üç farklı yöntem kullanılarak kayıt alınabilmektedir. Bu çoklu değişkenler analog kaydın standardizasyonu zorlaştırmakta ve doğruluğunu etkilemektedir [169].

Yukarıda anlatılan üç farklı kayıt yöntemi kullanılarak üretilmiş lityum disilikat kronların uyumunu değerlendiren in-vitro çalışmanın sonuçları tek aşama tek kıvam ve tek aşama çift kıvam kayıt teknikleri ile üretilen restorasyonların iki aşama çift kıvam kaydından üretilenlere göre istatistiksel olarak önemli ölçüde daha az kenar ve iç uyumsuzluk gösterdiği belirtilmiştir [170].

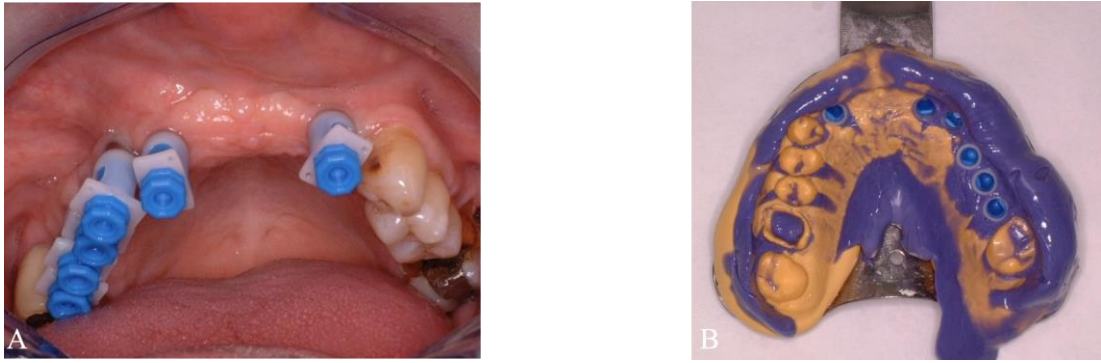
Tek ve iki aşamalı kayıtların doğruluğunu etkileyen klinik parametrelerin değerlendirildiği RKÇ'ye sabit restorasyon ihtiyacı olan 48 hasta dahil edilmiştir. Hastalardan tek aşama tek kıvam, tek aşama çift kıvam ve iki aşama çift kıvam olmak üzere üç farklı yöntemle kayıt alınmıştır. Plak indeksi, sondalama derinliği, sondalamada kanama, gingival indeks, bitiş sınırı yeri, kayıt alma sırasında kanama ve kayıttaki kan gibi klinik parametreler kaydedilmiştir. Tek aşama çift kıvam yöntemiyle alınan kaydın verileri referans olarak kullanılmış ve bitiş sınırı 3B olarak değerlendirilmiştir. Kayıt tekniği, kayıttaki kan ve sondalama derinliğinin doğruluk üzerinde anlamlı etkiye sahip klinik parametreler olduğu belirlenmiştir. Bitiş sınırı, tek aşama çift kıvam yöntemi ile en hassas şekilde yeniden oluşturulmuştur. İki aşama çift kıvam yöntemi, tek aşamalı yöntemlere kıyasla önemli ölçüde azaltılmış doğruluk göstermiştir [171].

İmplant destekli restorasyonlarda analog kayıt dış destekli restorasyonlardan farklı olarak, implantın 3B pozisyonel durumunu kayda aktarmak için vida arayıcılığıyla veya mekanik kilitleme yoluyla implantlarla birleştirilen transfer postlarını ve tek aşamalı kayıt tekniğini içerir. Geleneksel olarak, transfer postlarını implanttan kayda aktarmak için açık ve kapalı kaşık kayıt tekniği olmak üzere iki farklı kayıt tekniği kullanılmaktadır.

Kapalı kaşık kayıt tekniğinde anatomik/kişisel kaşık kullanılır ve implantlarla birleştirilmiş olan transfer postları kullanılan transfer parçasına bağlı olarak ağız içinde veya kayıt içinde kalır. Transfer postu ağız içinde kaldıysa post implanttan ayrılır ve analog ile birleştirildikten sonra post-analog ikilisi kayıt içerisine yeniden yerleştirilir. Transfer postlarının kayıt içerisine tekrar yerleştirilmesi kolay bir yöntem olmasına rağmen hataya açıktır. İmplant firmaları transfer işlemini kolaylaştırmak için transfer postları üzerine takılan ve kayıt ağızdan çıkarıldıktan sonra kaydın içinde kalan plastik parçalar geliştirmişler [172].

Kullanılan bir diğer kapalı kaşık kayıt tekniği ise “*snap-on*” olarak tanımlanan mekanik kilitlemedir. Bu yöntemde firmalara ait plastik transfer postları vidalama olmadan implant üzerine yerleştirilir ve kayıt ağızdan uzaklaştırıldığında bu plastik transfer postları kaydın içinde kalır (Şekil 2.5). Snap-on yöntemi kapalı ve açık kaşık kayıt yönteminin avantajlarını içerisinde barındırır [173]. Açık kaşık kayıt

yöntemiyle kıyaslandığında snap-on yöntemi için benzer veya daha yüksek transfer doğruluğu bildirilmiştir [174]. Nakhaei ve arkadaşlarının yaptıkları in-vitro bir çalışmada dört paralel implant yerleştirilen akrilik modelden polivinilsiloksan ile kayıt almak için açık kaşık ve kapalı kaşık yöntemleri kullanılmıştır. Kapalı kaşık yöntemiyle alınan kayıtlar; snap-on yöntemi, transfer postunun transferi ve plastik kapakla birlikte transfer postunun transferi şeklinde yapılmıştır. Çalışma sonucunda snap-on yöntemi diğer iki kapalı kaşık yöntemine göre daha iyi, açık kaşık yöntemiyle ise benzer doğrulukta bulunmuştur [175].

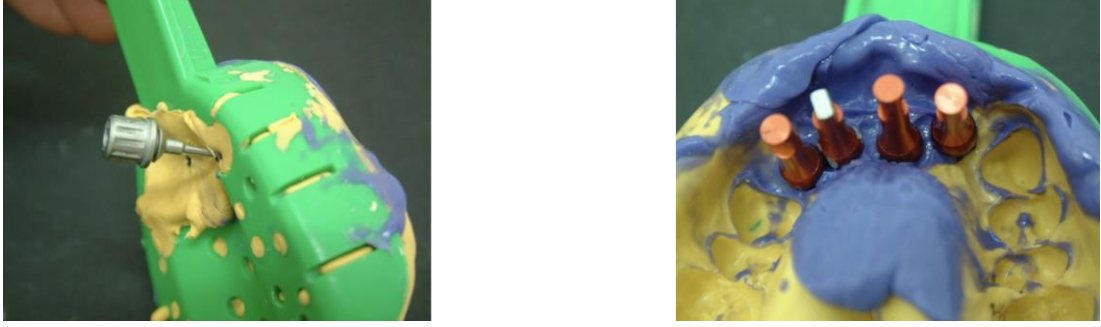


**Şekil 2.5.** Mekanik kilitlenme kayıt tekniğinde implantlar ile birleştirilen plastik tarama postları (A) kayıt ağızdan uzaklaştırıldıktan sonra kaydın içerisinde kalmaktadır. (B)

Açık kaşık kayıt tekniğinde ise, vida aracılığıyla implantla birleştirilen transfer postları kayıtla birlikte ağız dışına aktarılır [176]. Bu teknikte kişisel kaşıklar hazırlanır ve kaşıklar üzerinde transfer postlarının geleceği yerlere delikler açılır. Kayıt alma aşamasında kayıt materyali sertleşmeden önce, transfer postlarının kaşıktan çıkan kısımlarından post vidalarına erişilerek kayıt materyali uzaklaştırılır ve vidaya erişim yolu açılır. Sertleşme işlemi tamamlandıktan sonra postların vidaları gevşetilir. Kayıt ağızdan çıkarılırken transfer postları alınan fiziksel kayıt ile birlikte gelir. Daha sonra analoglar kaşık üzerindeki postlarla birleştirilir (Şekil 2.6). Açık kaşık kayıt tekniğinde kullanılan transfer postlarının özellikle kayıt içerisindeki stabilizasyonunu sağlamak için kitlenen retantif özelliklere sahip olması önerilmektedir.

İmplant destekli tam ark restorasyonların yaygınlaşmasıyla birlikte, kayıt alma aşamasında kullanılan çoklu transfer postlarının elastik kayıt materyali

içerisindeki hareketi engellenmek amacıyla postları birbiriyle birleştiren teknikler kullanılmış ve aralarında rijid bir bağlantı oluşturulmuştur [177]. Yapılan çalışmaların çoğunda postları birleştirmek için kullanılan materyal polimetilmetakrilat otopolimerize akrilik rezindir. Transfer postları diş ipi, metal çubuk veya ortodontik tel ile de birleştirilebilmektedir [178, 179].



**Şekil 2.6.** Açık kaşıt kayıt tekniğinde kayıt materyali ile birlikte ağız dışına aktarılan transfer postlarının ağız dışında analoglar ile birleştirilmesi

SP'lerin kayıt aşamasında oluşan olumsuzluklar restorasyonun üretim aşamasına yansımaktadır. Uygun olmayan kayıttan üretilen restorasyonlardaki uyumsuzluklar zaman içerisinde çeşitli mekanik/biyolojik komplikasyonlara neden olabilmekte ve kısa/uzun dönem kabul edilebilir başarı ve sağ kalım oranını etkileyebilmektedir [180, 181].

Literatürde geleneksel implant kayıtlarının doğruluğunu değerlendiren birçok çalışma bulunmaktadır. Sadece in-vitro çalışmaların dahil edildiği bir sistematik derlemede implant kayıt tekniklerinin doğruluğu karşılaştırılmış ve analog kayıt ile ilgili olarak en başarılı kayıtm, birleştirilmiş kare transfer kopingler ve polieterin kullanıldığı açık kayıt tekniği ile elde edildiği bildirilmiş ve mümkün olduğunda paralel implantların kullanımı önerilmiştir [182].

Benzer bir sistematik derlemede implant veya dayanak seviyesi kayıtlar için transfer postlarını birleştirme, açık/kapalı kayıt teknikleri ve materyal seçimi gibi faktörlerin doğruluk üzerine etkisi incelenmiştir. Transfer postlarını birbirleriyle birleştirmenin etkisini değerlendirmek amaçlı 17 çalışma dahil edilmiştir. Bu çalışmalardan yedi tanesi birleştirmenin, üç tanesi birleştirmemenin daha doğru sonuçlar verdiğini gösterirken, yedi tanesi ise teknikler arasında fark olmadığını



bildirmiştir. Üç veya daha az implant varlığında açık ve kapalı tekniklerin doğruluğu arasında fark bulunmamış ancak dört veya daha fazla implant varlığında açık kayıt tekniğinin daha doğru sonuçlar verdiği gösterilmiştir. Çalışmada polieter ve polivinilsiloksan kayıt materyallerinin doğruluğu arasında bir fark bulunmamıştır. Ancak derlemeye dahil edilen çalışmaların hepsi in-vitrodur ve çalışma sonuçları değerlendirilirken bu durum dikkate alınmalıdır [183].

Yayınlanan klinik bir çalışmada bölümlü dişsizliğe sahip hastalardan açık ve kapalı kayıt teknikleri ile alınan kayıtların doğruluğu değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda implantlar arasındaki açılanma farkının 10 dereceden az olduğu durumlarda açık ve kapalı kayıt teknikleri arasında fark bulunmamıştır. Ayrıca hasta konforunun teknik farklılığından etkilenmediği belirtilmiştir [184].

Farklı değişkenlerin bölümlü ve tam dişsiz hastalara yapılacak olan implant destekli SP için alınan kaydın doğruluğu üzerine etkisi bir sistematik derlemede incelenmiştir. Tam dişsiz hastalarda transfer postlarının birleştirilmesinin doğruluk üzerine etkisini incelemek amaçlı 22 in-vitro, üç klinik çalışma dahil edilmiştir. Klinik çalışmalar birleştirme tekniğinin daha doğru sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. İmplant açılanmasının etkisini değerlendirmek amaçlı ise altı in-vitro, üç klinik çalışma dahil edilmiştir. Klinik çalışmalar implant açılanma detaylarına odaklanmamış fakat açık kaşık kayıt tekniği için postları birleştirmenin birleştirmeme ve kapalı kaşık kayıt tekniğine göre daha doğru sonuçlar verdiğini göstermiştir. Çalışma içerisinde bölümlü dişsiz hastalar için de transfer postlarını birleştirmenin doğruluk üzerine etkisi ayrıca değerlendirilmiştir. Konuyla ilgili tamamı in-vitro olan çalışmalar değerlendirilmiş ve birleştirme tekniğinin daha doğru sonuçlar verdiğini belirtilmiştir. Aynı hasta grubunda açık ve kapalı kayıt tekniklerinin doğruluğunu değerlendirmek amaçlı 18 in-vitro ve bir klinik çalışma derlemeye dahil edilmiş ve klinik çalışma sonucu açık ve kapalı kayıt teknikleri arasında fark olmadığını göstermiştir. Materyal esaslı değerlendirme yapıldığında polieter ve polivinilsiloksan kayıt materyallerinin her iki hasta grubunda da doğruluk üzerinde bir etki oluşturmadığı bildirilmiştir [185].

Analog kayıt tekniği, fiziksel kaydın boyutsal değişikliği/deformasyonu, uygun kaşık / materyal seçimi ve uygulamada hekim/hasta rahatı gibi çeşitli klinik

zorluklara sahiptir [186]. İmplant destekli SP'ler için teknik seçimi, transfer postlarının birleştirilmesi, implant açılması gibi etkenler analog kayıt tekniğinin bilinen zorluklarını daha da arttırmaktadır. Kayıt alma aşamasındaki her adımın diş veya implant destekli SP'lerin doğruluk ve hassasiyeti üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir. Tüm bu etkenler ile ilgili değerlendirmeler dijital kayıt yöntemlerinin kullanım oranının artmasında etkili olmuştur.

### 2.3.2. Dijital

CAD/CAM teknolojisinin restorasyon üretimi için gerekli verilerin toplanması amacıyla protetik diş hekimliğine entegrasyonu dijitalizasyon kavramının öncüsü olmuştur. Dijital veri kaydı bir objenin yüzey bilgisini sayısallaştırma işlemidir. Belirtilen işlem yüzey verilerinin toplanarak dijital formata dönüştürülmesi olarak değerlendirilir [187].

Günümüzde tarayıcılarla oluşturulan dijital veri kaydı SP'lerin üretimi için CAD/CAM teknolojisinin ön aşaması olarak günlük olarak kullanılmaktadır. Tarayıcılar tarafından oluşturulan evrensel dosya formatlarından biri "Standart Tessellation Language (.stl)" dir ve 1987 yılında 3D Systems (Rock Hill, SC, ABD) tarafından stereolitografi sürecini ilk geliştirdiklerinde oluşmuştur [188]. Bu dosya formatı ikili kodda triangulasyon ile üç boyutlu nesnelerin yüzey geometrisini oluşturur. Ağız kavitesinin dijitalleştirilmesiyle bir "nokta bulutu" (point cloud) oluşur. Nokta bulutu -x, -y ve -z koordinatlarında olmak üzere 3B bir koordinat sistemindeki veri kümesidir. Nokta bulutları genellikle .stl dosyasını oluşturmak için yazılım tarafından yüzey rekonstrüksiyonu olarak adlandırılan bir işlemle üçgen veya çokgen mesh modellere dönüştürülürler [189]. Bu işlem stitching, filtreleme ve çeşitli nokta bulutlarını tek bir sanal görüntüye dönüştüren son derece spesifik yazılım algoritmaları kullanılarak yapılır [190, 191]. Oluşan mesh model, nesnenin dış yüzeyini temsil etmek üzere tasarlanan veri kümesi olarak ifade edilir [189, 192]. Diğer evrensel dosya formatları .ply ve .obj'dir. .ply dosya formatı temelde tarayıcılardan gelen 3B verileri depolamak için tasarlanmıştır. Renk, şeffaflık ve yüzey özelliği parametreleri .ply dosya formatının içerisinde bulunur. .obj dosya formatı da bir geometri tanım dosyası formatıdır ve 3B bilgileri depolar. Ayrıca renk ve doku bilgilerini de içermektedir.

Dijital kayıttan veri elde etmek için evrensel dosya formatı dışında sistemlerin kendine özgü dosya formatları da bulunmaktadır. Bu dosya formatları 3Shape (3Shape A/S, Copenhagen, Denmark) ağız içi tarayıcı için .3oxz, Dental System CAD için .dcm'dir. CEREC (Omnicam; Sirona, New York, USA) in kendine özgü dosya formatı ise .rst/.dxd'dir. Evrensel dosya formatları dosya dönüştürme ihtiyacı olmadan yüzey tarama verilerinin herhangi bir CAD yazılım programında kullanılmasına izin verir. Kullanılan CAD yazılımına bağlı olarak sisteme özgü dosya formatları evrensel dosya formatına dönüştürülebilmektedir. Dosya dönüştürme işlemi sisteme özgü dosya formatlarında lisans düzenlemeleriyle sınırlandırılır ve kısıtlanır. Ek olarak dosya dönüşümüyle ilişkili veri kaybı riski de vardır [189]. Bu olumsuz özelliğin yanı sıra sisteme özgü dosya formatının avantajlı yönleri de bulunmaktadır. Örneğin 3shape'in (3Shape A/S) kendine özgü dosya formatı hareketli veri gibi ek verileri içermektedir. Bu özellik bu dosya formatının raporlanmış avantajları arasındadır.

Günümüzde dijitalizasyon direkt ve indirekt olmak üzere iki şekilde yapılmaktadır. Direkt dijitalizasyon (dd) oral kavitedeki sert ve yumuşak dokuların ağız içi tarayıcı kullanarak statik şekilde kayıt altına alınmasıdır. İndirekt dijitalizasyon (id) ise analog yöntem ile alınan fiziksel kaydın veya kayıttan elde edilen çalışma modelinin ağız dışı veya ağız içi tarayıcı ile taranmasıyla gerçekleşir [193, 194]. Yapılan çalışmalarla id ile üretilen kısa boşluklu restorasyonların kabul edilebilir kenar uyumu gösterdiği belirtilmesine [195] rağmen bu iş-akışının ilk adımının analog kayıt olması sebebiyle yukarıda geleneksel iş-akışı başlığı altında anlatılan olumsuzlukları taşımaya devam ettiği gösterilmiştir [196].

### **2.3.2.1. Direkt Dijital**

Direkt dijitalizasyon yöntemi için kliniklerde ağız içi tarayıcılar kullanılmaktadır. Ağız içi tarayıcılar esas olarak optik tarayıcılardır [197] ve genellikle üretici tarafından sağlanan taşınabilir özelliğe sahip bir bilgisayar veya laptop ve elde tutulan ağız içi tarayıcıdan oluşan bir donanım ve veri toplama ve işlemeyi sağlayan yazılımdan oluşmaktadır [198]. Ağız içi tarayıcılar otuz yılı aşkın

süredir kliniklerde kullanılmasına rağmen son on yılda gerçekleşen teknolojik gelişmeler ve artan yazılımlarla birlikte kullanımları yaygınlaşmıştır [199, 200].

Bu yöntem klinikte harcanan süreyi azaltır, hasta konforunu artırır ve alınan kaydın anında görüntülenmesi ile gerekli durumlarda düzeltme yapılmasına imkân verir. Elde edilen model dijital olarak kalacağı için depolama alanı ihtiyacını azaltır ve aktarım kolaylığı sağlar [201]. Bu bağlamda kayıt aşamasının dd ile tamamlanması diş hekimi için kolaylık, güvenilirlik, öngörülebilirlik, görselleştirme ve zaman açısından avantajlar sunarken, hasta açısından da kabul edilebilirliği artırması gibi olumlu destekleyici özellikler sağlar.

Ağız içi tarayıcılar için veri toplama işlemi optik teknoloji ile sağlanmaktadır. Dijitalleştirilecek yüzeye bir ışık yansıtılır. Bu ışık, bir veya birkaç kamera tarafından yansıtılan, ışık hedef yapı ile temas ettiğinde veya bir sensör tarafından yakalandığında yansıyan bir görüntü oluşturan optik ışık veya lazer ışını olabilmektedir. Ağız içi tarayıcılar için kullanılan Konfokal Mikroskopi, Üçgenleme ve Aktif Dalga Örneklendirmesi olmak üzere üç ana tarama teknolojisi türü vardır.

### 1. *Konfokal Mikroskopi*

Konfokal mikroskopi veya konfokal lazer tarama mikroskobu, yüksek çözünürlüklü ve derinlik seçiciliğine sahip görüntüler elde etmek için lazer ışın kaynağı kullanan optik teknolojidir. Lazer ışını bir ışın ayırıcıya yansıtılır, bir mercekten geçer ve örneğe yansıtılır. Görüntü, küçük bir boşluktan dedektöre veya sensöre yansır ve bir bilgisayarla üç boyutlu olarak yeniden oluşturulur [202]. Konfokal mikroskopinin temel özelliği, x, y ve z koordinatlarında yüksek çözünürlük ve kontrast ile çeşitli derinliklerde nesnelerin optik dilimlerini üretme yeteneğidir. Her optik dilim için alan derinliği bilinir ve odaktaki görüntüler kaydedilir. Odak dışı parlamayı veya arka plan bilgisinin ışığını ortadan kaldırmak için uzamsal filtreleme kullanılır [203].

### 2. *Üçgenleme*

Optik üçgenleme teknolojisinde, bir lazer ışın kaynağı, bir ayna, bir mercek ve ışığa duyarlı bir sensör kullanılır [204]. Lazer, ayna aracılığıyla bir örneğe yansıtılır. Örnekten yansıyan görüntü, ışık kaynağı ile ilgili ayrılmalara bağlı olarak sensör tarafından farklı mesafelerde yakalanır. Lazer, sensör ve sayısallaştırılacak örnek bir üçgen oluşturur. Sensörden yüzeye olan mesafe daha sonra görüntünün konumu ve trigonometri ile ilgili temel açılar ve uzunluk belirlenerek hesaplanır [205].

### 3. Aktif Dalga Örneklendirilmesi

Aktif Dalga Örneklendirilmesi, ışık kaynağı olarak tek bir kamera ve bir örneklendirme modülü kullanan 3B yüzey görüntüleme tekniğidir [206]. Modül, optik eksen etrafında dairesel bir yol üzerinde hareket eden eksen dışı bir açıklıktır. Bu hareket, görüntü düzleminde bir daire üzerindeki hedef noktaların dönüşünü sağlar. [207]. Görüntüleme, dijital kameraya sahip herhangi bir sistemin 3B olarak çalışmasına olanak tanır. Böylece, 3B geometriler elde etmek için birden fazla kameraya olan ihtiyacı ortadan kaldırır [204].

Yukarıda belirtilen teknolojilerle birlikte ağız içi tarayıcılar, 3B yüzey kaydı oluşturmak amacıyla fotoğraf veya video tekniği olmak üzere iki farklı teknik kullanmaktadır [208]. Fotoğraf esaslı tarama tekniğini kullanan sistemlerden biri olan 3Shape (3Shape A/S) “Konfokal Mikroskopi” tekniğini kullanırken “Image Stitching Algoritmi” isimli görüntü birleştirme algoritması kullanarak görüntü oluşturmaktadır. Video tekniğini kullanan sistemlerden biri olan MEDIT (i500, Seoul, South Korea) ise “Triangulation Technology” tekniğini kullanır. Saniyede 10-20 kare tarama yaparak görüntü oluşturmaktadır. Video tekniğinde kullanılan teknik temel olarak kayıt işlemi boyunca odak düzlemin farklı konumlarına karşılık gelen yüzey verilerinin toplanması yoluyla gerçekleşir [204].

Tarayıcıların farklı donanımsal/yazılımsal özellikleri ortaya çıkan mesh modeller üzerinde varyasyonlara sebep olabilmektedir [209]. Üçgen mesh modeldeki varyasyonlar “*resolution*” (point cloud density ve triangle sayısı), “*tessellation*”

(triangle düzenlilik seviyesi) ve “*topography*” (yükseklik değişimleri) ile analiz edilebilir. Sisteme özgü bu farklılıklar, restorasyon üretiminde kritik bir adım olan restorasyon sınırının net ve doğru şekilde belirlenmesini etkileyebilmektedir [210]. Yüzey kaydına ek olarak restorasyon sınırlarının doğru belirlenmesi ve üretilen restorasyonların bu sınırlara olan klinik uyumu restorasyonun başarısını etkileyen önemli faktörlerdendir.

Yayınlanan bir çalışmada bitiş çizgisi belirginliği ve bitiş çizgisi doğruluğu yedi farklı ağız içi tarayıcı ve bir analog kayıt değerlendirilerek analiz edilmiştir. Supragingival ve subgingival bitiş çizgisine sahip preparasyonlar içeren modelden analog yöntemle kayıt alınmış ve elde edilen model laboratuvar tarayıcısı ile indirekt olarak dijitalize edilmiştir Aynı model yedi farklı ağız içi tarayıcı ile de dijitalize edilmiştir. Referans tarama endüstriyel bir tarayıcı kullanılarak alınmıştır. Referans tarama bir yazılım yardımıyla 3B olarak diğer taramalarla karşılaştırılmıştır. Bitiş çizgisi belirginliği, bir referans taramaya kıyasla bitiş çizgisinin yeniden oluşturulmasındaki görsel netlik ve tanımlanabilirlik derecesi olarak, bitiş çizgisi doğruluğu ise bir ölçümün, bitiş çizgisine yakın bir yerde bir referans taramanın gerçek değeri ile eşleşebilmesi olarak tanımlanmıştır. Çalışma sonucunda bitiş çizgisi belirginliği ve bitiş çizgisi doğruluğu açısından ağız içi tarayıcılar arasında farklılıklar olduğu bildirmiştir. Bazı tarayıcılar her iki parametre için analog kayda kıyasla daha düşük değerler vermiştir. En yüksek bitiş çizgisi belirginliği konfokal mikroskopi teknolojisi kullanan tarayıcı ile elde edilirken, en yüksek bitiş çizgisi doğruluğu üçgenleme teknoloji ile kayıt alanla elde edilmiştir. Çalışma sonucunda elde edilen veriler üzerinden yapılan değerlendirme sonucunda doğruluğun tarama teknolojisi kaynaklı olduğu düşünülmüştür. genel bir değerlendirme olarak klinisyenlerin ağız içi tarayıcılar arasındaki teknik sınırlamaların ve sisteme özgü farklılıkların farkında olarak elde edilen veriyi eleştirel olarak değerlendirmeleri önerilmiştir [210].

### **2.3.2.1.1. Dış Destekli Sabit Protezler**

Literatürdeki çalışmalara bakıldığında dd yöntemi ilk olarak dış destekli SP'ler için kullanılmış ve sonuçlarının ümit verici olduğu görülmüştür [1, 2]. Tek kron ve kısa boşluklu SP'lerle ilgili yapılan çalışmalarda dijital kayıt direkt ve

indirekt olarak hem kendi arasında hem de analog yöntemle karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmalar sonucunda dd yönteminin id ve analog yöntemlere göre doğruluk ve hassasiyet açısından daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Bu bağlamda dd yöntemi kullanılarak üretilen restorasyonların daha iyi kenar ve iç uyum gösterdiği kaydedilmiştir [2, 211-213].

Tek kron ve altı üyeye kadar olan uzun boşluklu diş destekli SP'lerin dahil edildiği RKÇ'de dd ve analog kayıt yöntemleri diş hekimleri için kolaylık, hasta için konfor açısından görsel analog skala aracılığıyla değerlendirilmiştir. Kayıtlardan üretilen tam kontur lityum disilikat, zirkonya ve metal-seramik restorasyonlar ise kenar uyumu ve inter- intra-ark ilişki parametreleri açısından değerlendirilmiştir. Direkt dijitalizasyon yönteminden üretilen restorasyonların inter-ark uyumlarının analog kayıt ile üretilenlere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha iyi olduğu, fakat diğer klinik parametreler açısından iki yöntem arasında fark bulunmadığı bildirilmiştir. Ek olarak bu yöntem kolaylık ve konfor bakımından analog kayda kıyasla daha iyi sonuçlar vermiştir. Çalışma sonucu dd yönteminin analog kayıt yöntemine göre daha verimli ve etkin sonuçlar oluşturduğunu göstermiştir [214].

Ağız içi tarayıcı kullanılarak alınan kaydın tek kron ve kısa/uzun boşluklu restorasyonlardaki başarılı sonuçları bu kayıt yönteminin tam-ark dijital kayıt oluşturmak için kullanılmasında etkili olmuştur. Fakat tam-ark dijital kaydın hassasiyetinin saptmaya daha açık olduğu çalışmalarla gösterilmiş olmasına rağmen [215, 216] son yıllarda gelişen yazılımlarla birlikte daha geniş alanların, tam ark kayda kadar, kaydının kabul edilebilir doğrulukta alınmasının mümkün olduğu bildirilmiştir [217].

Planlanan restorasyonun üretimi için toplanan temel veri; hazırlığı yapılan dişler, tam ark veya parsiyel ark oluşturacak şekilde taramaya dahil edilen komşu ve kontralateral dişleri içeren ilgili ark taraması, karşıt ark ve karşıt arkla oluşturulan kapanış kaydıdır.

Ark tarama yöntemine ek olarak ortam ışığı, mesafe, preparasyon tasarımı, tarama stratejisi, deneyim, donanım ve yazılım versiyonu gibi değişkenlerin de dd

doğruluğu üzerinde etkili olduğu çalışmalarca gösterilmiştir [218, 219]. In-vitro bir çalışmada, tam-ark dd için kullanılan ağız içi tarayıcısının yazılımsal ve donanımsal özelliklerinin doğruluk ve hassasiyet üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Çalışma için on adet model hazırlanmış ve modeller ilk olarak laboratuvar tarayıcı ile taranmıştır. Aynı modeller bir ağız içi tarayıcının eski ve yeni versiyon olmak üzere farklı iki tarayıcı ucuna ve üreticinin önerdiği ve farklı bir tarama stratejisiyle taranmış ve veriler elde edilmiştir. Bu veriler yazılım aracılığıyla referans verilerle karşılaştırılarak doğruluk ve hassasiyet açısından değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda yeni versiyon tarayıcı ucunun ve üretici tarafından önerilen tarama stratejisinin kullanıldığı dd'nin doğruluk ve hassasiyeti daha yüksek bulunmuş ve bu sonucun tam ark dd için ümit verici olduğu gösterilmiştir [220].

Tüm bunlara ilaveten dd yöntemiyle elde edilen kayıtlar dental laboratuvara gönderilmeden önce yazılımda bulunan çeşitli araçlar yardımıyla değerlendirilebilmektedir. Bu aşamada hazırlığı yapılan dişin karşıt çeneyle olan ilişkisi statik kapanışta kontrol edilerek restorasyon için gerekli mesafe kontrolü sağlanabilir. Diş üzerindeki düzensizlikler incelenerek düzeltme ihtiyacı varsa gerekli düzeltmeler yapılabilir ve restorasyonlar için uygun giriş yolları oluşturulabilir. Aynı zamanda renkli sisteme sahip olan tarayıcılarda renk kaydı alınabilir. Bu özellik klinisyene klinik aşamada yardımcı olabilir ve klinisyen ile laboratuvar arasındaki iletişimin güçlenmesine katkıda bulunur.

Bu avantajlarıyla birlikte ağız içi tarayıcılara olan ilgi artmakta ve dental kliniklerde kullanımı yaygınlaşmaktadır. Ancak her üretim alanında olduğu gibi endüstriyel yaklaşım ve gelişim sağlık alanında da çoğu zaman bilimsel bilginin önünde gitmektedir. Bundan dolayı dd avantajlarının bilimsel olarak güçlendirilmesi için analog kayıt ile ilişkili çalışma sonuçlarıyla karşılaştırılması gerekmektedir [2, 221].

Dijital ve analog kayıt/üretim yöntemleri kullanılarak farklı materyallerle üretilen tek kron ve SP'lerin kenar ve iç uyumlarının hassasiyetini inceleyen meta-analizli bir sistematik derlemede konu ile ilişkili çalışmaların temelini in-vitro çalışmalar oluşturmuştur. Derleme sonucunda;



1. Direkt dijitalizasyon ile üretilen restorasyonlar, analog kayıt yöntemiyle üretilenlerle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak benzer kenar uyumsuzluk göstermiştir.
2. Dijitalizasyon kendi içerisinde karşılaştırıldığında, dijital model kullanılarak üretilen restorasyonlar, SLA/poliüretan model kullanılarak üretilenlere kıyasla kenar ve iç uyum bakımından daha uyumlu bulunmuştur.
3. “Presleme” ve CAD-CAM üretim teknikleri ile ilgili olarak, analog ve dijital gruplarda kenar ve iç uyumsuzluk sonuçları benzer sonuçları bulunmuştur [221].

Bu in-vitro çalışmalardan elde edilen ümit verici sonuçların, mevcut olan kısıtlı sayıdaki in-vivo çalışmalarla da desteklenmesi gerektiği bildirilmiştir.

Ağız içi tarayıcıların doğruluğunu etkileyen faktörlerin değerlendirdiği bir sistematik derlemede [222] dahil edilme kriterlerine uygun olarak 21 laboratuvar, 11 klinik çalışma olmak üzere toplam 32 çalışma incelenmiştir. Cerec Bluecam, Cerec Omnicam, Cadent iTero, Lava C.O.S, Lava True Definition, TRIOS, TRIOS Color, E4D, Planscan, MHT, Carestream 3500 and Zfx IntraScan olmak üzere 12 farklı ağız içi tarayıcı çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışma kapsamında dd ile elde edilen parsiyel ve tam ark kayıtlar, kendi içerisinde ve analog kayıtlarla karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda, parsiyel ark için oluşturulan kayıtların doğruluk değerlerinin analog kayıtlara benzer veya yüksek olduğu belirtilmiştir. Aynı endikasyon için ağız içi tarayıcılar kendi içinde karşılaştırılmış ve doğruluk ve hassasiyet değerlerinin birbirinden farklılık gösterdiği belirtilmiştir. Tam ark için oluşturulan kayıtların analog kayıtlarla yapılan karşılaştırmasında ise analog kayıtlara göre daha fazla sapma gösterdiği bildirilmiştir. Tam ark dd için tarayıcılar kendi arasında karşılaştırıldığında da parsiyel ark taramasına benzer şekilde tutarlı bir sonuç açıklanamamış, çalışmalar arasında önemli farklılıklar gözlenmiştir. Sonuç olarak, dd'nin doğruluğunun tarama aralığını azaltarak ve taranan yüzeylerin minimum düzensizlik göstermesini sağlayarak artırılabilceği bildirilmiştir [222].

Yakın zamanda benzer konuda yayınlanan başka bir sistematik derlemede “Diş veya implant destekli SP’lerin üretimi için kullanılan tam dijital iş-aκışının,

restorasyonun sağ kalım ve başarı oranı, bir yıllık takipte oluşan komplikasyon, ekonomi, estetik ve hasta odaklı sonuçlar açısından geleneksel adımın dental laboratuvarında dahil olduğu yarı dijital ve geleneksel iş-akışlarıyla karşılaştırılması” şeklinde oluşturulan PICO sorusuyla literatürdeki mevcut RKÇ’ler araştırılmıştır. Yapılan taramada kron restorasyonların incelendiği üç adet RKÇ bulunmuştur. Çok üyeli sabit protezleri inceleyen hiçbir RKÇ bulunamamıştır. Bulunan çalışmaların iki tanesi diş, bir tanesi implant desteklidir. Bu üç çalışma sırasıyla aşağıda açıklanan şekildedir [137]:

1. Diş destekli çalışmaların ilkinde Batson ve arkadaşları [223], alt ve üst çenede posterior bölgeye uygulanan 32 adet diş destekli tam kron restorasyonu incelemişlerdir. Çalışma kapsamında tam dijital iş-akışı kullanılarak tam kontur lityum disilikat restorasyonlar üretilmiştir. Üretilen restorasyonlar kenar uyumu ve dişeti oluşu sıvısı bakımından diğer iş-akışı ile üretilenlerle benzerlik göstermiştir. Çalışma sonucunda restorasyonun kabul edilebilir klinik sonuçlar gösterdiği belirtilmiştir.
2. Diğer diş destekli RKÇ’de, [224] sekiz hastada on adet kesici dişe uygulanan tam dijital iş-akışı ile üretilen tam kontur lityum disilikat kronlar estetik açıdan değerlendirilmiştir ve hastalar ve klinisyenler tarafından estetik olarak tercih edilmiştir.
3. Sistemik derlemeye dahil edilen implant destekli kronların incelendiği RKÇ’de ise [7] tam-dijital iş akışı kullanılarak tam kontur lityum disilikat restorasyonlar, yeniden üretme gereksinimi gösterip göstermemesi ve zaman verimliliği açısından değerlendirilmiştir. Restorasyonlar yeniden üretme gereksinimi göstermemiş ve zaman verimliliği açısından iki kat daha hızlı bulunmuştur.

Sonuç olarak diş destekli SP’ler için dd yönteminin analog yöntemle karşılaştırılabilir olduğu ve tek kron, kısa/uzun dişsizliklerde güvenilir şekilde kullanılabilmesi belirtilmiştir. Tam ark tarama için ise arkın ikinci yarısında oluşan distorsiyonun tam ark tek parça restorasyonların uyumunu etkileyebileceği

düşünülmüş ve bu sebeple konuyla ilgili çözüm odaklı yeniliklere ve kanıt seviyesi yüksek çalışmalara odaklanması önerilmiştir.

### **2.3.2.1.2. İmplant Destekli Sabit Protezler**

Kullanımları diş destekli SP'lerle başlayan ve üretilen restorasyonlar için başarılı sonuçlar gösteren dijital iş akışı, uygulama kolaylığı sebebiyle implant destekli SP'ler için de dikkat çekmekte ve ilgi odağı olmaktadır.

İmplant destekli SP üretimi için alınan kaydın amacı implantın dental ark içindeki 3B pozisyonunu transfer etmektir. Analog kayıt yönteminde bu işlem için transfer postu kullanılır ve dental arkın, varsa diş preparasyonun ve implantın kaydı tek aşamada farklı kayıt teknikleri kullanılarak alınır. Dijital kayıt yönteminde ise transfer işlemi için tarama postu kullanılır. İlgili çenede dd yöntemi tek veya iki aşamada uygulanabilir. Tek aşamalı kayıta dental arkın varsa diş preparasyonun ve implant ile vida aracılığıyla birleştirilmiş tarama postunun kaydı tek seferde alınır. İki aşamalı kaydın ise ilk aşamasında dental arkın, varsa diş preparasyonun ve implant çevresindeki yumuşak dokunun yüzey kaydı alınır. İkinci aşamada ise tarama postunun yüzey kaydı, ilk yüzey kaydındaki ilgili alana entegre edilir. Özellikle diş preparasyonu yapılan vakalarda preparasyonu, arki ve tarama postunu aynı tarama içerisinde taramak oldukça zorlayıcıdır. İki aşamalı tarama protokolü tarama postu taramasının ark taramasından farklı bir taramada daha dikkatli ve doğru yapılmasına katkı sağlar. Bununla birlikte, uzun dişsiz boşluk ve tam dişsizlik durumlarında yumuşak doku stabilizasyonu zor olduğu için görüntüyü birleştirmeyi kolaylaştırması açısından dental ark ve tarama postu aynı taramada içinde tek aşamada da taranabilmektedir.

Literatürde ağız içi tarayıcı ile alınan dd implant kaydının doğruluğunu değerlendiren bir sistematik derlemede dd'nin, tek ve çok üyeli implant destekli restorasyonlar için geçerli bir alternatif olduğunu, mevcut ağız içi tarayıcıların farklı klinik endikasyonlardaki kullanımını doğrulamak ve doğruluğu potansiyel olarak etkileyen faktörleri belirlemek için daha fazla in vivo çalışmalara ihtiyaç olduğunu belirtmiştir [225].

Bir vaka serisinde posterior bölgeye uygulanan implant destekli tek kron üretimi için tam dijital iş-akışının kabul edilebilir olduğu ve hatasız bir şekilde kullanılabileceği bildirilmiştir [197].

İmplant destekli protezler için farklı kayıt tekniklerinin doğruluğunun incelendiği meta-analizli bir sistematik derlemeye 79 adet çalışma dahil edilmiş ve bu çalışmaların 75 tanesinin in-vitro, dört tanesinin in-vivo olduğu belirtilmiştir. Dahil edilen dört adet in-vivo çalışmanın üçünde analog kayıt yöntemi, bir tanesinde de dd değerlendirilmiştir. dd'nin değerlendirildiği çalışmada iki implant destekli overdenture üretimi için alınan kayıt analog kayıtlardan oluşturulmuş referans modellerle karşılaştırılmıştır ve sonuçlar dd'nin en az analog kayıt kadar doğru olduğunu göstermiştir [226].

#### 2.3.2.1.2.1. Tarama Postu

Tarama postu, ağız içi yüzey taraması içerisine implantın pozisyonunu 3B olarak aktarmak ve implant destekli SP'nin dijital iş akışıyla üretimini sağlamak için CAD/CAM teknolojisine geçiş amacıyla kullanılan pozisyon transfer cihazıdır [6].

Bir tarama postu genellikle tarama bölgesi olarak adlandırılan üst bölüm; gövde olarak adlandırılan orta bölüm ve implant bağlantı bölgesi olan taban bölümü olmak üzere üç ana bölümde incelenebilir [227] (Şekil 2.7).



**Şekil 2.7.** Kemik seviyesi implant için üretilmiş tarama postunun tarama bölgesindeki referans alanı, silindirik yapıdaki bizotaj (\*)

Tarama bölgesi, implantın 3B konumunun kaydedilmesi için öncelikli bölgedir. Bu bölge CAD yazılımında tarama postunun yüzey taraması ile kütüphanenin eşleşme algoritmasında kullanılabilecek referans bölgesi olarak

adlandırılan bir alan içerir (Şekil 2.7). Tarama bölgesi eşleşme algoritmasının güvenilirliğini artırmak için farklı referans özellikleri içerebilir [228]. Taban, tarama postunu implant veya dayanak ile birleştiren bölgedir. Bu birleşim arasındaki uyumsuzluk implant pozisyonunun yanlış transferine sebep olur. Tarama post tabanının tekrarlanan kullanım, sterilizasyon veya benzer nedenlerle yapısının bozulması konumlandırmada değişikliklere neden olabilir. Tarama postu uyumunun implant pozisyonun 3B doğru transferi için belirleyici bir etken olduğu bilinmelidir [182]. Gövde ise tarama bölgesi ve taban arasında bulunur ve bu iki bölge arasındaki bağlantıyı sağlar.

İmplant destekli SP'lerin dijital iş-akışından faydalanarak üretimi için yapılan tarama postu taraması da bir yüzey taraması işlemidir [229] ve dişe benzer şekilde sayısallaştırılmış yüzeyin -x, -y ve -z düzlemlerindeki 3B koordinatlarını temsil eden nokta bulutları biçiminde veri toplar [191]. Ancak tarama postu, anatomik değişiklikler gösteren diş yüzeyinden farklı olarak geometrik olarak düzenli bir yapıda olduğundan tarama protokolünde farklılıklar gerekmektedir. Literatürde tarama postu tarama protokolü ile ilgili ortak kabul gören bir protokol bulunmamasına rağmen yazılımın görüntü oluşturmak için kullandığı algoritma örneğin 3Shape (3Shape A/S)'da "image stitching algorithm" dikkate alındığında tarama postunun ilk olarak tarama bölgesi üst yüzeyi taranarak geometrinin birkaç saniye içinde eksiksiz bir şekilde yakalanması sağlandıktan sonra tarayıcı ucunun tarama postunun gövdesinden tabanına doğru yuvarlak bir şekilde çevrilmesinin görüntü birleştirme işlemini daha doğru oluşturacağı ve tarama postu yüzeyinin yazılım tarafından tanınmasını kolaylaştıracağı tarayıcı üreticisi tarafından belirtilmiştir. Birden fazla, sıralanmış tarama postu varlığında dental ark gibi kesintisiz bir tarama işlemi yerine tarama postlarının tek tek taranması yüzey kayıt verisinin kalitesini arttıracığı ön görülmektedir.

Tarama postu materyal ile ilgili, tasarımsal, yazılımsal ve maliyetsel olmak üzere birçok farklı özellik göstermektedir [6, 8].

Tarama postları üç temel özellik ile incelenebilir:

### 1. Materyal

Temel olarak üç bileşenden oluşan tarama postlarının bileşenleri materyal açısından farklılık gösterebilmektedir. Günümüzde tarama postları materyal olarak genellikle tek veya iki materyalden (hibrid) oluşmaktadır. İlki tek bir materyalden üretilirken, ikincisinin taban kısmı metalden, gövde ve tarama bölgesi ise farklı bir materyalden üretilmektedir (Şekil 2.8).



**Şekil 2.8.** Polietereterketon (peek), materyalinden üretilmiş, tek materyal, tarama postu (A), alüminyum materyalinden üretilmiş, tek materyal, tarama postu (B) ve taban kısmı titanyum, üst kısmı peek materyalinden üretilmiş, hibrid, tarama postu (C)

Üretimde kullanılan materyallerin işlenebilirliği ve üretim hassasiyeti tarama gövdelerinin doğruluğu üzerinde etkilidir. Tarama bölgesi genellikle gövdeyle aynı materyalden üretilir ve materyalinin yüzey özelliği tarama postundan elde edilen yüzey verisini nokta bulutu sayısı açısından etkileyebilmektedir. Taban materyalinin de tarama postunun implantla olan uyumu ve aşınma direnci üzerinde etkisi olduğu gösterilmiştir [6, 9]. Donuk, pürüzsüz ve opak yüzeyler tükürüğün yansıtıcı yüzeyler oluşturma eğiliminde olduğu bir ağızda parlak, pürüzlü veya yarı saydam yüzeylerden daha kolay taranmaktadır [230, 231].

Tarama postu materyalinin tam ark dd'nin doğruluğuna etkisini inceleyen in vitro bir çalışmada peek ve titanyumdan üretilen tarama postları üç farklı kullanıcı tarafından dijitalize edilmiştir. Elde edilen veriler algoritmalar yardımıyla değerlendirilmiş ve doğrusal-açısal sapmalar hesaplanmıştır. Hem doğrusal hem de açısal ölçümlerde materyalin sonuçlar üzerinde etkili olduğu bildirilmiş ve en iyi sonuçların peek materyalinden elde edildiği gösterilmiştir. Konuyla ilgili literatür bilgisi sınırlı olduğu için konuyla ilgili çalışmalara ihtiyaç vardır [232].

## 2. Şekil

Tarama postları silindirik, konik, kademeli, dikdörtgen ve farklı geometrik özellikleri bir arada bulunduran farklı şekillerde olabilmektedir. Tarama postu şeklinin tarama sırasında gürültü oluşumuna sebep olabileceği öne sürülmüştür. Konuyla ilgili yapılan çalışmalar derin, dik, keskin, açılı veya kalabalık yüzeyler gibi geometrik olarak farklılık gösteren yüzeylerin taranmasının daha zor olduğunu [233] ve bu durumun tarama postunun orijinalliğinden uzaklaşan taramalara sebep olarak hata olasılığını artırabileceğini bildirilmiştir [229].

İki farklı implant üreticisi tarafından üretilen farklı geometrik özellik gösteren ve farklı boyutlara sahip tarama postlarının yüzey kaydı ağız dışı tarayıcı kullanılarak toplanmış ve kaydın hassasiyeti in-vitro olarak değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda tarama postunun yüzey tasarımı ve geometrisinin toplanan verinin hassasiyeti üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir [234].

### 3. İş Akışı

Günümüzde dijitalizasyon yöntemlerinin artan popüleritesi tarama postu üreticisi sayısının da artışına sebep olmuş ve bu durum tarama postlarının kullanımını yaygınlaştırmıştır. Bu gelişmeler üretici esaslı iş-akışı alternatifleri oluşturmuştur

İmplant destekli SP'lerde dijital iş-akışı üç farklı seçenek üzerinden ilerleyebilir:

1. İş-akışında implantın üreticisi tarafından üretilen orijinal tarama postu kullanılır. Dijitalizasyon bu tarama postu ile yapıldığında implant üreticisinin kendi kütüphanesi açılır ve iş-akışı kendi kütüphanesi üzerinden devam eder. CAD yazılımında implant üreticisi tarafından üretilen protetik parçalara uygun tasarım yapıldıktan sonra CAM sistemi ile üretim yapılarak iş akışı tamamlanır.
2. İş-akışında üçüncül üreticiler tarafından üretilen ve kullanılan implantla uyumlu orijinal olmayan tarama postları kullanılır. Bu tarama postları ile tarama yapıldığında bu kez üçüncül üreticilerin implant için ürettiği

kütüphane açılır ve iş-akışı bu kütüphaneler üzerinden devam eder. CAD yazılımında bu üreticiler tarafından üretilen protetik parçalar ile uyumlu tasarım yapılır ve CAM ile üretim yapılarak iş-akışı tamamlanır.

3. İş akışında jenerik tarama postu (3Shape Scanbody, 3Shape; A/S) kullanılır. Bu tarama postu farklı implant firmaları için ayrı ayrı üretilmiştir. Tarama açısından farklılık yoktur fakat orijinal ve orijinal olmayan tarama post kullanımı ile iş-akışı bakımından farklılık gösterir. CAD yazılımında tarama postu eşleştirme algoritmasını takiben tercih edilecek orijinal veya üçüncül üreticiler tarafından oluşturulan implant kütüphaneleri açılabilir ve iş akışı hekim tarafından seçilen implant kütüphanesi ve ilişkili protetik parçalar üzerinden devam eder. Jenerik tarama postlarının göz önünde bulundurulması gereken en büyük avantajı lojistik ve malzeme açısından alternatifler sunarak veri toplama aşamasında hekimin hareket alanını genişletmesidir (Şekil 2.9).



**Şekil 2.9.** Kemik seviyesi implant için üretilmiş orijinal tarama postu (A), aynı implant için üretilmiş orijinal-olmayan tarama postu (B) ve aynı implant için üretilmiş jenerik tarama postu

Tarama postunun dijitalizasyonu ile oluşturulan yüzey verisi bir yüzey eşleştirme algoritması kullanarak kütüphanedeki tarama postu ile eşleştirilir. Böylece dijital implant analogu sanal model içerisinde 3B olarak uygun konuma yerleşmiş olur. Sonraki adımda seçilen kütüphane üzerinden iş akışı devam eder ve restorasyon için tasarım ve üretimi aşamasına geçilir.

Sayısallaştırılmış verilerin kalitesinin kullanılan dijitalizasyon sistemi ve taranacak yüzeyin karakteristik özellikleriyle ilgili olduğu bilinmesine rağmen [9] implant pozisyonunun sanal modele en yüksek doğrulukta aktarılabilmesi için tarama



postunun sahip olması gereken özellikler henüz tam olarak bilinmemektedir. Ancak tarama postu fiziksel özelliklerinin, deformasyonsuz ve pürüzsüz yüzey taraması üzerinde etkisi olduğu bildirilmiştir [235].

Yakın zamanda yayınlanan bir sistematik derlemede farklı tarama postlarının tasarımı ile doğruluk arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Derlemeye hepsi in-vitro olan toplam 15 çalışma dahil edilmiştir. Sonuç olarak dd için kullanılan farklı tarama postlarının ümit verici olduğu ancak tarama postunun tasarımsal özellikleri ile ölçü doğruluğu arasındaki direkt ilişkiyi belirleyebilmek için yeterli kanıt olmadığı vurgulanmıştır. Konuyla ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğu belirtilmiştir [6].

Genel bir değerlendirme olarak implant destekli SP'ler ve dd ile ilgili bilimsel bilgi tabanı çoğunlukla düşük kanıt seviyesine sahip deneysel çalışmalardan oluşmaktadır. Potansiyel olarak doğruluğu etkileyen faktörleri, dişsizliğin lokalizasyonu ve uzunluğunun doğruluk üzerine etkisini ve alınan kaydın optimizasyonu için ek olarak gerekli olabilecek ekipmanı tanımlamak için konuyla ilgili klinik çalışmalara ihtiyaç vardır [225].

### **2.3.2.2. İndirekt Dijital**

İmplant destekli SP'ler için CAD/CAM sistemlerine geçiş yalnızca dd yöntemiyle değil, analog kayıttan elde edilen fiziksel modeldeki analoglarla birleştirilen tarama postunun ağız dışında dijitalizasyonu yoluyla da olabilmektedir [196].

Karşılaştırmalı çalışmalar dd yönteminin, id yöntemine göre daha yüksek doğruluk değerleri gösterdiğini bildirmiştir [5, 195]. Bu çalışmalardan biri olan in-vitro bir çalışmada dd ve id kayıt yöntemlerinin doğruluğu değerlendirilmiştir. Veriler ağız içi tarayıcısı kullanılarak ve analog kayıttan elde edilen çalışma modelinin laboratuvar tarayıcısı yardımıyla taranması ile elde edilmiş ve endüstriyel tarayıcıdan elde edilen referans veri kümesi ile bir yazılımda en uygun algoritma kullanılarak karşılaştırılarak analiz edilmiştir. Çalışma sonucunda dd yönteminin, id yöntemlerine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha yüksek doğruluk gösterdiği bildirilmiştir [5].

Konuyla ilgili yayınlanan bir RKÇ’de dd ve id yöntemleri kullanılarak üretilen zirkonya tek kron ve üç üyeli SP’lerin kenar ve iç uyumları silikon örnekler kullanılarak değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda her iki yöntem kullanılarak üretilen tek kron ve üç üyeli SP’lerin klinik olarak kabul edilebilir marjinal uyum gösterdiğini bildirilse de dd yöntemiyle üretilen restorasyonlarda daha iyi marjinal uyum kaydedilmiştir [211].

Direkt ve indirekt dijitalizasyon yöntemleri kullanılarak üretilen tam seramik restorasyonların kenar, iç uyumu ve verimliliğinin değerlendirildiği RKÇ’ ye zirkonya tek kron ve üç üyeli sabit protezler dahil edilmiştir. İç uyum ve kenar uyumu silikon örnekler kullanılarak, verimlilik ise ölçü için harcanan süre ile değerlendirilmiştir. Çalışma sonucu her iki yöntem kullanılarak tek kron ve üç üyeli sabit protezlerin klinik olarak kabul edilebilir kenar uyum gösterdiğini bildirirse de dd ile üretilen restorasyonların kenar uyumu daha iyi bulunmuştur. Dijital kayıt yönteminin analog yöntemle göre hem hekim hem de hastalar için daha verimli olduğu belirlenmiştir [211].

## **2.4. Tam Dijital İş-Akışının Değerlendirilmesi**

Tam dijital iş-akışının değerlendirilmesi klinik ve analitik olarak iki adımda gerçekleştirilebilir.

### **2.4.1.Klinik**

Sabit protezlerin teslim aşamasındaki durumları klinik olarak üretim hassasiyeti, hasta memnuniyeti, üretim ve uyumlama için harcanan süre, iş akışındaki değişkenlerin sonuç üzerine etkisi parametreleri yardımıyla niceliksel ve niteliksel olarak değerlendirilebilmektedir. Değerlendirme parametreleri hasta ve hekim odaklı olarak iki grupta incelenebilir.

#### **2.4.1.1. Hekim Odaklı**

Restorasyonların hekim odaklı değerlendirmesi öncelikli olarak üretilen restorasyonun implantla bağlantısının uyumu, komşu ve karşıt dişlerle ilişkisinin

değerlendirildiği intra- ve inter-ark ilişki parametrelerinin değerlendirilmesiyle yapılmaktadır.

#### **2.4.1.1.1. Restorasyon-İmplant İlişkisi**

İmplant destekli restorasyonun implantla veya implant-dayanak bağlantısıyla olan ilişkisi klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda oluşturulmalıdır. İmplant destekli restorasyonların uyumunun kısa/uzun dönem başarı üzerinde etkili bir faktör olduğu kesindir. Protez ile implant ara yüzü maksimum düzeyde uyumlu olduğunda protez, implant veya çevre yapılar üzerinde hiçbir gerilim olmaması pasif uyum olarak tanımlanmaktadır [236]. Pasif uyum üretim tekniğinden etkilenebilen bir parametre olup restorasyonların başarısı üzerindeki rolü dikkate alınmalıdır [183, 237]. Siman tutuculu restorasyonlarda restorasyon ile dayanak arasında bulunan siman aralığının olası uyum problemlerinin tolere etmeye katkıda bulunduğu ileri sürülmüş ve siman tutuculu restorasyonlar geçmişten günümüze yaygın olarak kullanılmıştır [108]. Fakat gelişen dijitalizasyon teknolojisiyle birlikte vida tutuculu restorasyonların yüksek üretim hassasiyetiyle üretilebilmesi bu restorasyonların popülerliğini artırmıştır. Mekanik ve biyolojik komplikasyonları önlemek, uzun dönem sağ kalım ve başarı oranları sağlamak için restorasyonların teslim aşamasında uyum kontrolünün yapılması tavsiye edilmektedir.

#### **2.4.1.1.2. Restorasyonun Intra- ve Inter-ark İlişkisi**

Klinik değerlendirme aşamasında restorasyonun intra- ve interark ilişki dikkate alınması gereken önemli bir faktördür. Uygun interark ilişki alt çenenin doğru pozisyonlandırılmasını ve stabilizasyonunu sağlar ve iletilen yükün homojen dağıtılmasında etkilidir [238]. Restorasyonla komşu dişler arasındaki kontakt yokluğunun periodontal defektlere ve tekrarlayan çürüklere sebep olabilecek gıda sıkışmasına sebep olduğu, bununla birlikte implant çevresi dokularda da biyolojik komplikasyonlara sebep olabildiği bildirilmiştir [239]. Belirtilen değişkenler restorasyon ve implantın uzun dönem sağ kalım ve başarısı üzerinde de etkilidir. Son yıllarda popülerlik kazanan monolitik restorasyonların olası uyumlama gereksiniminin restorasyonun kimyasal içeriğinde değişikliğe sebep olabilmesi, koltuk zamanı ve seans sayısını arttırması klinik olarak kabul edilebilir intra- ve

inter-ark ilişki gerekliliğini ortaya koymaktadır. Tüm bu faktörler göz önüne alındığında okluzal ve arayüz temas uyumlarının teslim aşamasından önce optimize edilmesi gerekmektedir.

#### **2.4.1.2. Hasta Odaklı**

İmplant tedavisi sonucu değerlendirilirken sıklıkla objektif parametrelerin kullanıldığı nesnel değerlendirmeler yapılmaktadır. Ancak değerlendirmede için kullanılan diğer bir değişken öznel değerlendirmedir. Hasta odaklı değerlendirme (HOD), klinik araştırmalarda en sık kullanılan öznel değerlendirmeler arasındadır. Literatürde, hasta memnuniyeti, hasta merkezli sonuçlar ve hasta tarafından bildirilen sonuçlar gibi hastaların implant tedavisi algısını ifade etmek için çeşitli terimler kullanılmıştır. Sekizinci Avrupa Periodontoloji Çalıştay'ında, "Hasta Odaklı Değerlendirme" terimi tanıtılmıştır [240, 241]. Bunlar, esasen hastaların ağız sağlığı durumları hakkındaki algılarını ve bunun günlük yaşamları veya yaşam kaliteleri üzerindeki etkisini, memnuniyet raporlarını ve diğer klinik ve kliniksel olmayan değerlendirmeleri içermektedir.

Hasta odaklı değerlendirmelerde kullanılan temel ölçeklerden biri görsel analog ölçek (GAÖ) tir. Ölçek bir değerler sürekliliği boyunca değiştiğine inanılan ve kolayca doğrudan ölçülemeyen bir özelliği veya davranışı ölçmeye yardım eden bir ölçüm aracıdır. Restorasyon üretim süreci boyunca ölçü alma aşamasından başlayarak hastaya teslimine kadar olan birçok basamakta uygulanan işlemlerin hasta tarafından değerlendirilmesi yapılabilmektedir. İmplant tutuculu restorasyonlar için değerlendirme parametreleri ölçü aşamasındaki zorluk, estetik, restorasyonun uyumlama süresi, kaygı seviyesi, memnuniyet derecesi olarak sınıflandırılabilir. Seçilen parametrelerin belirlenen minimum ve maksimum değerler çerçevesinde hasta odaklı değerlendirilmesi sağlayacağı katkı bakımından önemlidir.

#### **2.4.2. Analitik**

Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) 5725 tarafından tanımlanan bir ölçüm yönteminin kesinliğini "*accuracy*" açıklamak için doğruluk "*trueness*" ve

hassasiyet “*precision*” olmak üzere iki terim kullanılmaktadır [242, 243]. Doğruluk, çok sayıda test sonucunun aritmetik ortalaması ile gerçek veya kabul edilen referans değeri arasındaki yakınlık anlamına gelir. Hassasiyet, tekrarlanan test sonuçları arasındaki yakınlığı ifade eder. Genel terim olarak kesinlik ise hem doğruluk hem de hassasiyete atıfta bulunmak için kullanılır.

Toplanan verilerin doğruluk ve hassasiyetini değerlendirme işlemi analitik değerlendirmeler yardımıyla yapılmaktadır. Değerlendirmelerde çeşitli işlemler kullanılmakla birlikte en sık kullanılan işlemlerden biri “*reverse engineering*”dir. Bu işlem diş hekimliğinde dijitalizasyon ile üretilen restorasyonların metodolojisi hakkında bilgi sahibi olmak ve analiz etmek için kullanılabilir.

Son yıllarda bu analitik yaklaşım yöntemleri doğrusal mesafe ölçümü ve en uygun hizalama yöntemi olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Doğrusal mesafe ölçüm yöntemi yaygındır çünkü bir yazılımda doğrusal mesafeyi ölçmenin en kolay yolu budur. Bununla birlikte, bu yöntem yalnızca belirli geometrik formlar için geçerli olabilir, net referans noktalarına sahip değildir ve tekrarlanabilir referans noktalarını ölçemez [244, 245]. Bu ölçümlerin eksikliklerini gidermek için 3B karşılaştırmalı analiz yazılımlarının doğruluğu çalışmalarda karşılaştırılmış ve analiz edilmiştir [5, 246, 247]. Kullanılan yazılımlar 3B veri kümeleri arasındaki tutarsızlıkları çakıştıran ve karşılaştıran en uygun algoritmayı kullanmıştır. Sonuç olarak 3B analizlerin daha net ve karşılaştırılabilir sonuçlar verdiği gösterilmiştir. Belirtilen değerlendirme yöntemlerinin ağız içi tarayıcılarla toplanan verilerin analizi içinde uygun olduğu görülmüştür.

İmplant destekli protezler için tam dijital iş-akışı düşünüldüğünde klinik çalışmaların odağında tarama postları ve bu postların ilişkili CAD yazılım kütüphaneleri ile eşleşmesinin ardından restorasyonun iş akışına uygun olarak üretiminin olması gerekliliği açıktır. Son dönemlerde kullanılan tarama postlarının ve kütüphanelerinin yüksek oranda farklılık göstermesi ve bu farklılığın sonuçlarını değerlendiren klinik çalışmaların olmaması dd'nin klinik hassasiyetini daha da sorgulanabilir hale getirmektedir. Tüm bu bilgiler göz önünde bulundurulduğunda planlanan çalışmanın amacı, implant destekli kısa sabit protezlerin direkt dijitalizasyonu için kullanılan farklı tarama postlarının ve ilişkili kütüphanelerinin

hassasiyetinin niceliksel ve niteliksel olarak değerlendirilmesidir. Çalışmanın sıfır hipotezi farklı tarama postları ve kütüphanelerinin hassasiyeti arasında niceliksel ve niteliksel olarak fark olmaması üzerine kurulmuştur.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Çalışma Tasarımı

Çalışma tasarımı klinik araştırmalar için CONSORT (Consolidated Standarts of Reporting Trials; <http://www.consort-statement.org/about-consort>) ve STARD (Enhancing the Quality and Transparency of Health Research; <http://www.equator-network.org/reporting-guidelines/stard>) raporlama rehberiyle uyumlu olacak şekilde planlandı. Bu metodolojik klinik çalışmada iki implant destekli aynı SP'nin tam dijital iş-akışıyla üretimi için kullanılan üç farklı tarama postunun hassasiyeti klinik ve sanal ortamda karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

Kullanılan üç tarama postu;

Grup-I: dental implantın üretici firmasının ürettiği bir adet orijinal tarama postu (CARES Mono Scanbody; Straumann Holding AG),

Grup II: dental implantla uyumlu 2-farklı üreticinin ürettiği orijinal olmayan (Scanbody 2.generation; MEDENTIKA GmbH, Hügelsheim, Germany) ve jenerik (3Shape Scanbody, 3Shape A/S) tarama postları olmak üzere iki grupta sınıflandırıldı.

Tarama postlarının sırasını belirlemek amacıyla serbest erişimli internet tabanlı bir uygulama (Research Randomizer; <http://www.randomizer.org>) kullanılarak rastgeleleştirme işlemi uygulandı ve belirlenen sıraya uygun olarak aynı SP üretimi için üç farklı tarama postunun dd işlemi tek seansta tamamlandı. Ardından CAD adımıyla tasarımı yapılan restorasyonlar CAM ünitesine aktarıldı ve eksiltici teknik kullanılarak tam kontur şeklinde modelsiz olarak üretildi. Restorasyonların klinikte niteliksel olarak değerlendirilmesiyle birincil veriler, dd ile elde edilen tarama postu yüzey datalarının “*reverse engineering*” işlemi ile analiziyle ikincil veriler elde edildi. Bu verilerle Grup I ve Grup II tarama postlarının hassasiyeti karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Komitesi (protokol kodu: KA-19091) tarafından kabul edildi, Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve

Tıbbi Cihaz Kurumu tarafından onaylandı. (No: E.471606) Hastalar uygulanacak işlemlerle ilgili ayrıntılı olarak bilgilendirildi ve katılımları bilgilendirilmiş gönüllü olur formu imzalatılarak sağlandı. Hastalardan ek bir ücret talep edilmedi. Çalışma Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (proje no: 18710) tarafından kısmi olarak desteklendi. Kullanılan ağız içi tarayıcı 3Shape TRIOS3 (3Shape A/S) 3Shape Middle East & Turkey tarafından temin edildi.

### 3.2. Çalışma Grubu

Çalışmaya Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvuran ve normal klinik tedavi iş akışına devam eden, alt veya üst çene fonksiyonel bölgede kısa bölümlü dişsizlik tedavisi için iki adet implantı cerrahi olarak yerleştirilmiş klinik muayenede asemptomatik, periapikal radyografide implant çevresinde radyolusensi görülmeyen kemik seviyesi osseointegre dental implantlar (BLT/BL RC/NC, Straumann Holding AG) destek alınarak üretilen restorasyonlar dahil edildi.

#### *Dahil Edilme Kriterleri:*

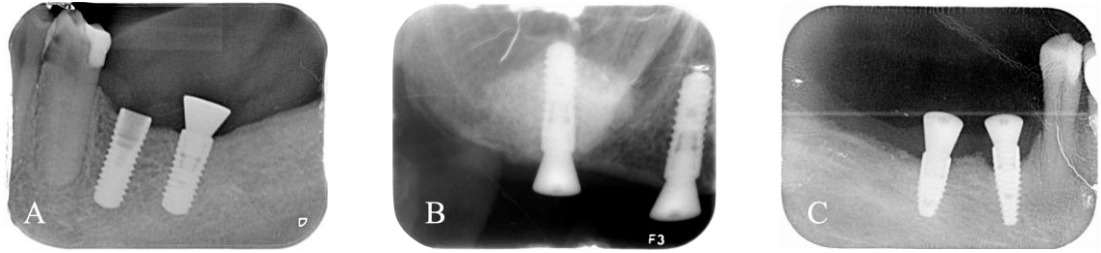
1. Bilgilendirilmiş gönüllü olur formunu okuduktan sonra araştırmaya gönüllü olarak katılımı kabul edecek olmak
2. 18 yaşını geçmiş büyüme ve gelişimini tamamlamış erişkin hasta
3. Sağlıklı dental ve periodontal duruma sahip olmak
4. İki implant destekli iki veya üç okluzal üyeli restorasyon için fonksiyonel bölgede kısmi dişsizliğe sahip olmak
5. Dişsizliğin bulunduğu çenede sabit dentisyona sahip olmak
6. Karşıt arkta sabit dentisyona sahip olmak
7. Çeneler arası okluzal ilişkinin dikey ve yatay yönde protetik tedavi gereksinimi olmaması
8. SAC sınıflandırma sistemine [248] göre “*straightforward*” (basit) cerrahi ile yerleştirilmiş ve ileri cerrahi teknik kullanılmamış kemik seviyesi implantlara sahip olmak
9. İyileşme sürecini erken yükleme protokolüne uygun bir şekilde komplikasyonsuz olarak tamamlamış osseointegre implantlara sahip olmak



*Dahil edilmeme kriterleri:*

1. Bilgilendirilmiş gönüllü olur formunu okuduktan sonra araştırmaya gönüllü olarak katılımı kabul etmemiş olmak
2. İmplant tedavisinin kesin kontraendike olduğu durumlardan birine ya da birkaçına sahip olmak (radyasyon tedavisi görmüş hastalar, kemik kanseri, metabolik rahatsızlıklar)
3. İmplant tedavisi için sistemik (steroid tedavisi, kontrolsüz şeker hastalığı, immünolojik rahatsızlıklar, hamilelik) risk faktörlerine sahip olmak
4. İmplant tedavisi için lokal (periodontal rahatsızlık, brüksizm, kötü ağız hijyeni) risk faktörlerine sahip olmak
5. Çene hareketlerini sınırlandıran temporomandibular eklem rahatsızlığı olması

Dahil edilme kriterlerine uygun olarak çalışmaya dahil edilen ve edilmeyen örnek vakaların periapikal radyografileri Şekil 3.1’de gösterilmiştir.

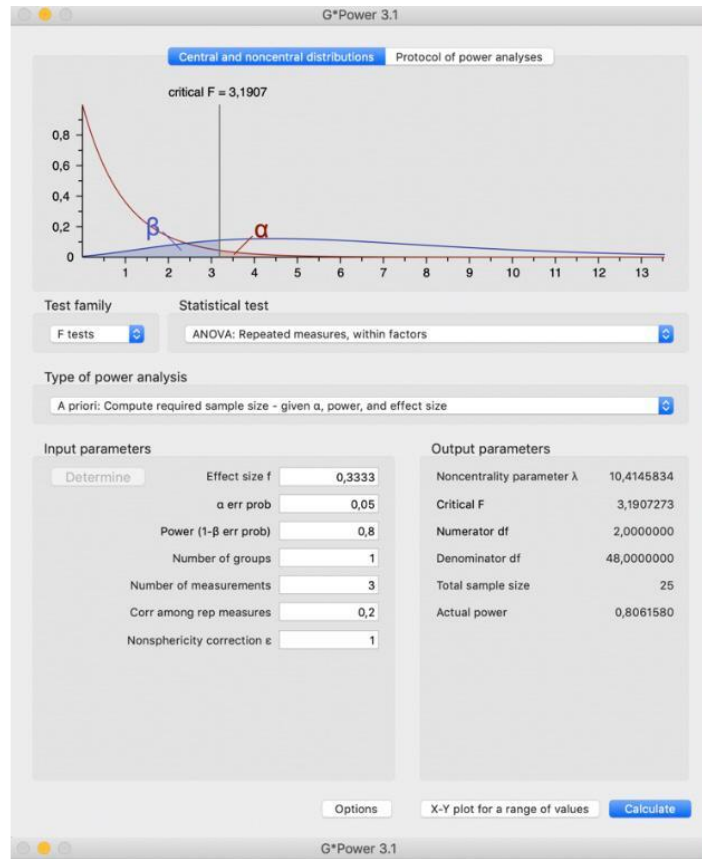


**Şekil 3.1.** Dahil edilme kriterlerini karşıladığı için çalışmaya dahil edilen bir vaka (A), ileri cerrahi teknik kullanıldığı için dahil edilme kriterlerini karşılamayan ve çalışmaya dahil edilmeyen 26 numaralı diş bölgesindeki implant (B) iyileşme sürecini erken yükleme dönemi öncesi marjinal kemik kaybı ile tamamladığı için çalışmaya dahil edilmeyen 45 numaralı diş bölgesindeki implant (C).

### 3.3. Örneklem Büyüklüğü ve Güç Analizi

Çalışmada elde edilecek verileri istenilen etki düzeyinde optimize edebilmek amacıyla analizler Repeated Measures Anova yöntemi kullanılarak yapıldı. Dahil edilecek restorasyonlar için örneklem genişliği yine aynı yöntem kullanılarak %80 güç, %5 birinci tip hata düzeyinde 0.33 birimlik etki genişliğini (partial eta-squared=0.10) anlamlı bir şekilde tespit edebilmek amacıyla hesaplandı ve en az 25

gönüllünün çalışmaya dahil edilmesine karar verildi. Güç analizi hesaplamaları G\*Power 3.1 yazılımı kullanılarak yapıldı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Güç analizi hesaplamalarının yapıldığı G\*Power 3.1 yazılımı

### 3.4. Rastgeleleştirme

Çalışma tasarımı kontrol grubu olan veya olmayan randomize klinik çalışma olarak planlanmadı. Ancak çalışmaya dahil edilecek restorasyonların üretilmesi için kullanılan üç farklı tarama postunun kullanım sırası ve üretilen restorasyonların klinik değerlendirme sırasını belirlemek amacıyla uygulanacak olan rastgeleleştirme işlemi serbest erişimli internet tabanlı bir uygulama (Research Randomizer; <http://www.randomizer.org>) kullanılarak gerçekleştirildi.

### 3.5. Körleme

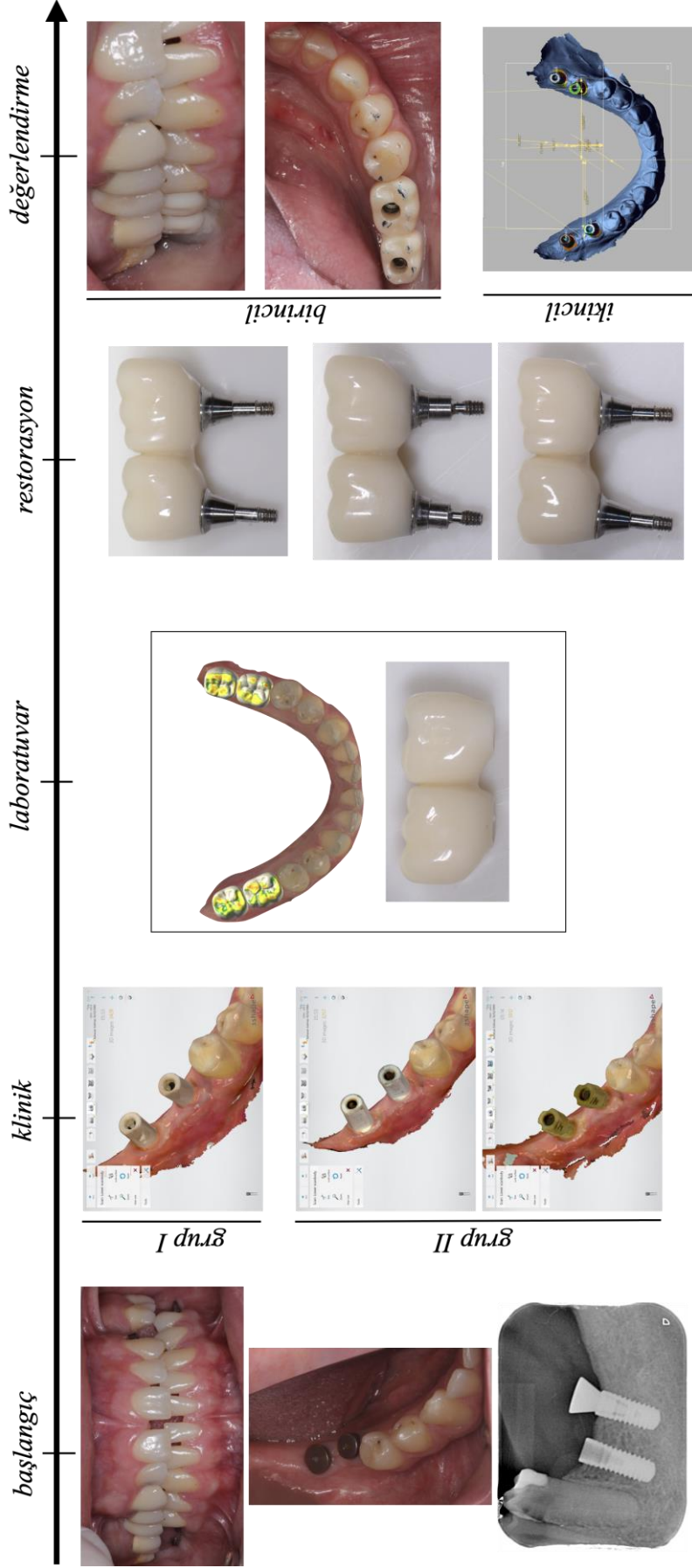
Çalışmada ikili körleme uygulandı:

1. Hasta körlemesi: Direkt dijitalizasyon için kullanılan tarama postu bilgisi işlem anında hastayla paylaşılmadı.
2. Araştırmacı körlemesi: İstatistiksel analizi yapan araştırmacı (P.Ö.) toplanan birincil ve ikincil verilerin elde edildiği tarama postunu tüm değerlendirmeler bitene kadar öğrenmedi.

Direkt dijitalizasyon işlemini yapan araştırmacı (F.D.) tarama postunu implant ile birleştirerek yüzey kaydını alan ve restorasyonları ağız içinde implantlarla birleştirdikten sonra değerlendiren kişi olduğu için körleme uygulanamadı.

### **3.6. Çalışmanın İş-Akışı**

Çalışmaya dahil edilen vakalardan tam dijital, modelsiz, iş-akışına uygun olacak şekilde direkt dijital kayıt alındı ve restorasyonlar CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretildi. Posterior bölgede iki implant destekli iki okluzal üyeli splintli kron üretimi için çalışmaya dahil edilen bir vakanın iş-akışı Şekil 3.3'te gösterilmiştir.



**Şekil 3.3.** Restoratif iş-aķısı: Dahil edilme kriterlerine uygun olarak çalışmaya dahil edilen bir vakanın (başlangıç) grup I ve grup II'deki tarama postları kullanılarak direkt dijital kaydı alındı (klinik). Kayıtlar tamamlandıktan sonra restorasyonların tasarımı dijital olarak yapıldı ve eksiltici teknik kullanılarak tam kontur şeklinde üretildi (laboratuvar). Üç farklı tarama postundan üretilen restorasyonlar resin siman aracılığıyla dayanaklarla birleştirildi (restorasyon). Restorasyonun klinik ve sanal ortamda değerlendirilmesiyle elde edilen birincil ve ikincil veriler elde edildi (değerlendirme).

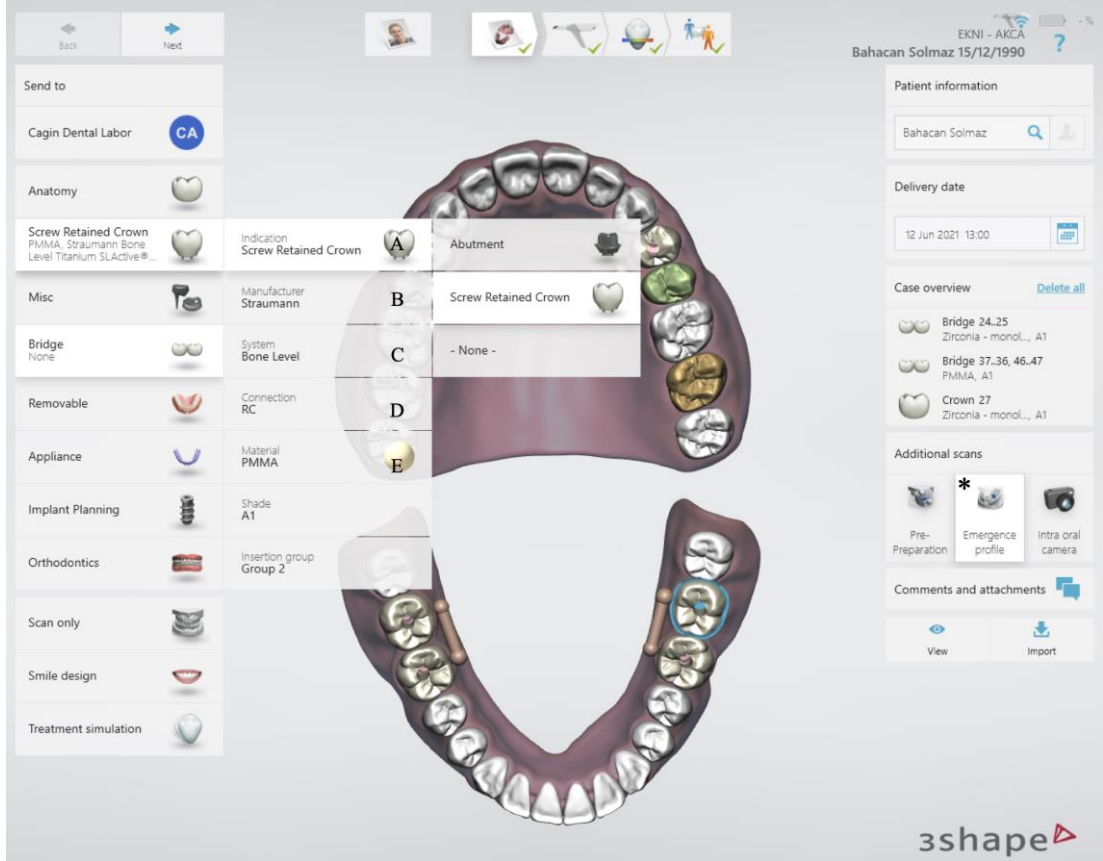
### 3.6.1. Direkt Dijitalizasyon

Tam dijital iş-akışına uygun restorasyon üretimi için direkt dijital kayıt konfokal mikroskopi tekniği ile çalışan kablosuz bir ağız içi tarayıcı (TRIOS3; 3Shape A/S) ve yazılımı (3Shape TRIOS 19.2.0, 3Shape A/S) kullanılarak alındı (Şekil 3.4). Taramalar 108 watt ışık gücüne sahip üç adet floresan lamba (EGLO Leuchten GmbH, Heiligkreuz, Germany) ile aydınlatılan 12 metrekare odada yapıldı. Taramaların yapıldığı dental koltuk camdan uzak konumdaydı ve tarama yapılırken reflektör ışığı açılmadı.



**Şekil 3.4.** TRIOS3 (3Shape, A/S) kablosuz ağız içi tarayıcı pod versiyonu

İlk olarak “*Dental Desktop*”ta yeni hasta kaydı oluşturularak yeni vaka tanımlandı ve kaydın gönderileceği laboratuvar seçildi. Vakanın detaylı bilgileri “*order page*”ye girildi. İmplantın bulunduğu çene için “*emergence profile*” alanı aktifleştirildi (Şekil 3.5).



### Şekil 3.5. Vaka bilgilerinin hazırlanması

Restorasyon tipi: Vida tutuculu restorasyon (A)

İmplant üretici firması: Straumann (B)

İmplant tipi: Kemik seviyesi (C)

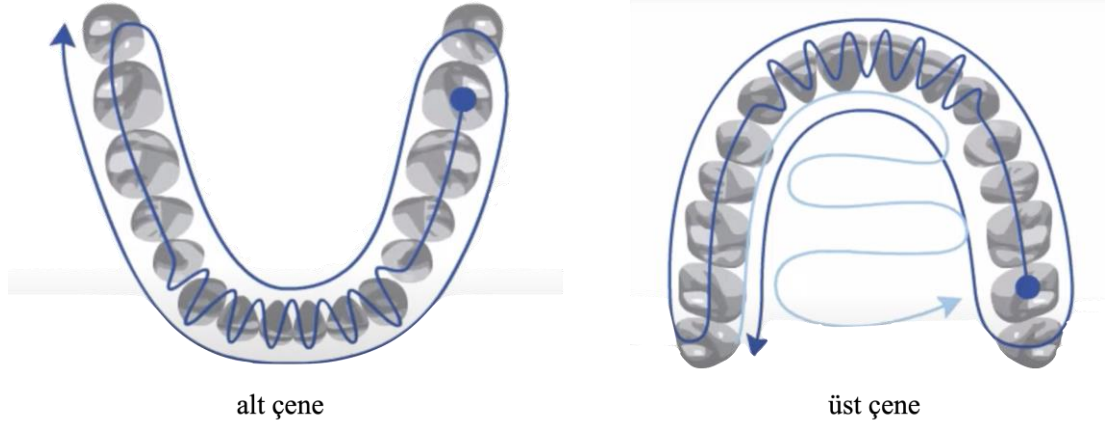
Bağlantı tipi: Regular Crossfit (RC), Narrow Crossfit (NC) (D)

Materyal: Polimetilmetakrilat (PMMA) (E)

“Emergence profile” (\*)

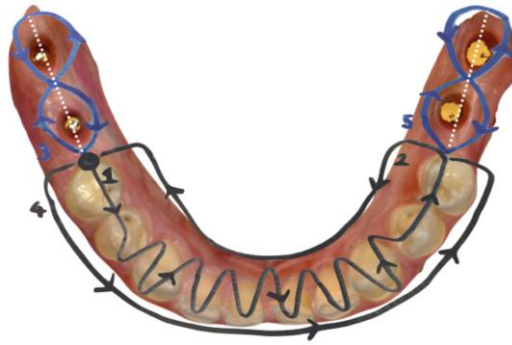
Çalışmada temel protokol olarak tam ark ve iki aşamalı tarama protokolü uygulandı. Birinci aşamada dental ark ve implant çevresindeki yumuşak dokunun taraması yapıldı. İkinci aşamada ise tarama postları tarandı. Birinci aşamada ilk olarak iyileşme başlıkları çıkarıldı. “Artificial intelligence” modu aktifleştirildi ve dental ark firmanın önerdiği tarama protokolüne uygun olacak şekilde birbirini takip eden üç yönde (okluzal-bukkal-lingual), tam ark oluşturacak şekilde tarandı (Şekil 3.6). Ardından implant çevresindeki yumuşak doku taramasına geçildi ve tarayıcı ucu kret tepesinden ayrılmadan, bukko-lingual yönde hafifçe eğimlendirilerek tek seferde tarandı. Tarama sırasında sekiz şekilde bir tarama yolu çizildi. Tarama sırasında yumuşak dokuların ekartasyonu parmak ve tarayıcının ucu yardımıyla yapıldı. Alt çene posterior bölgedeki dişsiz sonlanımlarda hareketli yumuşak doku

cerrahi ekartör yardımıyla stabilize edildi. Tarama tamamlandıktan sonra oluşturulan 3B görüntü “monocolor” görünümüne getirildi ve “Ultrafast Optical Technology” kullanılarak oluşturulan veri görüntülerinin birleştirilmesi kontrol edildi.



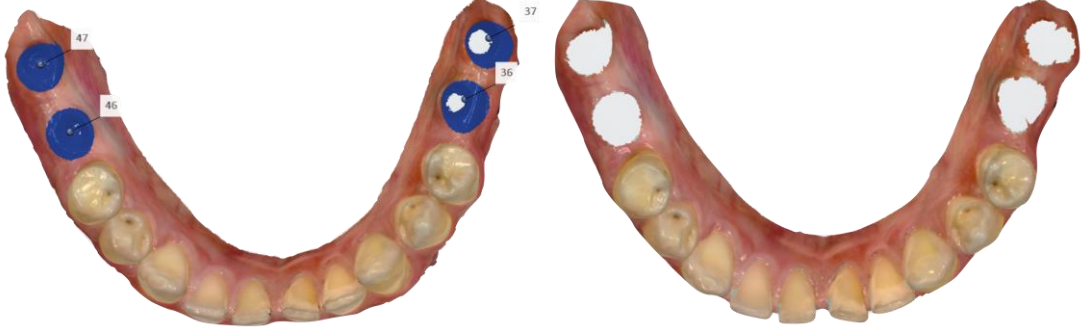
**Şekil 3.6.** 3Shape tarafından önerilen ve üç yönde yapılan dental ark tarama protokolünde alt çene için sırasıyla okluzal-lingual-bukkal yüzeyler, üst çene için ise sırasıyla okluzal-bukkal-palatinal yüzeyler taranır. Anterior bölgede insizal yüzey taranırken tarayıcının ucu bukko-lingual yönde eğilendirilir.

Çalışmada kullanılan tarama protokolünün çift taraflı dişsizlik durumunda uygulanma şekli Şekil 3.7’de gösterilmiştir.



**Şekil 3.7.** Taramaya dental arkta başlanır ve arkın okluzal yüzeyi taranır. Anteriyorda insizal yüzey taranırken tarayıcı ucu bukko-lingual yönde eğilendirilir. Lingual yüzeye dönülür ve lingual yüzey tarandıktan sonra komşu alandaki yumuşak doku taramasına geçilir. Yumuşak doku taraması tek seferde, bukko-lingual yönde ve sekiz şeklinde tarama yolu çizilerek yapılır. Ardından bukkal yüzey taranır. Diğer taraftaki yumuşak doku taraması da anlatılan şekilde yapıldıktan sonra ve tarama tamamlanır.

Tarama protokolünün ikinci aşamasında tarama postlarının yüzey kaydını almak ve bu kaydın ilk taramayla birleşimini sağlamak amacıyla implant konumları işaretlendi. İşaretlenen alanlar yazılım tarafından birinci taramadan çıkarıldı ve ikinci taramaya hazır hale getirildi (Şekil 3.8).



**Şekil 3.8.** İmplant konumlarının birinci tarama üzerinde işaretlenmesi (sol), ilgili alanların yüzey taramasından çıkarılarak ikinci taramaya hazırlanması (sağ)

Uygulanan randomizasyon işlemine göre kullanılacak tarama postu (3Shape Scanbody, 3Shape A/S) referans bölgesi bukkalde olacak şekilde implant ile birleştirildi. Tarama postu anti-rotasyonel yapısının hareketsizliği kontrol edilerek postun doğru konumu onaylandı. Post vidası uygun anahtar kullanılarak parmak kuvvetiyle sıkıldı ve implant ile bağlantısı sağlandı. Tarama postu taraması aşamasına geçildi (Şekil 3.9).

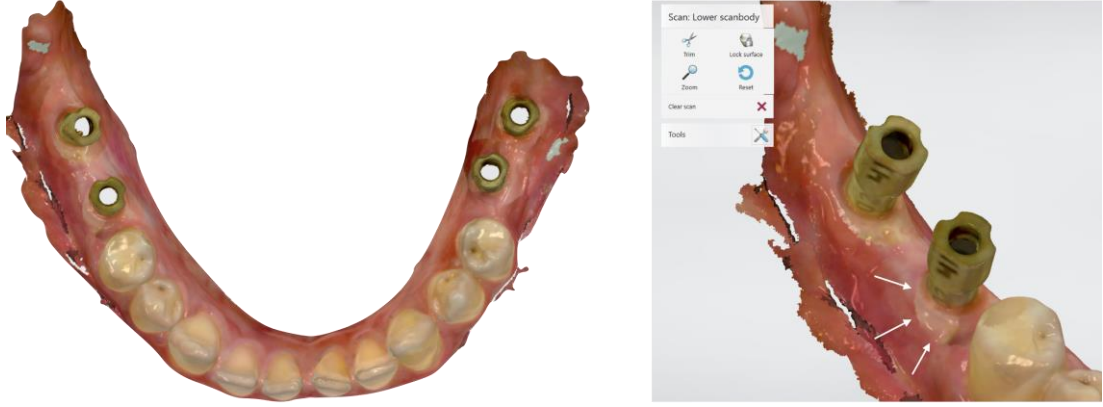


**Şekil 3.9.** Referans bölgesi bukkalde konumlanmış jenerik tarama postu (3Shape Scanbody, 3Shape A/S)

Tarama postu taramasına rehber olması için taramaya implanta komşu olan diştten başlandı ve tarama postunun ilk olarak tepesi tarandı. Geometrinin birkaç saniye içinde kusursuz bir şekilde yakalanması sağlandıktan sonra tarayıcının ucu tarama postunun aşağısına doğru çevrildi ve tarama postu aşağı doğru çevresel olarak

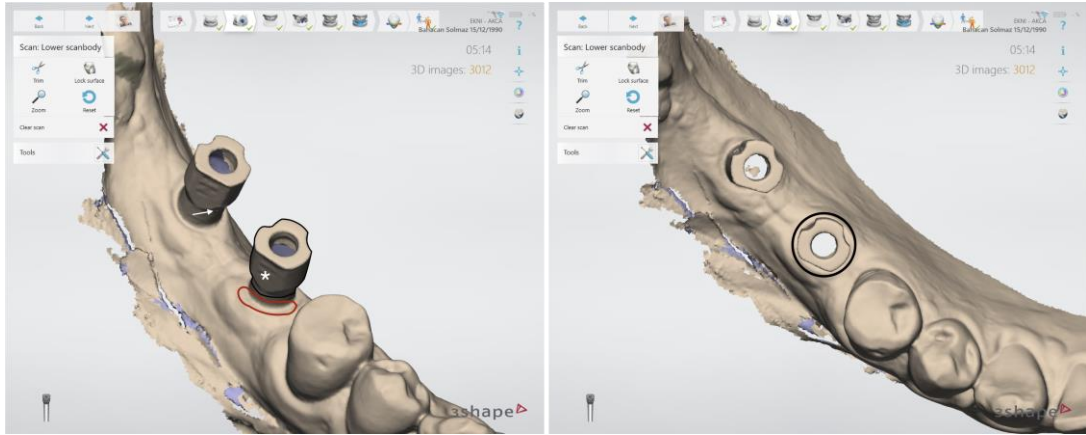


tarandı. Dental ark taramasından farklı olarak ağızdaki tüm tarama postları tek tek tarandı. Böylece tarama postlarının taraması tamamlanmış oldu (Şekil 3.10).



**Şekil 3.10.** Ağızdaki bütün tarama postlarının taranması (sol), birinci ve ikinci taramanın yüzey verileri arasındaki geçiş hattı (sağ)

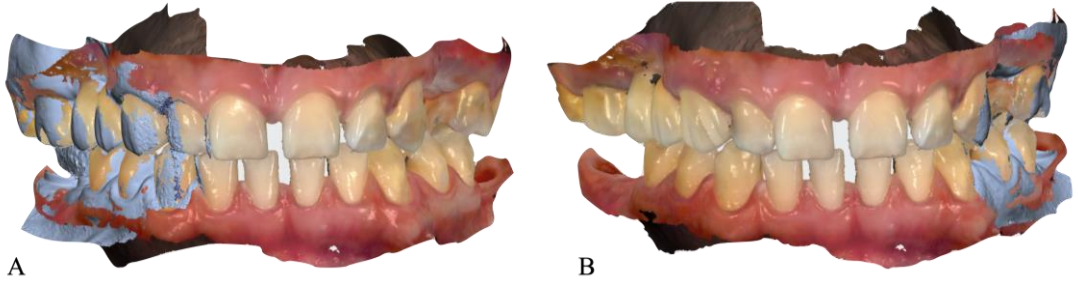
İkinci tarama tamamlandıktan sonra postun yüzey taramasının kalitesi değerlendirildi. Bu aşamada referans bölge taraması, yüzey taraması bütünlüğü, tarama postunun ilk taramayla birleşimi, yüzey pürüzlülüğü ve geometri parametreleri tarama “monocolor” moda getirilerek kontrol edildi [235] (Şekil 3.11).



**Şekil 3.11.** Tarama postu taramasının kalitesini değerlendirme parametreleri: referans bölge (beyaz yıldız), yüzey taraması bütünlüğü (siyah sınırlı alan), ilk taramayla entegrasyonu (kırmızı sınırlı alan), yüzey pürüzlülüğü (beyaz ok) ve geometri (siyah çember)

Sonraki adımda karşıt çenenin kaydı alındı. Alt-üst çene taramaları tamamlandıktan sonra çeneler arası ilişki statik ve dinamik olarak kaydedildi. Okluzal kayıtlar hasta dental koltuktayken hastaya lateralden bakıldığında baş, boyun

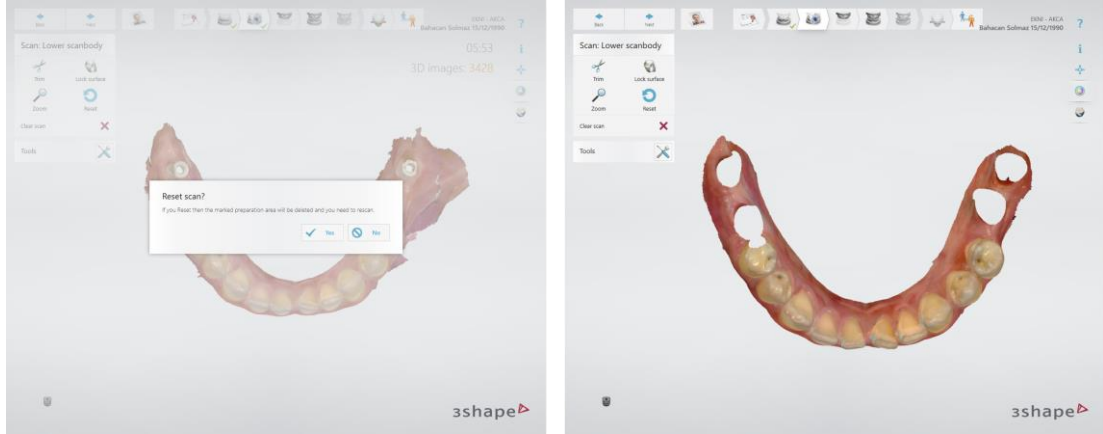
ve omurganın aynı doğrultuda olduğu pozisyonda alındı. Statik ilişki kaydı alınırken tarama postları çıkarıldı ve kayıt sağ ve sol olarak ayrı ayrı alındı. Çeneler arası ilişki “*otomatic alignment*” ile alındı. “*Manuel alignment*” ve “adjust for contact” uygulanmadı (Şekil 3.12). Statik kapanış kayıtları tamamlandıktan sonra çiğneme hareketleri yaptırılarak dinamik kapanış kaydı (Patient Spesific Motion, 3Shape A/S) alındı ve çeneler arası ilişki kaydı tamamlandı.



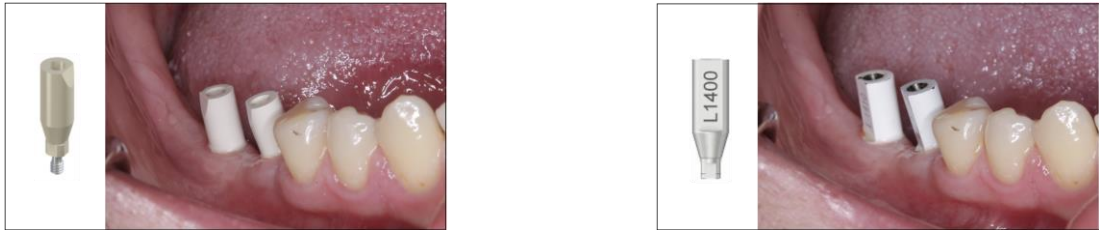
**Şekil 3.12.** Hastanın sağ (A) ve sol (B) statik kapanış kaydı (sağ)

Tamamlanan taramalar analiz sayfasında genel olarak değerlendirildikten sonra toplanan veri “*post process*” edilerek vaka kayıtları tamamlandı. Yazılımın veri paylaşım portalı (3Shape Communicate; 3Shape A/S) aracılığıyla dental laboratuvara iletildi.

Yukarıdaki vaka için anlatılan kayıt protokolü diğer iki tarama postu için randomizasyona uygun olacak şekilde tekrarlandı. Kalan iki tarama postunun taraması için vaka kopyalandı ve sadece tarama postunun tarandığı adıma gelinerek tarama başlangıç haline getirildi (Şekil 3.13) ve implantlarla birleştirilen tarama postlarının taraması yapıldı (Şekil 3.14).

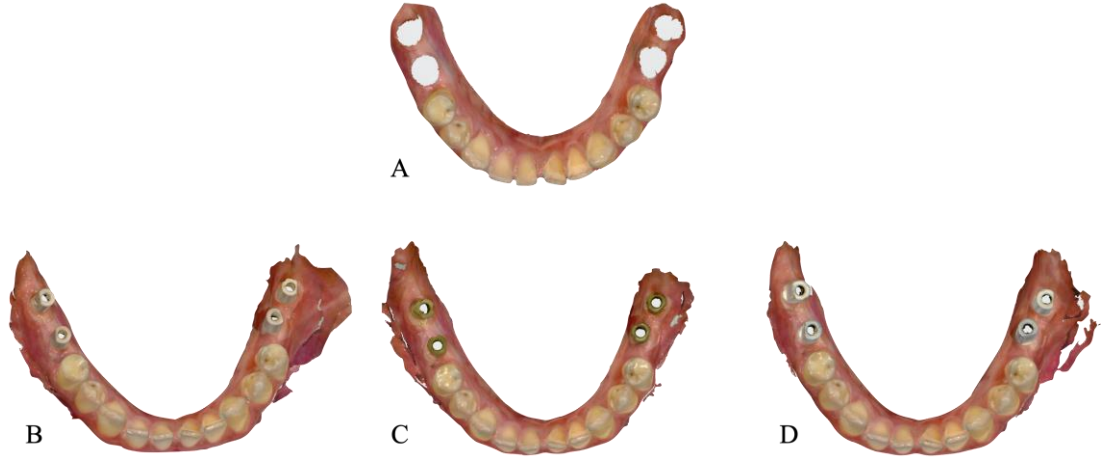


**Şekil 3.13.** Kopyalanan vakadaki tarama postu taramasının başlangıç haline getirilmesi (sol), diğer tarama postu taraması için başlangıç haline getirilmiş birinci tarama (sağ)



**Şekil 3.14.** Aynı vakada randomizasyona göre implant ile birleştirilen orijinal (CARES Mono Scanbody; Straumann Holding AG) (sol) ve orijinal olmayan (Scanbody 2.generation; MEDENTIKA GmbH, Hügelsheim, Germany) (sağ) tarama postları

Bu şekilde tamamlanan vaka kayıtlarında randomizasyona göre birinci tarama postu için oluşturulan dental ark, karşıt çene ve ilişkili okluzal kayıtlar diğer iki tarama için de kullanılarak standardizasyonun sağlandığı bir iş akışı takip edildi. Çalışma dahilinde her iki gruptaki tarama postlarının direkt dijital kayıtları tamamlandı (Şekil 3.15).

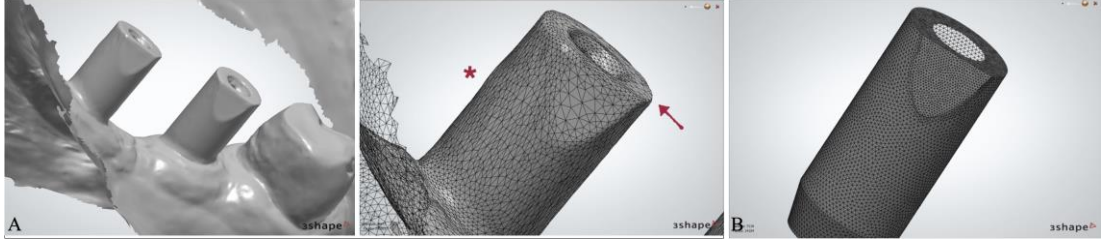


**Şekil 3.15.** Standardizasyonun sağlandığı ilk tarama (A), Grup I: orijinal (B), Grup II: jenerik (C) ve orijinal olmayan (D) tarama postlarının dd'si ile elde edilen veriler

### 3.6.2. Tasarım ve Üretim

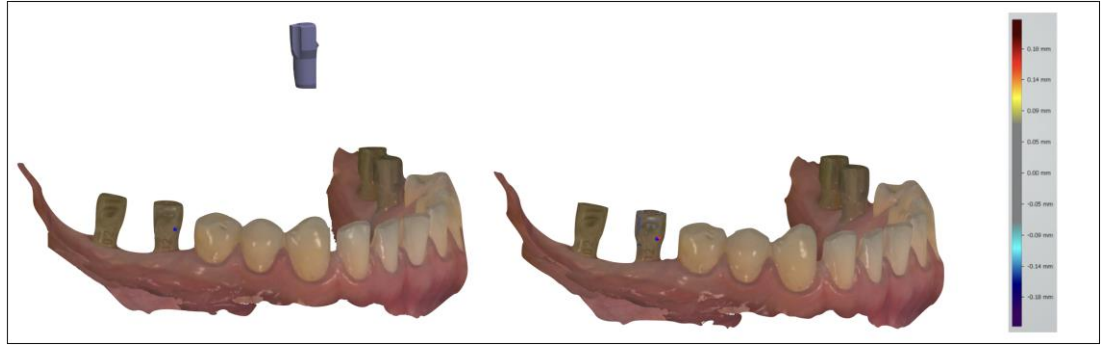
Dental laboratuvar, gelen “*order*” formunu 3Shape Dental System 2019’da (3Shape TRIOS Inbox™ ,3Shape A/S) kabul etti. Laboratuvar iş akışı için gerekli olan kategori, sistem ve set (implant markası, dayanak sistemi ve dayanağın bağlantı tipi, yüksekliği, dişeti yüksekliği) özellikleri tarama postu ile ilişkili kütüphaneden seçildi.

“*Order*” formunun tamamlanmasının ardından ilgili çenenin kenar düzeltilmesi, şekillendirmesi ve kapanış hizalaması yapılarak sanal çalışma modeli hazırlandı. Hazırlanan model üzerindeki tarama postunun dd ile elde edilen yüzey kaydının aynı tarama postunun yazılımında karşılık gelen ve geometrik olarak hatasız kütüphane dosyası ile eşleştirilmesi aşamasına geçildi (Şekil 3.16).



**Şekil 3.16.** Tarama esnasında oluşan deformasyon sebebiyle orijinal geometrisinden hafif sapmalar gösteren tarama postu yüzey verisi (A), geometrik olarak hatasız kütüphane dosyası (B)

Eşleştirme işlemi eşleştirilen iki post üzerinde aynı yüzeyden seçilen birer referans noktası aracılığıyla gerçekleşti (Şekil 3.17).

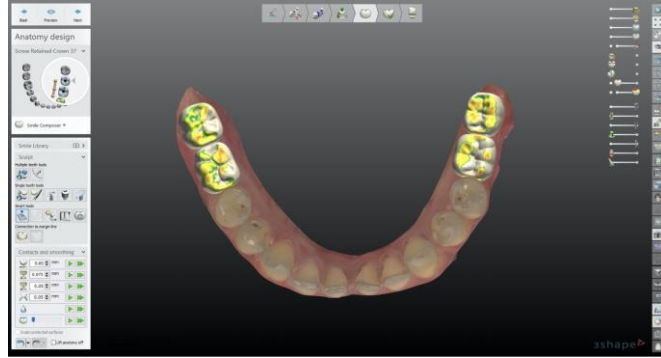


**Şekil 3.17.** Jenerik tarama postunun eşleştirilmesi için tarama verisi ve kütüphane dosyası üzerinde referans nokta seçilmesi (sol), tarama postunun kütüphane ile yüksek doğrulukla eşleştirilmesinin “heat map” ile doğrulanması (sağ)

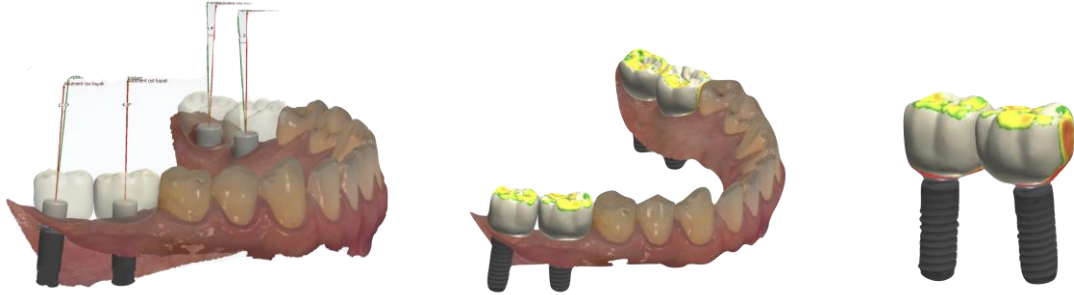
Tarama postu eşleşmesi sağlandıktan sonra dijital implant analogu 3B olarak sanal model içerisinde konumlandı. İmplantlar ve dayanakları içeren model üzerinde Dental System (3Shape Dental Designer, 3Shape A/S) kullanılarak implantların yerleştirme açısına paralel olacak şekilde restorasyonun giriş yönü kontrol edildi ve tasarımına başlandı.

Restorasyonun dental arka olan ilişkisi, yumuşak doku çıkış profili, vida çıkış yeri belirlenerek tam kontur tasarımları yapıldı. Okluzal ve komşu diş temas ilişkisi CAD yazılımında (3Shape Dental System, 3Shape A/S) “desired distance to antagonist” 0.075mm, “precise distance to antagonist” 0.05mm ve “desired distance to neighbors” 0.05mm olarak belirlendi. Eğer gerekli ise hastadaki okluzal

atrisyon “*Occlusal attrition*” tool’u ile tasarıma yansıtıldı. (Şekil 3.18) Tasarım form, intra- ve inter-ark bakımından değerlendirildi (Şekil.3.19).



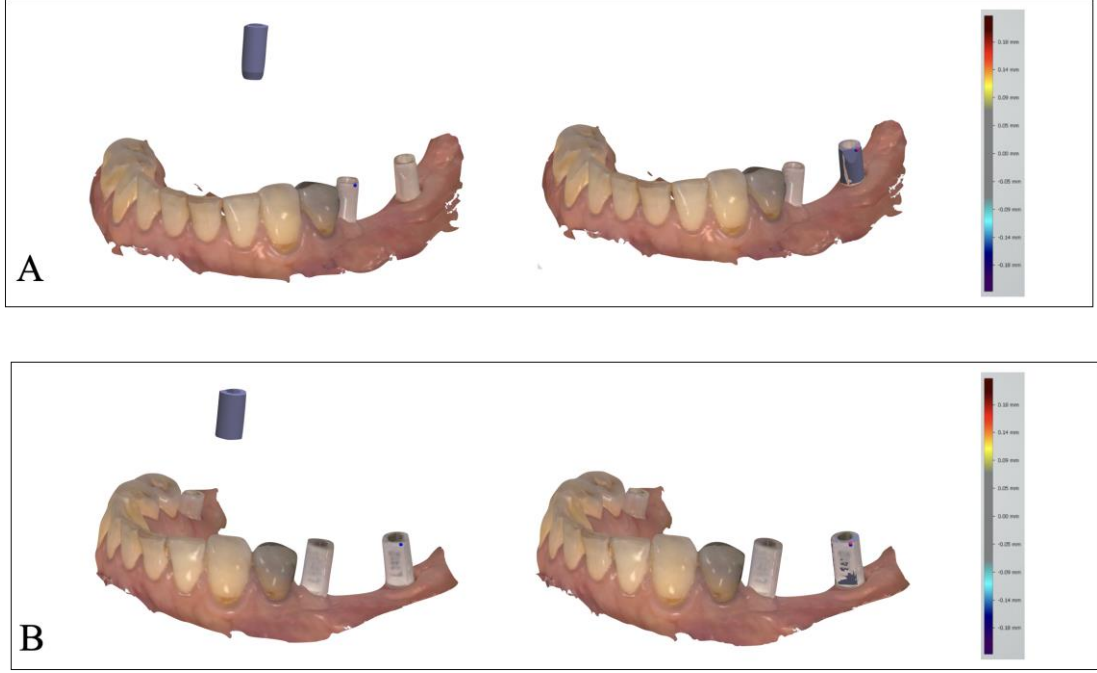
**Şekil 3.18.** Okluzal ve komşu diş temas ilişkisinin CAD yazılımındaki “*smart tools*” parametreleri (sol alt)



**Şekil 3.19.** Restorasyonların belirlenen parametrelere göre tasarımlarının yapılması ve değerlendirilmesi

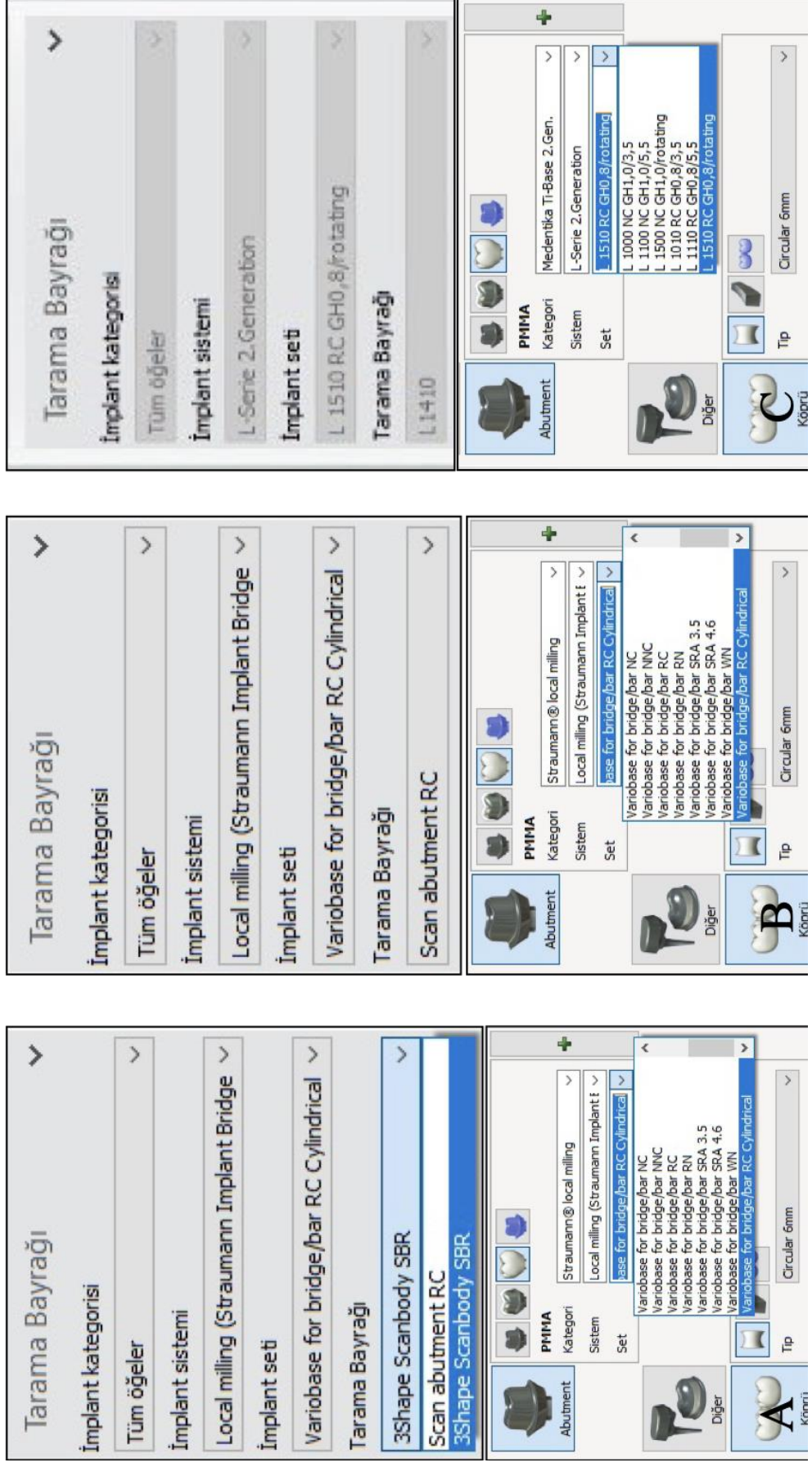
Dental laboratuvarında tamamlanan tasarım sistemin mobil uygulaması (3Shape Communicate App, 3Shape A/S) aracılığıyla araştırmacı (F.D.) ile paylaşıldı. Tasarım değerlendirdi, varsa gerekli düzenlemeler belirlendi ve düzeltmelerin ardından onay verildi. Bu şekilde ilk tarama postu için olan tasarım aşaması tamamlandı.

Yukarıda ilk tarama postu için yapılan işlemler diğer tarama postları ile elde edilen veriler için de tekrarlandı. Taraması yapılan iki tarama postu da kütüphane dosyası ile algoritmalsal olarak eşleştirildi (Şekil 3.20).



**Şekil 3.20.** Orijinal (A) ve orijinal olmayan (B) tarama postlarının referans noktalar yardımıyla kütüphane dosyası ile eşleştirilmesi

Tarama postlarından üretilecek restorasyonlar için tarama postuyla ilişkili implant kütüphaneleri kullanıldı. Jenerik tarama postu ile yapılan taramadan üretilecek restorasyonlar için implant üreticisinin orijinal implant kütüphanesi tercih edildi. Orijinal tarama postu için orijinal kütüphane, orijinal olmayan tarama postu içinse üçüncül üreticilerin kullanılan implant için ürettiği kütüphane kullanıldı (Şekil 3.21).



**Şekil 3.21.** Jenerik (A) ve orijinal tarama postu (B) için kullanılan orijinal kütüphane ve orijinal olmayan tarama postu (C) için kullanılan orijinal olmayan implant kütüphanesi

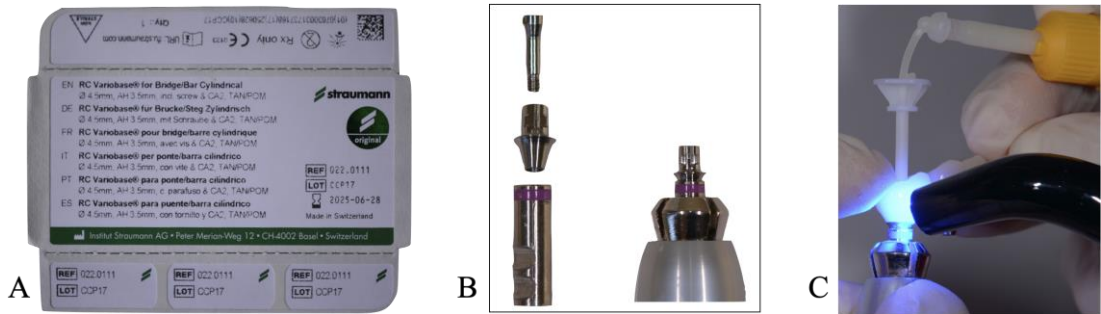


Birinci tarama postu için onaylanan tasarım gerekli düzenlemelerin ardından ikinci ve üçüncü tarama postları için de kullanıldı.

Tasarımları onaylanan restorasyonlar CAM yazılımına (CORITEC iCAM V4.6, imes-icore GmbH, Eiterfeld, Germany) aktarıldı ve beş boyutlu kazıyıcı ünitesinde (CORITEC 350i, imes-icore GmbH) polimetilmetakrilat bloklardan (Dental PMMA, Tian Shwu Co.LTD. TS, Taiwan) eksiltici yöntem kullanılarak üretildi. Sonuç olarak çalışmaya dahil edilen her vaka için üç farklı tarama postundan üç adet vida tutuculu SP üretildi.

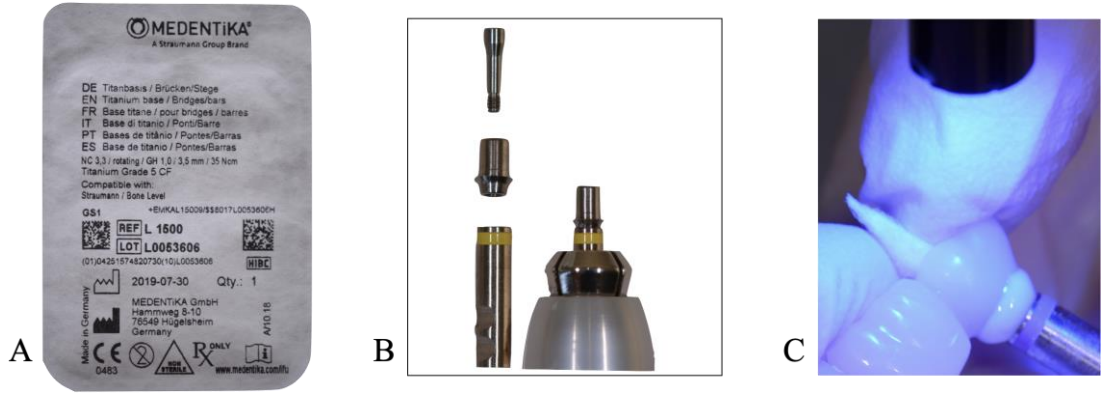
SP'ye destek olan implantın bağlantı tipine uygun olan titanyum-base (Ti-base) (RC/NC Variobase for Bridge/Bar; Straumann Holding AG / Titanium base Bridges/Bars, MEDENTIKA GmbH) vida yardımıyla analogla birleştirildi. Analog bir analog tutucuya yerleştirildi ve ti-base restorasyonla bağlandı.

Orijinal kütüphane kullanılarak orijinal ve jenerik tarama postlarından üretilen restorasyonların ti-base ile bağlantısı için restorasyon ti-base üzerine doğru pozisyonda yerleştirildi. Simantasyon işlemi için kullanılan yardımcı aparat restorasyonun içerisinden geçirilerek ti-base'nin vidası üzerine adapte edildi. Dual-cure resin siman (RelyX U200, 3M ESPE, Neus, Germany) yardımcı simantasyon aparatı aracılığıyla ti-base ve restorasyonun ara yüzüne iletildi. Resin siman mavi ışık yardımıyla sertleştirildi (Şekil 3.22). Bu işlem implanta destek olan her bir dayanak için ayrı ayrı tekrarlandı.



**Şekil 3.22.** İmplant üreticisi tarafından üretilen orijinal ti-base (A), analog ve analog tutucuyla birleştirilen ti-base (B), üretilen restorasyonun yardımcı simantasyon aparatı kullanılarak ti-base'ye simantasyonu

Orijinal olmayan implant kütüphanesi kullanılarak orijinal olmayan tarama postundan üretilen restorasyona simante edilecek ti-base'lerin yardımcı simantasyon aparatı bulunmadığı için bu restorasyonların simantasyonunda farklı bir yöntem uygulandı. Analoga yerleştirilen ti-base'nin vidasının üzerine simantasyon işlemi sırasında siman kaçmasını engellemek amacıyla teflon bant yerleştirildi. Fakat simantasyon işlemi sonrasında bandın çıkarılmasını kolaylaştırmak için restorasyonun vida deliğinden çıkacak uzunlukta bir band olmasına dikkat edildi. Ti-base etrafına el aleti yardımıyla resin siman uygulandı ve restorasyon ti-base üzerine yerleştirildi. Siman mavi ışıkla sertleştirildi (Şekil 3.23).



**Şekil 3.23.** Üçüncül üreticiler tarafından üretilen ti-base (A), analog ve analog tutucuyla birleştirilen orijinal olmayan ti-base (B), üretilen restorasyonun ti-base'ye simantasyonu

Ti-base ile birleştirilen restorasyonların hepsinin birleşim sınırından taşan artık simanlar temizlendi ve bir polisaj seti (Softwheels HP, EVE, Keltern, Germany) kullanılarak polisaj yapıldı. Böylelikle üretilen her restorasyonun ti-base ile bağlantısı ağız dışında modelsiz olarak sağlanmış oldu (Şekil 3.24).



**Şekil 3.24.** Klinik değerlendirme aşamasına hazır hale getirilmiş restorasyonlar  
 Orijinal tarama postu-Orijinal ti-base (A)  
 Jenerik tarama postu- Orijinal ti-base (B)  
 Orijinal olmayan tarama postu- Orijinal olmayan ti-base (C)

Çalışmaya dahil edilen vakaların daimî restorasyonları orijinal tarama postu kaydı ve orijinal kütüphane kullanılarak üretildi. Restoratif materyal olarak yüksek ışık geçirgenlikli tam kontur zirkonya (Starceram Z-Smile, Kyocera, Selb, Germany) kullanıldı.

### 3.7. Veriler ve Değerlendirilmesi

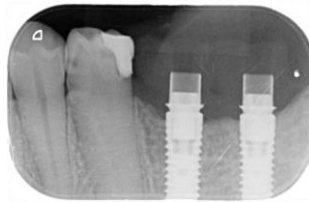
Klinik olarak toplanan veriler birincil, analitik değerlendirmeler sonucu toplanan verilerse ikincil veriler olarak tanımlandı. Tarama postları ve üretilen restorasyonlar karşılaştırmalı olarak incelendi.

#### 3.7.1. Birincil veriler

Birincil veriler hekim ve hasta odaklı değerlendirmeler sonucu elde edildi. Hekim odaklı değerlendirme restorasyonların belirlenen kriterlere göre klinik olarak incelenmesiyle, hasta odaklı ise kayıt alma ve teslim aşamalarında yapılan işlemlerin bir skala yardımıyla hasta tarafından ölçülendirilmesi ile elde edildi.

##### 3.7.1.1. Restoratif Değerlendirmeler

Veriler bir vaka için Grup-I ve Grup-II tarama postlarından üretilen üç adet vida tutuculu SP'nin implant ile uyumu, arayüz temas ilişkisi ve okluzal temas uyumlama gereksinimlerinin klinik olarak değerlendirilmesiyle elde edildi. Restorasyon-ti-base kompleksi vidasız olarak implant üzerine yerleştirildi, ti-base içine yerleştirilen vida sırasıyla implant anahtarı kullanılarak parmak kuvvetiyle sıkıldı. Vidaların dönüş sayısı ve sıkılırken hissedilen manuel uyum pasif veya aktif olarak kaydedildi. Restorasyon uyumu ayrıca periapikal radyografilerle değerlendirildi (Şekil 3.25).



**Şekil 3.25.** Ti-baselerle birleştirilmiş tam kontur PMMA sabit protezin radyografik olarak uyumunun gözlemlenmesi

Pasif uyumu onaylanan restorasyonlar için okluzal uyumlama aşamasına geçildi. 100 µ kalınlığındaki mavi artikülasyon kâğıdı (Arti-Check micro-thin, Bausch, Cologne, Germany) büyük okluzal yükseklikleri işaretlemek, 40 µ kalınlığındaki kırmızı artikülasyon kâğıdı ise daha küçük yükseklikleri belirlemek amacıyla kullanıldı ve hastanın okluzyonuna uygun olacak şekilde gerekli ise okluzal uyumlama yapıldı (Şekil 3.26).

Uyumlamanın ardından restorasyonların değerlendirme aşamasına geçildi. Restorasyon sıralamasını belirlemek için tarama postu için uygulanan randomizasyon işlemi tekrarlandı. Değerlendirme “*California Dental Association*” dental tedavi değerlendirme kriterlerine [249] uygun olarak yapıldı. Bu kriterler için derecelendirme aşağıda tanımlanmıştır:

#### I. Okluzal Temaslar:

1. Mükemmel: Okluzal temas uyumlamasına ihtiyaç yoktur,
2. Kabul edilebilir: Minör okluzal temas uyumlamasına ihtiyaç vardır,
3. Düzeltme gerekli: Majör okluzal temas uyumlamasına ihtiyaç vardır, şeklinde niteliksel olarak yapıldı.

Okluzal uyumlaması yapılan restorasyon ağızdan çıkarılmadan önce arayüz temas ilişkileri de band şeklinde diş ipi (Dental Floss PTFE, Curaprox, Mesa, U.S.) yardımıyla kontrol edilerek kaydedildi. Ve derecelendirme;

#### II. Arayüz Temasları:

1. Mükemmel: Diş ipi yalnızca basınç altında interdental boşluğa yerleştirilir,
2. Kabul edilebilir (1): Kontak hafif sıkı fakat diş ipi basınç altında yerleştirilir,
3. Kabul edilebilir (2): Kontak hafifçe zayıf diş ipi basınç uygulamadan tek hamlede yerleştirilir,
4. Düzeltme gerekli: Kontak zayıftır ve 100 µm metal yaprak kolaylıkla geçer, şeklinde niteliksel olarak yapıldı.



**Şekil 3.26.** Hazırlığı tamamlanan restorasyonun değerlendirilmesi  
Başlangıç ağız içi görüntüsü (A), vida aracılığıyla implant birleştirilen ve pasif uyumu onaylanmış restorasyonlar (B), farklı kalınlıklarda artikülasyon kâğıdı kullanılarak yapılan okluzal uyumlama sonrası hastanın inter-okluzal ilişkisi, okluzal uyumlama sonrası restorasyonun kontakt noktaları

### 3.7.1.2. Hasta Odaklı Değerlendirmeler

Kayıt alma ve restorasyon teslimi olmak üzere iki klinik aşamada yapıldı ve 0'dan 100'e kadar beşer puan aralıklı oluşturulmuş bir skala kullanıldı. Randomizasyona göre belirlenen ilk tarama postu ve restorasyon değerlendirme için kullanıldı. Değerlendirme zaman olarak restorasyonların uyumlanmasından on dakika sonrası seçildi. Kayıt alma aşamasında kayıt öncesi detaylı olarak anlatılan dd işleminle ilgili hastanın kaygı seviyesi belirlendi. Kayıt sonrasında ise işlem zorluğunun değerlendirilmesi istendi.

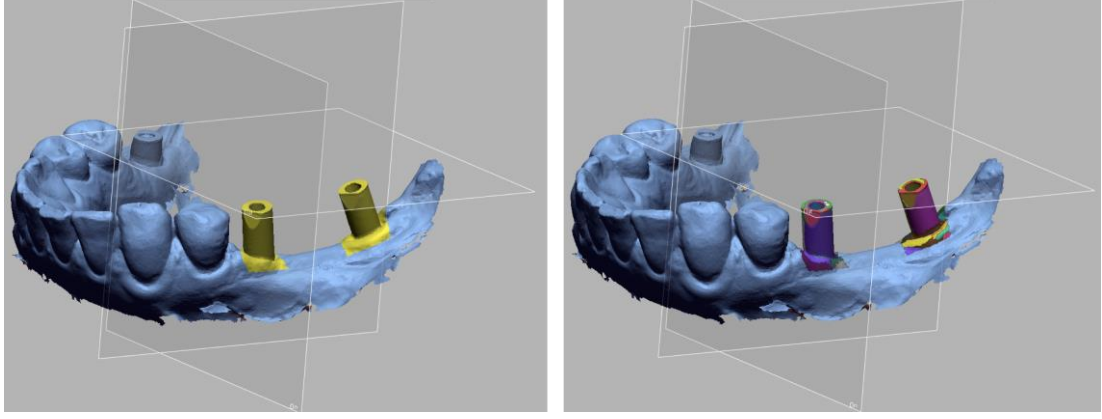
Restorasyon teslim aşamasında uyumlama için harcanan süre ve uyumlama sonrası restorasyonun rahatlık hissi değerlendirildi.

### 3.7.2. İkincil Veriler

Üç farklı tarama postu ile oluşturulan yüzey kayıtlarındaki implantların 3B uzaysal konumları “*reverse engineering*” işlemiyle elde edildi. İmplant aksını temsil eden eksenin -x, -y ve -z düzlemlerine göre açısız değerleri hesaplandı. Bu işlem çalışmada kullanılan üç adet tarama postu için de tekrarlandı.

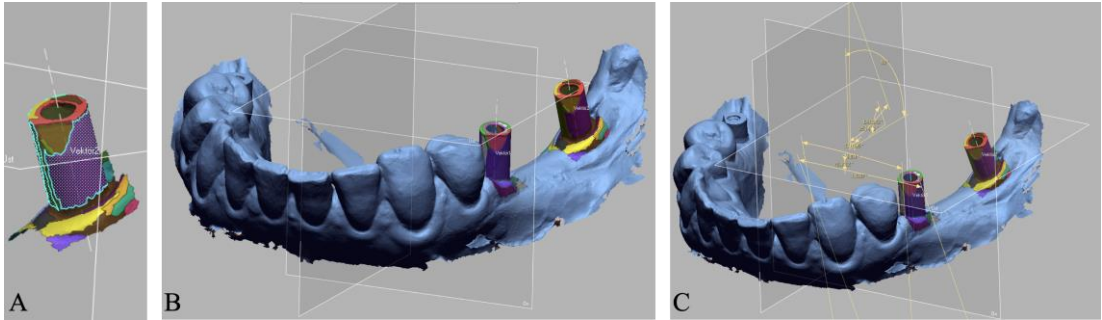
Çalışmaya dahil edilen vakanın tarama postu taramasını içeren yüzey kaydı yazılımından (3Shape A/S) .stl dosya formatı şeklinde dışa aktarıldı. Aktarılan veri analiz için bir “*reverse engineering*” yazılımında (Geomagic design X version 2016.1.0, 3D Systems Inc. Rock Hill, SC) içe aktarılarak açıldı. Tarama postlarını

içeren model üzerinde bölgesel hesaplama yapmak için tarama postları olan alan işaretlendi ve işaretlenen tarama postu bölgelere ayır seçeneği seçilerek bölgelere ayrıldı (Şekil 3.27).



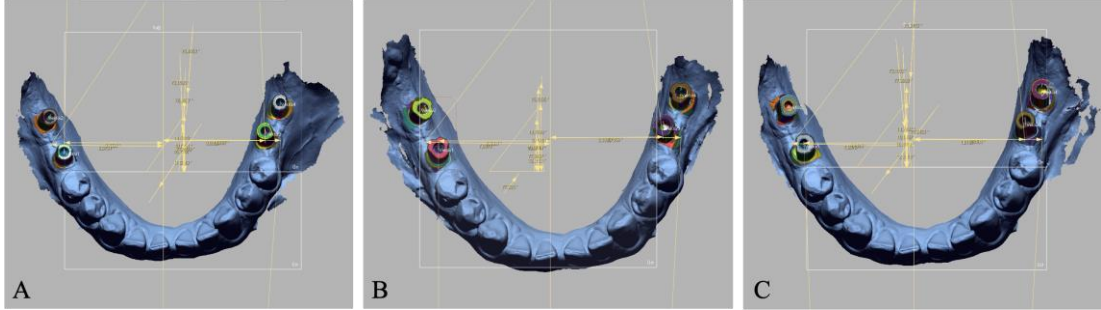
**Şekil 3.27.** Bölgesel hesaplama için tarama postu alanının seçilmesi (sol), seçilen tarama postunun segmentlere ayrılması (sağ)

Tarama postu üzerindeki bölgelerden dairesel olanlar seçildi. Bu bölgelerin merkezi yazılım tarafından hesaplandı ve merkezden bir vektör geçirildi. Vektörün ark taraması üzerinde oluşturulan referans  $-x$ ,  $-y$  ve  $-z$  düzlemlerine göre açısı hesaplandı. Bu hesaplama için açısal ölç seçeneği seçildi ve açı hesaplaması istenen düzlem seçilerek oluşturulan vektörle olan açısı hesaplandı (Şekil 3.28).



**Şekil 3.28.** Tarama postlarının 3B açısal değerlerinin belirlenmesi: Dairesel bölgelerin seçilerek merkezinden bir vektör geçirilmesi (A), iki tarama postu için de vektörlerin konumlandırılması (B) ve anteriordaki tarama postunun aksını temsil eden eksenin  $-x$ ,  $-y$  ve  $-z$  düzlemleri ile açılanmalarının hesaplanması (C)

Bu işlem çalışmaya dahil edilen tüm vakalarda her üç tarama postu için tekrarlandı (Şekil 3.29) ve Grup-I ile Grup-II arasındaki farklılıklar niceliksel olarak kayıt edildi.



**Şekil 3.29.** Çalışmaya dahil edilen tüm tarama postlarının (orijinal (A), jenerik (B), orijinal olmayan (C)) -x, -y ve -z düzlemleriyle olan açılma değerlerinin hesaplanması

### 3.8. İstatistiksel Analiz

Niceliksel ve niteliksel veriler üzerinde önemi olacağı düşünülen farklı tarama postları ve SP'lerin alt/üst çene lokasyon açısından istatistiksel veri analizi IBM SPSS 23 yazılımı kullanılarak Ki-kare testi ile yapıldı. Nicel değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk normallik testi ile incelendi. Normal dağılıma uyan nicel değişkenler için tanımlayıcı istatistikler olarak ortalama ve standart sapma, normal dağılıma uymayan değişkenler için ise ortanca, en küçük, en büyük ve çeyrekler arası genişlik değerleri kullanıldı. Nitel değişkenler sayı ve yüzdeler ile tanımlandı. Nicel ölçümler açısından gruplar arası karşılaştırmalar parametrik test koşulları sağlandığı durumlarda (normal dağılıma uygunluk) Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi (Repeated Measures ANOVA) kullanıldı, parametrik test koşulları sağlanmadığı durumlarda ise Genelleştirilmiş Tahmin Denklemleri (GEE) ile analiz edildi. Çalışmada istatistiksel anlamlılık düzeyi 0.05 olarak belirlendi.

## 4. BULGULAR

Çalışma grubuna 11 kadın, (yaş ortalaması 47,4) ve 8 erkek (yaş ortalaması 51,1) olmak üzere toplam 19 hastaya uygulanan iki implant destekli 25 adet SP dahil edildi. SP'lerin restoratif bilgileri Tablo 4.1 ve 4.2'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.** Restorasyonların okluzal üye sayısına göre çenelerdeki dağılımı

	2-üye	3-üye	4-üye
Alt	5	6	0
Üst	3	10	1

**Tablo 4.2.** Dişli/dişsiz sonlanım durumuna göre dört adet restorasyonun mezial ve distalde oluşturduğu 8, 21 adet restorasyonun mezial veya distalde oluşturduğu 21 adet arayüz temasının çenelerdeki dağılımı

	Alt çene	Üst çene	Arayüz temas sayısı
Dişli	1	3	8
Dişsiz	10	11	21
Toplam	11	14	29

### 4.1. Birincil Bulgular

Klinik olarak kayıt edilen veriler restoratif ve hasta odaklı olarak iki grupta değerlendirildi.

#### 4.1.1. Restoratif

SP'lerin implantlarla uyumunun değerlendirilmesi sonucunda tümü pasif olarak belirlendi. Restorasyon implant uyumunu takiben diğer iki değişken arayüz teması derecesi ve okluzal temasının uyumlama gereksinimi "*Likelihood Ratio*" testi



ile değerlendirildi. Her bir restorasyonun oluşturduğu arayüz temasının ( $\bar{x}$ : 1,1) derecesi ile ilgili bulgular Tablo 4.3'te, her bir restorasyonun oluşturduğu okluzal temasın ( $\bar{x}$ : 2,7) uyumlama gereksinimi ile ilgili bulgular ise Tablo 4.4'te sunulmuştur.

Arayüz temas ilişkisi, çene esaslı olarak alt ve üst çenede ayrı ayrı değerlendirildi. Alt çenede jenerik tarama postu diğer tarama postlarına kıyasla klinik olarak belirgin şekilde daha iyi arayüz temas ilişkisi gösterdi fakat bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. ( $p= 0,799$ ) Üst çenede ise tarama postlarının klinikte oluşturduğu arayüz temas ilişkisi dağılımlarının birbirine benzer olduğu kayıt edildi ve istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık belirlenmedi. ( $p= 0,934$ ) Alt çenedeki restorasyonların %47,2'si, üst çenedeki restorasyonların %51'i, üretilen tüm restorasyonların ise %49,4'ü mükemmel arayüz temas ilişkisi gösterdi (Tablo 4.3). Böylece tam dijital iş-akışı ile üretilen sabit protezler komşu dişlerle uyumlu arayüz temas ilişkisi oluşturmada güvenilir olarak belirlendi.

**Tablo 4.3.** Arayüz temas ilişkisi bulgularının çene ve yonteme göre sıklığı ve yüzdesi

		ARAYÜZ TEMAS DERECESESİ			
		1	2	3	Toplam
ALT	ORJ	5 (%41,7)	5 (%41,7)	2 (%16,7)	12 (%100,0)
	x-ORJ	5 (%41,7)	4 (%33,3)	3 (%25,0)	12 (%100,0)
	JNK	7 (%58,3)	4 (%33,3)	1 (%8,3)	12 (%100,0)
	Toplam	17 (%47,2)	13 (%36,1)	6 (%16,7)	36 (%100,0)
ÜST	ORJ	8 (%47,1)	8 (%47,1)	1 (%5,9)	17 (%100,0)
	x-ORJ	9 (%52,9)	6 (%35,3)	2 (%11,8)	17 (%100,0)
	JNK	9 (%52,9)	7 (%41,2)	1 (%5,9)	17 (%100,0)
	Toplam	26 (%51,0)	21 (%41,2)	4 (%7,8)	51 (%100,0)
TOPLAM	ORJ	13 (%44,8)	13 (%44,8)	3 (%10,3)	29 (%100,0)
	x-ORJ	14 (%48,3)	10 (%34,5)	5 (%17,2)	29 (%100,0)
	JNK	16 (%55,2)	11 (%37,9)	2 (%6,9)	29 (%100,0)
	Toplam	43 (%49,4)	34 (%39,1)	10 (%11,5)	87 (%100,0)

ORJ: Orijinal, x-ORJ: Orijinal olmayan, JNK: Jenerik

1: Mükemmel, 2: Kabul edilebilir (1), 3: Kabul edilebilir (2) (s. 83) parametrelerini ifade etmektedir.

Restorasyonların okluzal uyumlama gereksinimleri de arayüz temas ilişkisine benzer şekilde alt/üst çene olarak ayrı ayrı değerlendirildi. Alt çenede jenerik tarama postundan üretilen restorasyonların hiçbiri okluzal uyumlama gereksinimi göstermedi. Orijinal tarama postundan üretilen restorasyonların %9,1'i okluzal uyumlama gerektirirken, orijinal olmayan tarama postu için bu oran orijinal tarama postunun iki katı olarak belirlendi. Ancak farklı tarama postlarından üretilen restorasyonların okluzal uyumlama gereksinimleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. ( $p= 0,226$ ) Üst çenede ise orijinal tarama postu diğer tarama postlarına kıyasla dikkat çekici şekilde daha fazla okluzal uyumlama gereksinimi gösterdi fakat bu farklılık da istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. ( $p= 0.427$ ) Alt çenedeki restorasyonların %90'ı, üst çenedeki restorasyonların %88,1'i, üretilen tüm restorasyonların ise %89,3'ü okluzal uyumlama ihtiyacı göstermedi (Tablo 4.4). Böylece tam dijital iş akışı ile üretilen sabit protezlerin okluzal uyumlama gereksinimini azaltarak klinik olarak güvenilir olduğu görüldü.

**Tablo 4.4.** Okluzal ilişki uyumlama gereksinimi bulgularının sıklığı ve yüzdesi

		OKLUZAL UYUMLAMA		
		1	2	Toplam
ALT	ORJ	10 (%90,9)	1 (%9,1)	11 (%100,0)
	x-ORJ	9 (%81,8)	2 (%18,2)	11 (%100,0)
	JNK	11 (%100,0)	0 (%0,0)	11 (%100,0)
	Toplam	30 (%90,9)	3 (%9,1)	33 (%100,0)
ÜST	ORJ	11 (%78,6)	3 (%21,4)	14 (%100,0)
	x-ORJ	13 (%92,9)	1 (%7,1)	14 (%100,0)
	JNK	13 (%92,9)	1 (%7,1)	14 (%100,0)
	Toplam	37 (%88,1)	5 (%11,9)	42 (%100,0)
TOPLAM	ORJ	21 (%84,0)	4 (%16,0)	25 (%100,0)
	x-ORJ	22 (%88,0)	3 (%12,0)	25 (%100,0)
	JNK	24 (%96,0)	1 (%4,0)	25 (%100,0)
	Toplam	67 (%89,3)	8 (%10,7)	75 (%100,0)

1: Mükemmel, 2: Kabul edilebilir (s. 83) parametrelerini ifade etmektedir.

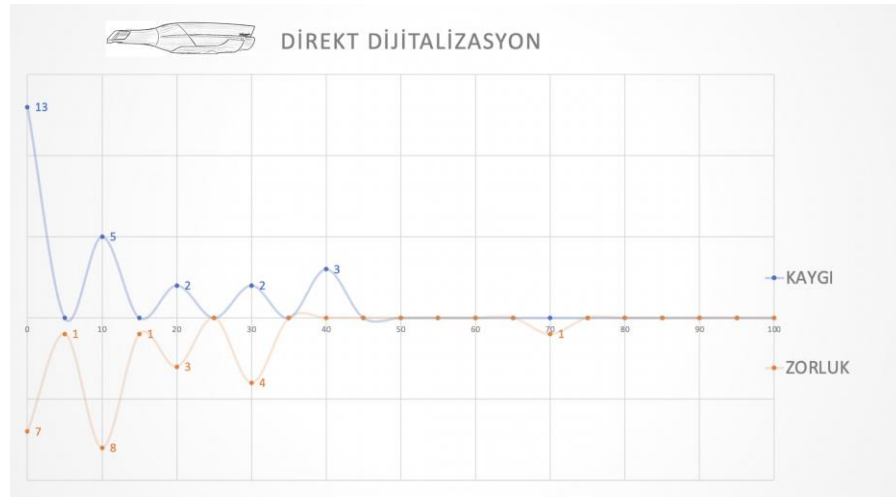
#### 4.1.2. Hasta Odaklı

Kayıt öncesi hastalardaki kaygı seviyesi ve kayıt sonrası alınan ölçünün zorluğu ile ilgili görsel analog skala değerlendirmelerinin tanımlayıcı istatistikleri Tablo 4.5'te sunulmuş, Şekil 4.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.5.** Kayıt alma aşamasındaki hasta odaklı verilerin tanımlayıcı istatistikleri

	Ort.	Std. S.	Min.	Maks.
<b>Kaygı</b>	10,8	14,4	0	40
<b>Zorluk</b>	14	15,6	0	70

Ağız içi tarayıcı ile klinik uygulama işlemi için hastaların 13'ünde (%52) kaygı düzeyi sıfır olarak belirlendi. Kaygı ile ilişkili hiçbir hasta 40 üzeri değer belirtmedi. Ölçü sonrası zorluk ise sadece bir kişi tarafından 70 olarak derecelendirildi. Kalan değerlendirmeler ise 0-30 arasında dağılım gösterdi.



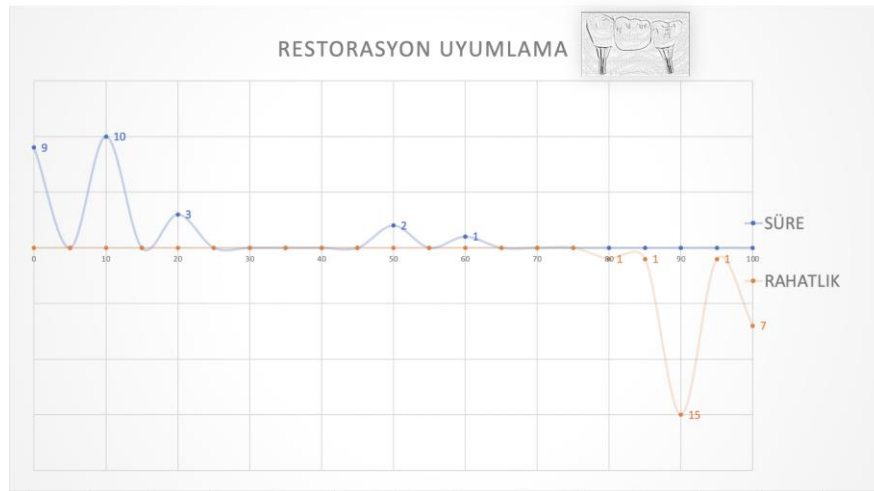
**Şekil 4.1.** Direkt dijitalizasyon aşamasında kayıt öncesi kaygı seviyesi ve işlem zorluğu ile ilgili hasta odaklı değerlendirmeler

Tam dijital modelsiz iş akışı ile üretilen SP'lerin klinik olarak uyumlanması için gereken süre ve teslim sonrası restorasyonun rahatlık hissi değerlendirildi. Değerlendirme sonuçları Tablo 4.6'da sunulmuş, şekil 4.2'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.6.** Uyumlama aşamasındaki hasta odaklı verilerin tanımlayıcı istatistikleri

	<b>Ort.</b>	<b>Std. S.</b>	<b>Min.</b>	<b>Maks.</b>
<b>Süre</b>	12,8	16,7	0	60
<b>Rahatlık</b>	92,4	5,4	80	100

Değerlendirme sonuçlarında restorasyonun uyumlama süresi uzunluğu için sadece üç hasta 50 ve üzeri değer verdi. Restorasyonun rahatlık hissi 23 hastada (%92) 90 ve üzeri olarak belirlendi.

**Şekil 4.2.** Uyumlama aşamasındaki süre ve restorasyonun rahatlığı ile ilgili hasta odaklı değerlendirmeler

#### 4.2. İkincil Bulgular

Üç farklı tarama postunun alt ve üst çenedeki 3B açılanma değerlerinin numeriksel olarak analizleri restorasyona destek olan mezial (orta hatta yakın) ve distal (orta hatta uzak) implant için ayrı ayrı incelendi.

##### 4.2.1. Mezial İmplant

Mezial implant ile birleştirilen üç farklı tarama postunun 3B açılı farklılığı üç düzlemde alt ve üst çene için ayrı ayrı değerlendirildi. -x düzlemindeki açılı farklılığı ortalaması alt çenede  $0,19^\circ - 0,45^\circ$ , üst çenede  $0,15^\circ - 0,35^\circ$  arasında; -y düzlemi için

açı farklılığı ortalaması alt çenede  $0,04^{\circ}$  -  $0,44^{\circ}$ , üst çenede  $0,03^{\circ}$  -  $0,13^{\circ}$  arasında; -z düzlemi içinse açı farklılığı ortalaması alt çenede  $0,28^{\circ}$ - $0,60^{\circ}$ , üst çenede  $0^{\circ}$ - $0,12^{\circ}$  arasında değişiklik gösterdi. Ancak her iki çene için de tarama postları arasında belirlenen bu açı farklılıkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.7).

**Tablo 4.7.** Mezial implant için üç farklı tarama postundan elde edilen verilerin çene esaslı detaylı tanımlayıcı istatistikleri

		ALT				ÜST			
		Ort.	Std. S.	Min.	Maks.	Ort.	Std. S.	Min.	Maks.
ORJ	-x	4,50	3,788	0,23	11,22	8,35	5,816	0,76	19,52
	-y	10,19	5,147	3,71	17,01	11,10	9,229	0,84	29,61
	-z	79,23	4,848	73,16	86,13	75,28	10,254	53,78	87,72
x-ORJ	-x	4,31	3,136	0,44	9,70	8,50	5,967	0,64	19,92
	-y	10,23	5,268	3,08	18,10	10,97	8,813	0,97	28,94
	-z	79,55	4,733	73,11	85,74	75,28	9,924	54,63	87,53
JNK	-x	4,05	3,676	0,01	11,64	8,15	5,895	0,01	18,02
	-y	9,79	5,218	3,10	17,86	11,00	9,187	0,98	29,64
	-z	79,83	4,512	73,36	86,67	75,40	10,104	54,31	88,03

Ort.: Ortalama, Std. S.: Standart Sapma, Min.: Minimum, Maks.: Maksimum

İstatistiksel analizde orijinal tarama postu referans olarak kabul edildiğinde jenerik tarama postunun sadece üst çene -y düzlemindeki açı değeri orijinal olmayan tarama postundan daha az bulundu. Diğer tüm lokalizasyon ve düzlemler için jenerik tarama postunun açı değerinin daha fazla olduğu belirlendi. Bir regresyon analiz çeşidi olan “*GEE (Generalized Estimating Equations)*” analizi sonuçlarına göre; alt

ve üst çene ayırımı göz önüne alındığında mezial implanttaki üç farklı tarama postunun -x, -y ve -z düzlemleriyle oluşturduğu açıl değerler arasındaki farklılık %95 güven aralığında istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ) ( Tablo 4.8).

**Tablo 4.8.** Mezial implant ile birleştirilen üç farklı tarama postunun 3B açılma değerlerinin çene esaslı karşılaştırmalı bulgular

			B	Std. S.	95% Wald Confidence Interval		Hypothesis Test
					Lower	Upper	Sig.
-x	ALT	JNK	-,451	,4974	-1,426	,524	,364
		x-ORJ	-,187	,2512	-,679	,306	,457
		ORJ	0 <sup>a</sup>				
	ÜST	JNK	-,197	,1804	-,551	,156	,274
		x-ORJ	,151	,1075	-,059	,362	,159
		ORJ	0 <sup>a</sup>				
-y	ALT	JNK	-,404	,4720	-1,329	,521	,392
		x-ORJ	,033	,2397	-,437	,502	,892
		ORJ	0 <sup>a</sup>				
	ÜST	JNK	-,107	,0951	-,293	,080	,262
		x-ORJ	-,134	,1614	-,450	,182	,407
		ORJ	0 <sup>a</sup>				
-z	ALT	JNK	,593	,5377	-,461	1,647	,270
		x-ORJ	,316	,1994	-,075	,707	,113
		ORJ	0 <sup>a</sup>				
	ÜST	JNK	,117	,1293	-,136	,371	,364
		x-ORJ	,002	,1558	-,304	,307	,991
		ORJ	0 <sup>a</sup>				

#### 4.2.2. Distal İmplant

Distal implant ile birleştirilen üç farklı tarama postunun 3B açıl farklılığı alt ve üst çene için ayrı ayrı değerlendirildi. -x düzlemindeki açıl farklılığının ortalaması alt çenede  $0,03^\circ - 0,26^\circ$ , üst çenede  $0,01^\circ - 0,07^\circ$  arasında; -y düzlemi için açıl farklılığının ortalaması alt çenede  $0,01^\circ - 0,27^\circ$ , üst çenede  $0,14^\circ - 0,31^\circ$  arasında; -z

düzlemi içinse alt çenede  $0,06^{\circ}$ -  $0,84^{\circ}$ , üst çenede  $0^{\circ}$ -  $0,06^{\circ}$  arasında değişiklik gösterdi. Fakat tarama postları arasında belirlenen bu açı farklılıkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.9).

**Tablo 4.9.** Distal implant için üç farklı tarama postundan elde edilen verilerin çene esaslı detaylı tanımlayıcı istatistikleri

		ALT				ÜST			
		Ort.	Std. S.	Min.	Maks.	Ort.	Std. S.	Min.	Maks.
ORJ	-x	6,55	4,752	1,06	17,90	8,27	5,893	0,38	20,40
	-y	11,88	6,823	1,49	25,15	9,73	6,264	0,95	23,41
	-z	74,30	5,493	64,80	83,20	76,16	7,001	58,09	83,71
x-ORJ	-x	6,29	4,928	0,09	18,14	8,20	5,658	0,26	19,25
	-y	12,14	6,951	1,06	25,12	9,56	6,605	0,38	24,28
	-z	75,14	5,964	64,88	83,47	76,10	7,017	58,19	83,72
JNK	-x	6,32	5,510	0,65	20,80	8,21	5,403	0,71	18,65
	-y	12,15	6,520	2,35	25,74	9,87	6,778	1,24	25,56
	-z	75,08	5,824	64,25	83,34	76,16	7,218	57,52	84,79

Orijinal tarama postu standart kabul edildiğinde orijinal olmayan tarama postunun sadece alt çene -y düzlemindeki açı değeri jenerik tarama postundan daha az bulundu. Diğer tüm lokalizasyon ve düzlemler için orijinal olmayan tarama postunun açı değerinin daha fazla olduğu belirlendi. Bir regresyon analiz çeşidi olan “GEE (*Generalized Estimating Equations*)” analizi sonuçlarına göre; alt ve üst çene ayrımı göz önüne alındığında distal implanttaki üç farklı tarama postunun -x, -y ve -z düzlemleriyle oluşturduğu açısal değerler arasındaki farklılık %95 güven aralığında istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.10).

**Tablo 4.10.** Distal implant ile birleştirilen üç farklı tarama postunun 3B açılanma değerlerinin çene ayırmalı karşılaştırmalı bulguları

			B	Std. S	95% Wald Confidence Interval		Hypothesis Test
					Lower	Upper	Sig.
<b>-x</b>	<b>ALT</b>	<b>JNK</b>	-,231	,4719	-1,156	,694	,625
		<b>x-ORJ</b>	-,265	,2332	-,722	,192	,256
		<b>ORJ</b>	0 <sup>a</sup>				
	<b>ÜST</b>	<b>JNK</b>	-,064	,2008	-,457	,330	,751
		<b>x-ORJ</b>	-,076	,1530	-,375	,224	,622
		<b>ORJ</b>	0 <sup>a</sup>				
<b>-y</b>	<b>ALT</b>	<b>JNK</b>	,270	,3869	-,489	1,028	,486
		<b>x-ORJ</b>	,260	,1965	-,125	,645	,185
		<b>ORJ</b>	0 <sup>a</sup>				
	<b>ÜST</b>	<b>JNK</b>	,142	,2060	-,262	,545	,492
		<b>x-ORJ</b>	-,170	,3200	-,797	,457	,596
		<b>ORJ</b>	0 <sup>a</sup>				
<b>-z</b>	<b>ALT</b>	<b>JNK</b>	,786	1,0092	-1,192	2,764	,436
		<b>x-ORJ</b>	,844	1,0282	-1,171	2,859	,412
		<b>ORJ</b>	0 <sup>a</sup>				
	<b>ÜST</b>	<b>JNK</b>	-,001	,1759	-,346	,343	,995
		<b>x-ORJ</b>	-,059	,0944	-,244	,126	,534
		<b>ORJ</b>	0 <sup>a</sup>				



## 5. TARTIŞMA

Bu metodolojik klinik çalışmada, tam dijital iş akışına uygun olarak üretilen implant destekli kısa sabit protezlerin direkt dijitalizasyonu için kullanılan üç farklı tarama postu ve ilişkili kütüphanesinin hassasiyeti klinikte implant ile olan uyum, okluzal ve arayüz temas ilişkisi açısından ve hasta odaklı olarak değerlendirilirken, analitik olarak tarama postlarının 3B açılanmaları sanal model üzerinde analiz edildi. Klinik parametreler ve 3B açılanma değerleri açısından tarama postları arasında belirlenen farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığı için çalışmanın sıfır hipotezi kabul edildi.

Direkt dijitalizasyon işleminin veri toplama aşamasında farklı tarama yaklaşımları uygulanabilmektedir. Bu yaklaşımlar üç şekilde sınıflandırılabilir:

1. tam ve bölümlü ark taraması,
2. farklı tarama stratejileri ve
3. implant destekli restorasyonlar için yapılan tek ve iki aşamalı tarama.

Direkt dijitalizasyonda tam ve bölümlü ark şeklinde uygulanan tarama yaklaşımlarının doğruluğunu değerlendiren iki çalışma mevcuttur [218, 250]. Bu çalışmalardan in-vitro olanında beş farklı maksiller ve mandibular model konfokal mikroskopi ve triangulasyon teknolojileri ile çalışan iki farklı tarayıcı ile tam ve bölümlü ark şeklinde taranmıştır. Referans veriler endüstriyel tarayıcı kullanılarak elde edilmiş ve ağız içi tarayıcılardan elde edilen verilerle bir yazılım aracılığıyla karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda tam ve bölümlü ark taramalarının hassasiyeti açısından farklılık görülmemiştir. Tarayıcı tipinin de doğruluk ve hassasiyet üzerinde etkisi görülmemiştir [218].

Konuyla ilgili diğer çalışma klinik çalışmadır ve ortodonti alanındadır. Çalışmaya [250] 3.molarlar hariç diş eksikliği bulunmayan 20 hasta dahil edilmiş ve konfokal mikroskopi teknolojisini kullanan bir tarayıcı ile alt/üst çeneden tam ve bölümlü ark şeklinde kayıt alınmıştır. Bölümlü ark taraması anterior sağ/sol ve posterior sağ/sol olmak üzere dört şekilde kategorize edilmiştir. Çalışma sonucunda bölümlü ark taraması doğruluğunun tam ark taramaya göre daha yüksek olduğu

bildirilmiştir. Tam ark tarama için en az doğruluk değeri ise alt çene sağ posterior bölgede görülmüş olmasına rağmen sol bölge ile arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu bölgedeki doğruluğun daha az olmasının sebebi üretici firmanın taramaya sol posterior bölgeden başlamayı önermesi olarak gösterilmiştir. Farklı in-vitro çalışmalar tarafından da desteklenen bu durumun sebebi; tarama sırasında arkın ikinci yarısına geçildiğinde biriken deformasyon sebebiyle hassasiyetin azalması olarak bildirilmiştir. [233, 251]

Yayınlanan bir başka in-vitro çalışmada ise tarama yaklaşımı doğrudan tam ve bölümlü ark taraması şeklinde uygulanmamış fakat tam ark şeklinde yapılan tarama kısa bölümlere ayrılarak esas tarama ile karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada üst çene tam ark dişli bir modelden referans tarayıcı ile tarama yapılarak referans model oluşturulmuştur. Aynı modelden analog ve dijital yöntemlerle de kayıt alınmış ve tüm kayıtlar onar kez tekrarlanmıştır. Dijital kayıt için sekiz farklı tarayıcı kullanılmış ve bu grup test grubu olarak belirlenmiştir. Analog kayıt ise indirekt yöntemle dijitalize edilmiş ve kontrol grubu olarak seçilmiştir. Toplanan veriler tam ark, anterior ve posterior şeklinde ayrılmış, bir yazılım yardımıyla referans model ile karşılaştırılarak 3B değerlendirmeleri yapılmıştır. Tam ve bölümlü ark kayıt yöntemleri arasındaki farklılık test grubunda istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Çalışma sonucunda ağız içi tarayıcılardan elde edilen dijital kayıtların bölümlü ark tarama için geçerli bir alternatif olduğu belirtilirken tam ark için sınırlamaları bulunduğu bildirilmiş olmasına rağmen üçgenleme ve paralel konfokal mikroskopi teknolojilerinin kullanan tarayıcıların klinik olarak kabul edilebilir doğruluk ve hassasiyette sonuçlar verdiği gösterilmiştir [252].

Direkt dijitalizasyonda uygulanan farklı tarama yaklaşımlarından ikincisi tarama stratejisidir. Ağız içi tarayıcılar için üretici firma tarafından önerilen özel tarama protokolleri bulunmaktadır ve taramaya başlangıç yeri, tarama yönü ve tarama şekli farklılık gösterebilmektedir. Tam ark için üçgenleme teknolojisi ile çalışan iki farklı ağız içi tarayıcı ile en doğru sonucu veren tarama stratejisini belirlemek ve uygulanan stratejilerle ilişkili süreleri saptamak amacıyla yapılan in-vitro bir çalışmada her iki ağız içi tarayıcı için de farklı başlangıç yeri, yönü ve tarama şekli içeren 13 farklı tarama stratejisi kullanılmış ve dijital kayıt alınmıştır.

Bu kayıtlar referans tarayıcı ile elde edilen verilerle karşılaştırılmıştır. Yapılan taramalar arasında tam ark tarama için en yüksek doğruluk ve hassasiyet gösteren strateji, bir tarayıcı grubu için sırasıyla palatinal, okluzal ve bukkal yüzeylerin tarandığı strateji olarak belirlenmiştir. Bukkal yüzey taranırken 2. molar dişten taramaya başlanmış ve karşıt taraf kanin dişe kadar tarama yapılmıştır. Ardından tarayıcı durdurularak taranmayan taraftaki 2.molar dişten tekrar taramaya başlanmış ve son taranan diş olan kanin dişe kadar tarama yapılarak ilgili ark taraması tamamlanmıştır. Diğer tarayıcı içinse stratejiler arasındaki farklılık anlamlı bulunmamıştır [253].

Bölümlü ark taramasının doğruluğunun tam ark tarama ile karşılaştırıldığı çalışmada yaklaşımlar arasında farklılık bulunmadığı yukarıda belirtildi [252]. Bu bilimsel desteğe ilave olarak aşağıdaki klinik gereksinimler sebebiyle çalışmamızda tam ark tarama yaklaşımı tercih edildi. Çalışmaya dahil edilen vakalar tek ve çift taraflı dişsizliğe sahip olduğu için tam ark tarama ile tarama yaklaşımının standardizasyonunu sağlandı. Tek taraflı dişsizliğe sahip vakalardan alınan tam ark dijital kayıt sayesinde karşıt kadrındaki dişler restorasyonların tasarımı aşamasında rehber olarak kullanıldı. Bazı vakalarda karşıt kadrındaki dişler direkt kopyalanarak sadece intra- ve interark ilişkileri ayarlandı. Çalışma kapsamında üretilen restorasyonların kısa SP'ler olması da tarama stratejisinin seçiminde etkili olan bir faktör oldu. Çünkü tam ark taramada oluşan deformasyonun restorasyonların tam ark-tek parça olmaması sebebiyle uyumu etkilemeyeceği öngörüldü. Son olarak ise okluzal ilişki kaydının maksimum diş teması ile daha doğru oluşturulabileceği ve çift taraflı kapanış kaydında karşıt taraftaki dişlerin kapanış kontrolünü sağlamanın daha kolay olacağı düşüncesi tam ark taramanın tercih edilme sebebidir.

Çalışmaya dahil edilen vakaların dişsiz boşluklarının farklı lokalizasyonlarda olması ve bazı vakalarda çift taraflı dişsiz boşluk bulunması sebebiyle taramaya başlangıç yeri dental ark olarak standardize edildi. Dental ark taranırken firma önerilerine uyuldu ve tarama üç yönde tamamlandı. Yumuşak dokuda tarama kolaylığı sağlamak amacıyla tarama protokolü modifiye edildi. (Şekil 3.7) Yumuşak doku taraması tarayıcı ucu hafif eğimlendirilerek, kret tepesindeki keratinize dokudan ayrılmadan medio-lateral yönde ve sekiz şeklinde tarama yolu çizilerek

tamamlandı. İmplant destekli tam ark dijital kaydının doğruluğunu artırmak için kullanılan yöntemlerin incelendiği sistematik derlemede doğruluğun optimizasyonu için en iyi yöntemin hala net olmadığı belirtilmiş olmasına rağmen tarama boyunca modifiye yöntemlerin kullanılmasının taramanın doğruluğunu artırabileceği bildirilmiştir [254].

Ağız içi tarayıcının kullanıldığı farklı tarama yaklaşımlarından üçüncüsü de tarama postunun taranmasıdır. Bu başlıkta implant çevresi yumuşak doku ve tarama postu taramalarının ayrı ayrı yapıldığı iki aşamalı tarama ve bu taramaların birlikte yapıldığı tek aşamalı tarama olmak üzere iki farklı tarama yaklaşımı uygulanabilmektedir.

Motel ve ark. tarafından yayınlanan in-vitro bir çalışmada sadece bölümlü dişsiz alanı taklit eden titanyum modeller içerisine implantlar yerleştirilmiş ve dijitalizasyon işlemi üç farklı tarama postu kullanılarak yapılmıştır. Modeller ilk olarak endüstriyel tarayıcı ile dijitalize edilerek referans modeller oluşturulmuş ve konfokal mikroskopi teknolojisi ve görüntü birleştirme algoritması kullanan bir tarayıcı ile karşılaştırılmıştır. Tarama postlarının taraması için tek ve iki aşamalı olmak üzere iki farklı tarama yaklaşımı uygulanmıştır. Elde edilen veriler bir yazılım yardımıyla referans verilerle karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda dijital kaydın doğruluğunun tarama yaklaşımından etkilendiği ve klinik pratik için tek aşamalı taramanın daha yararlı olduğu bildirilmiştir. Çalışmada aynı zamanda tarama postları arasındaki açılı farklılıkları da değerlendirilmiş ve iki aşamalı taramada postlar arasındaki açılı farklılıkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır [255].

Çalışmamızda tarama postlarından elde edilen veriler iki aşamalı tarama yaklaşımı ile elde edildi. Üç farklı tarama postundan elde edilen klinik ve analitik veriler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı. Bu bulgu iki aşamalı taramanın kısa bölümlü dişsizliklerdeki klinik uygulanabilirliğinin önemli bir kanıtı olarak değerlendirildi.

Konuyla ilgili olarak literatürde her ne kadar tek aşamalı taramanın daha doğru sonuçlar gösterdiği belirtilse de çalışmanın dental ve yumuşak dokuları taklit

etmekten çok uzak bir laboratuvar çalışması olması dikkate alınması gereken önemli bir faktördür. Modelin iki aşamaları tarama için sağlam referans noktasının olmaması ve tarama esnasında yansımaya sebep olma ihtimalinin bulunması çalışmanın önemli yetersizliklerindedir [255].

Çalışmamızın koşullarına ilaveten günlük klinik pratikte diş ve implant destekli restorasyonlar sıklıkla birlikte yapılmakta ve bu durum koşulları zorlaştırmaktadır. Bu tip endikasyon varlığında diş preparasyonu, implantın 3B pozisyonunun belirlenmesi ve implant çevresindeki şekillendirilmiş yumuşak doku transferinin aynı tarama içerisinde eş zamanlı kaydedilmesi kontrolü ve doğruluğu etkileyeceğinden tarama postu taramasının ayrı bir aşamada yapılmasının daha doğru olacağı düşünülmektedir. Klinik pratikte tek aşamalı tarama, uzun/tam dişsizlik durumunda referans olabilecek anatomik yapıların kısıtlı olması taramayı zorlaştırabileceğinden toplanan veriyi normal sınırlarda tutmak amacıyla ve yumuşak doku şekillendirmesinin üretilen daimî restorasyonla yapılacağı durumlarda tercih edilebilir.

Klinikte yapılan dijitalizasyon işleminde yukarıda açıklanan üç etkenin yanı sıra tarama yapılan ortamın aydınlatma koşullarının da tarama doğruluğu üzerinde etkili olduğu bilinmektedir. Bu konu yakın zamanda yayınlanan in vitro [256] ve klinik bir çalışmada [257] değerlendirilmiştir. Aydınlatma koşulları: dental koltuğun ışığı: 10000 lux, oda ışığı: 1003 lux, doğal ışık: 500 lux ve ışık yok: 0 lux olmak üzere dört şekilde sınıflandırılmıştır. In vitro çalışmada farklı aydınlatma koşullarında üç farklı ağız içi tarayıcı test edilirken, klinik koşullarda tek bir tarayıcı değerlendirilmiştir. Bu çalışmalardan elde edilen bulgular, aydınlatma koşullarının doğruluğu önemli ölçüde etkilediğini, ancak en yüksek doğruluğu gösteren aydınlatma koşulunun farklı ağız içi tarayıcı sistemleri için farklı olduğunu ortaya koymaktadır. Bu çalışmaların sonucu başka bir in-vitro çalışma ile de desteklenmiştir ve çalışma sonucunda fotoğraf esaslı tarama tekniği kullanan tarayıcıların, video esaslı tarama tekniği kullananlara göre daha yüksek mesh kalitesi değeri gösterdiği bildirilmiştir [258].

Çalışmamızda ortam oda ışığı ile aydınlatıldı ve dental koltuk doğrudan ışık almadı. Yukarıda açıklanan çalışmalarda [256, 257] doğruluğu değerlendirilen

tarayıcılardan biri de bizim çalışmada kullandığımız konfokal mikroskopi teknolojisini kullanan, fotoğraf esaslı kayıt alan bir tarayıcıdır. Taramalar yukarıdaki çalışmanın koşulları ile benzer bir ortamda yapılmıştır. Farklı aydınlatma koşullarında en yüksek tutarlılığı ve mesh kalitesi değerlerini yine bu tarayıcı göstermiştir [258].

Ağız içi tarayıcı kullanılarak alınan dijital kaydın doğruluğunu etkileyen ana değişkenlerin yanı sıra literatürde sıklıkla çalışılan bir diğer değişken de tarama postlarıdır. Postun yüzey tasarımı, geometrisi ve üretildiği materyalin toplanan verinin doğruluğu üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir [234]. Tarama postunun üretildiği materyalin yüzey özelliği, posttan elde edilen yüzey verisini nokta bulutu sayısı açısından etkilerken, implant ile bağlantı bölgesi materyali ise implantla olan uyumunu ve aşınma direncini etkilemektedir [6, 9].

Yayınlanan bir laboratuvar çalışmasında dijitalizasyon için açılı bizotajlı yüzey içeren silindirik, servikal bölgede silindirik/ koronal alanda hafif oval ve düz yüzey içeren basamaklı silindirik şekilli olmak üzere üç farklı geometrik şekle sahip tarama postu kullanılmıştır. Tarama postları endüstriyel bir tarayıcı ile taranmış ve referans taramalar elde edilmiştir. Ağız içi tarayıcı ile oluşturulan taramalar bir yazılım aracılığıyla referans tarama ile karşılaştırılmış ve açısal/doğrusal sapmalar değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda dijitalizasyonun doğruluğunun tarama postunun geometrik özelliğinden etkilenebileceği bildirilmiştir. Düz ve basit bir tasarıma sahip tarama postları, önemli ölçüde daha küçük sapmalarla ilişkilendirilmiştir [255].

Tarama postu materyalinin tam ark dd'nin doğruluğu üzerine etkisini inceleyen in vitro bir çalışmada PEEK ve titanyum materyalleri kullanılarak üretilen tek ve iki parçalı tarama postları ile dijitalizasyon sağlanmıştır. Elde edilen veriler algoritmalar yoluyla değerlendirilip doğrusal ve açısal sapmalar hesaplanmış ve tarama postunun üretildiği materyalin doğrusal ve açısal ölçüm sonuçları üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir [232].

Literatürde tarama postu materyali ve tasarımının doğruluk üzerine etkisini değerlendiren klinik çalışma bulunmamaktadır. 2021 yılında yayınlanan bir

sistematik derleme de bunu vurgular niteliktedir. Bu sistematik derlemede tam ark direkt dijital implant kaydının doğruluğu üzerinde farklı değişkenlerin etkisi değerlendirilmiş ve tarama postunun etkisini inceleyen üç çalışma dahil edilmiştir. Dahil edilen çalışmaların hepsi in-vitrodur. Konuyla ilgili hiçbir klinik çalışma bulunamamıştır [259]. Farklı tarama postlarının analitik ve restoratif veriler üzerindeki etkisini değerlendiren ilk klinik çalışma bizim çalışmamızdır ve konuyla ilgili klinik uygulama için hekimlere sunulan en üst düzey kanıt bu çalışmadan gelmektedir.

Çalışmamızda da geometrik olarak açılı bizotajlı yüzey içeren silindirik, tek düz yüzey içeren silindirik (Şekil 3.14) ve basamaklı yapıda servikalde silindirik/koronalde düz bir yüzey içeren oval şekilli (Şekil 3.9) olmak üzere üç farklı tasarımda ve PEEK, titanyum ve alüminyum olmak üzere üç farklı materyal kullanılarak üretilmiş tek ve iki parçalı tarama postları kullanıldı. Çalışma sonucunda tarama postlarının 3B açısal değerleri arasındaki farklılık anlamlı bulunmadı.

Çalışma dahilinde üretilen restorasyonun doğruluğu üzerinde tarama postunun tasarım ve materyal farklılıklarının etkisi olmadığı belirlendi. Doğruluk üzerinde etkili esas etkenin dijital kaydın kalitesi olduğu düşünülmektedir. Tarama postunun tarama kalitesini değerlendirirken dikkat edilmesi gereken temel unsurlar; tarama postu referans bölgesinin taraması, yüzey taraması bütünlüğü, tarama postunun ilk taramayla entegrasyonu, yüzey pürüzlülüğü varlığı ve tarama postunun geometrisi gibi değişkenlerdir. (Şekil 3.11) CAD kütüphanesi ile eşleşen tarama postu verilerinin kalitesi üzerinde tarama postunun etkisini değerlendirmek amacıyla yapılan retrospektif bir çalışmanın sonuçlarında tarama postunun kesikli geometrisinin deformasyonsuz ve pürüzsüz yüzey taraması üzerinde olumlu etkiye sahip olduğunu bildirmiştir. Özellikle mandibular posterior bölgede geometrik olarak silindirik yapıya sahip tarama postunun daha fazla sapma ve birleştirme hatası gösterdiğini bildirmiştir [235]. Bu çalışmayla uyumlu olacak şekilde çalışmamızda taramanın doğruluk değerlendirmesi ve kütüphane ile eşleştirme adımının kontrolü dijital kaydı alan ve restorasyonların klinik değerlendirmesini yapan araştırmacı (F.D.) tarafından yapıldı. Konuyla ilgili önerimiz tarama postu ile ilişkili diğer

değişkenlere odaklanılmadan dijital kaydı doğru şekilde tamamlamaya odaklanılması yönündedir. Bu konuda klinik tecrübe ve bilgi birikimi önem arz etmektedir.

Literatürde tarama postu dijital kaydının doğruluğunu klinik olarak değerlendiren çalışma bulunmamaktadır. Ayrıca in vitro çalışmalarda sadece açısız ve doğrusal ölçümler yapılmış, restorasyon ile ilgili herhangi bir değerlendirme olmamıştır. Başka bir deyişle farklı tarama postlarının dijital kaydının klinik etkisi göz ardı edilmiştir. Tarama postunun hassasiyetinin üretilen restorasyonun direkt olarak implant ile uyumunu, indirekt olarak ise okluzal ve arayüz temas ilişkilerini etkilediği düşünülmektedir. Dijitalizasyon ve restoratif materyal alanındaki yenilikler bu iki alanı birbirine yakınlaştırmış ve tam kontur restorasyonların ön plana çıkmasına sebep olmuştur. Günümüzde tam kontur restorasyonlar için farklı materyal seçenekleri bulunmasına rağmen zirkonyumun gelişen fiziksel özellikleri ve düşük maliyeti tam kontur restorasyonlar için endikasyon alanını genişletmiştir. Ancak zirkonyumun kimyasal içeriği sebebiyle klinik uyumlama adımında dikkatli olunması gerekmektedir. Çünkü yapılan işlemler materyali oluşturan fazlarda değişikliğe sebep olarak, dayanıklılığında potansiyel bir kayba yol açabilmektedir [260]. Yapılan çalışmalarda aşındırma sonucu monolitik restorasyonların yüzeyinde oluşan mikro-pürüzlülüğün, materyalin mekanik özelliklerini zayıflatacağı ve bu alanlarda çatlakların oluşmasına sebep olabileceği bildirilmiştir [261, 262]. Bu etkenler değerlendirildiğinde, monolitik zirkonyumların klinik okluzal uyumlama miktarlarını en aza indirmek gerekmektedir.

Prospektif bir klinik çalışmada üç üyeli diş destekli restorasyonlar için tam dijital ve analog iş-akışları okluzal doğruluk açısından karşılaştırılmıştır. Tam dijital iş-akışı kullanılan grup test grubu olarak belirlenmiş ve monolitik zirkonya uygulanmıştır. Analog iş-akışı kullanılan grup ise kontrol grubu olmuştur. Yüz arkı kaydı alınmış ve modeller yarı ayarlanabilir artikülatöre transfer edilmiş ve metal-seramik restorasyonlar üretilmiştir. Restorasyonlar uyumlama öncesi ve sonrasında dijitalize edilmiş ve veriler bir yazılım yardımıyla karşılaştırılarak klinik uyumlama aşamasındaki boyutsal değişiklikler değerlendirilerek karşılaştırılmıştır. Çalışmada ortalama okluzal uyumlama miktarı test ve kontrol grubu için sırasıyla 7.63 mm (+7.02) ve 25.95 mm (+39.61) olarak tespit edilmiştir. İki iş-akışı arasındaki



uyumlama farklılığı klinik olarak fark edilebilir bulunmuştur. Çalışma sonucunda tam dijital iş-akışının diş destekli kısa sabit protezler için yüksek okluzal doğruluk gösterdiği belirlenmiştir [155].

Yayınlanan bir RKÇ’de tam dijital iş-akışı ile üretilen implant destekli vida tutuculu tek kronlar test grubu olarak belirlenmiştir. Kontrol grubu ise yarı dijital iş-akışı ile üretilen restorasyonlar olmuştur. Restorasyonlar uyumlama öncesi ve sonrasında dijitalize edilmiştir. Elde edilen dijital modeller bir yazılım yardımıyla karşılaştırılarak klinik uyumlama aşamasındaki boyutsal değişiklikler değerlendirilmiş ve karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda tam dijital iş-akışı ile üretilen restorasyonların okluzal doğruluğu daha iyi bulunmuş, okluzal ve arayüz temas ilişkisinde daha az uyumlama gereksinimi göstermişlerdir [159].

Diş veya implant destekli sabit protezlerde tam dijital iş-akışını analog ve/veya yarı dijital iş-akışlarıyla karşılaştırmak amacıyla hazırlanan sistematik derlemenin sonuçları tam dijital iş-akışının klinikte yüksek uygulanabilirliğe sahip olduğunu ve implant destekli kronlar için yarı dijital iş-akışına göre iki kat daha hızlı olduğunu göstermiştir [137].

Çalışmamızda üretilen SP’ler tam dijital iş-akışı ile klinik gerçeklerle uyumlu olacak şekilde tam kontur şeklinde tasarlandı, üretildi ve okluzyon klinik olarak değerlendirildi. Literatürdeki çalışmalar dahilinde restorasyonların okluzal uyumlama ihtiyacının azalacağı ön görüldü. Çalışma sonuçları öngörümüzle uyumlu sonuçlar verdi ve alt çenedeki restorasyonların %90’ı, üst çenedeki restorasyonların %88,1’i, üretilen tüm restorasyonların ise %89,3’ü okluzal uyumlama ihtiyacı gerektirmedi. Bununla birlikte üç farklı tarama postundan üretilen restorasyonların uyumlama gereksinimleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

Son yıllarda yapılan çalışmalarda hasta odaklı değerlendirmeler ön plana çıkmıştır. Hasta odaklı değerlendirmeler görsel analog skala veya evet/hayır soruları kullanılarak hastaların bakış açısından bir klinik protokolün yeterince pratik ve tatmin edici olup olmadığına karar vermek için kullanılmaktadır. [263] Üretilen restorasyonla ilgili hasta ve hekimin değerlendirme parametreleri farklı olduğu için bu değerlendirmelerin sonuçları önemlidir.

Tek üye implant destekli kron yapımı için alınan tam ark analog ve dijital kaydın hasta tercihi ve süre açısından değerlendirildiği bir klinik çalışmada hasta odaklı sonuçlar görsel analog skala yardımıyla toplanmıştır. Çalışma sonucunda dijital kaydın analogla kıyasla daha az zaman aldığı ve daha konforlu olduğu bildirilmiştir [264]. Hasta odaklı sonuçları değerlendiren bir RKÇ’de de önceki çalışma ile benzer sonuçlar belirlenmiş ve hastaların dijital kayıt memnuniyeti, geleneksel kayıttan önemli ölçüde daha yüksek bulunmuştur [265]. Bu konuyla ilgili yayınlanmış klinik çalışmalar, genellikle kayıt alma aşaması için dijital ile analog kaydı karşılaştırmış ve hasta tercihi, tedavi konforu ve zaman verimliliği gibi hasta odaklı sonuçları tanımlamıştır. [153, 266]

Çalışmamızda hastaların konforu dijital kaydın kolaylığı ve kaygı seviyesi ile ölçülürken, tatmin üretilen restorasyonların uyumlama ihtiyacı ve rahatlık hissi ile değerlendirildi. Kayıt alma aşamasında kullanılan dijital kayıt hastaların %96’sı tarafından kolay olarak belirlenirken, hastaların yarısının kaygı seviyesi sıfır olarak tespit edildi. Restorasyonları uyumlama süresi hastaların %88’i tarafından kısa olarak belirtilirken %92’si restorasyonları çok rahat buldu.

Geçici restorasyonlar tanısız, tedavi edici ve fonksiyonel yardımcıları olarak özellikle okluzal rehabilitasyonun yeniden oluşturulduğu karmaşık restorasyonlarda kullanılmaktadır [267]. Bununla birlikte değerlendirme süreci boyunca fonksiyonel ve estetik bilgiler sağlamakta ve sonrasında yapılacak daimî protezlerle ilgili fikir vermektedir [268, 269]. CAD/CAM teknolojisinin bilinen avantajlarıyla birlikte geçici restorasyon üretimi için ekleyici ve eksiltici yöntemlerin kullanım oranı artmıştır. Böylece analog yöntemlerle üretilenlere kıyasla daha iyi mekanik ve fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar üretilmektedir [270, 271].

Çalışmada her vaka için PMMA materyalinden eksiltici yöntem kullanılarak üç farklı geçici restorasyon üretildi. Restorasyonların implant ile birleştirildikten sonra restoratif ve hasta odaklı değerlendirmeler yapıldı. Geçici restorasyon üzerinden yapılan değerlendirme sonuçlarından sonra daimî restorasyon tasarımı ile ilgili düzenlemeler yapıldı ve daimî restorasyonların üretimi yapılarak hastaya teslim edildi.

Literatürde iş-akışı karşılaştırması üretilen daimî restorasyonlar üzerinden yapılmaktadır ve gelişen restoratif materyallerin kısa/uzun dönem sonuçları üzerinedir. Çalışmamızda amaç materyal esaslı sonuçlardan çok kullanılan iş akışının teslim aşamasındaki klinik olarak kabul edilebilir doğruluk üzerine etkisini değerlendirmektir. Özetle restorasyon amaç değil araç olarak kullanıldı ve restorasyonlar PMMA'dan üretilerek değerlendirildi. Bu materyalin yüksek esneklik katsayısının restorasyon vidası sıkıldığında materyalin esnemesine ve dayanakla birleşiminin bozulmasına sebep olabileceği düşünüldüğü için bu durum çalışmanın sınırlaması olarak değerlendirildi [272]. Ancak kullanılan restoratif materyal uzun ömürlüdür, maliyeti ucuzdur ve eksiltici yöntem kullanılarak üretilmiştir. Bununla birlikte test edildikten sonra restorasyonun ti-base' den ayrılıp ayrılmadığı bir kretuar yardımıyla değerlendirilerek hiçbirinin ayrılmadığı görülmüştür.

Üretilen restorasyonların implant ile birleştirilmesinde orijinal veya implantla uyumlu orijinal olmayan dayanakların kullanımı konusu uzun yıllardır süre gelen tartışmalı bir konudur ve konuyla ilgili kanıt seviyesi düşüktür. Mevcut bilgiler dahilinde yayınlanan in-vitro bir çalışmada 48 adet internal heksagon bağlantılı implant bir tanesi orijinal, iki tanesi orijinal olmayan olmak üzere üç farklı dayanak ile birleştirilmiştir. Elde edilen örnekler döngüsel yük ve ısıl işlem uygulanmıştır. İmplant-dayanak bağlantısı elektron mikroskopu ile incelenmiştir. Orijinal dayanak bileşenleri, incelenen üç implant-dayanak ara yüzü içerisinde implantla en sıkı temas sağlamış ve orijinal olmayan dayanaklara göre döngüsel yükleme altında daha iyi uyum ve mekanik sonuçları göstermiştir. Sonuçlar, orijinal dayanakların kullanılmasının, homojen bir yük dağılımını sağladığı ve bu durumun restorasyonların uzun dönemli başarısını etkileyebileceğini göstermektedir [273]. Konuyla ilgili bir başka çalışmada da implant ile uyumlu dayanaklar, orijinal olanlardan morfolojik olarak farklılıklar göstermiştir. Kesit geometrisindeki farklılıkların hem nitelik hem de nicelik açısından genel temas alanlarında büyük farklılıklara neden olabileceği ve bu durumun protezin uzun vadeli stabilitesi üzerinde etkili olabileceği bildirilmiştir. Sonuçlar başka çalışmalarla da desteklenmiş ve orijinal dayanakların implantla uyumlu orijinal olmayan dayanaklara kıyasla daha az mikro-harekete ve sızıntıya yol açtığını bildirmiş [274, 275]. Ancak orijinal ve

implant ile uyumlu dayanaklarla ilgili uzun dönem sonuçları gösteren klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Çalışmanın temel amacı farklı dayanakların implantla olan bağlantı yüzeyinin incelenmesi değil farklı tarama postları için kullanılan kütüphanelerin hassasiyetinin değerlendirilmesiydi. Teslim aşamasında implant ve restoratif uyum açısından farklılık göstermeyen üç tarama postu ve iki dayanak çeşidinin klinikte birbirine alternatif olarak kullanılabileceği düşünülmektedir. Fakat her ne kadar bu çalışmanın kapsamı dışında olsa da klinisyenlere katkı sağlaması için konuyla ilgili kısa ve uzun dönem takipli klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Tarama postlarındaki değişikliklerin doğruluk üzerine önemli etkisi olduğunu vurgulayan çalışmaların aksine çalışmamızda materyal, tasarım ve iş akışındaki farklılıkların önemli olmadığı klinik olarak gösterildi. Diğer çalışmalardan farklı olarak çalışmamızın klinik koşullarda yapılmış olması sonuçlarımızı daha gerçekçi varsaymamızı sağlayabilir. Tarama postlarının klinik koşullarda farklılık göstermeme sebebi çalışmamızın sınırlamaları dahilinde taramanın kalitesinin daha önemli bir etken olarak düşünülmesi olarak açıklanabilir. Dolayısıyla klinisyenlere alınan tarama post kaydının kalitesinin değerlendirilmesi önerilmektedir. Ağız içi tarayıcının donanımsal ve yazılımsal özelliklerinin tarama kalitesi üzerinde etkili olduğu bilinmektedir. Çalışmamızda konfokal mikroskopi tekniği ve “image stitching algorithm” ile kayıt alan ağız içi tarayıcı kısa dişsiz boşlukların implant destekli SP’lerle tedavisinde kullanılan farklı tarama postları için klinik olarak doğruluk sağlamıştır. Farklı tarayıcılarla ve uzun dişsiz boşluklara sahip vakalardaki kullanımını değerlendiren klinik çalışmaların çalışmamız esaslı bilimsel bilgiyi genişleteceği düşünülmektedir.

## 6. SONUÇLAR

Tam dijital modelsiz iş-akışında tarama postu esaslı farklılıkların fonksiyonel bölgedeki kısa boşluklu implant destekli tam kontur restorasyonların klinik ve analitik sonuçları üzerine etkisinin bulunmadığı bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Tarama postlarındaki materyal, tasarım ve kütüphane farklılıklarının implant destekli kısa sabit bölümlü protezlerin klinik sonuçları üzerine etkisi yoktur.
2. Orijinal, orijinal olmayan ve jenerik tarama postlarının ağız içi tarayıcı ile alınan dijital kaydı ve uyumlu kütüphaneleri kullanılarak klinik olarak birbirine benzer, kabul edilebilir doğrulukta ve öngörülebilirliği yüksek kısa sabit protezler üretilebilir.
3. İmplant destekli kısa sabit protezler için dental implant konumunun direkt dijitalizasyon ile üç boyutlu olarak transferi üzerinde implantın bulunduğu çenenin etkisi yoktur.
4. Kısa sabit protezlere destek olacak implantların üç boyutlu konumunun direkt dijitalizasyon ile transferi üzerinde implantın bulunduğu çenedeki orta hatta yakın veya uzak yerleşiminin etkisi yoktur.
5. İmplant destekli restorasyon için ağız içi tarayıcı kullanılarak alınan dijital implant kaydı hastalar için kaygı düzeyi düşük, uygulama kolaylığı yüksek bir klinik işlemdir.
6. Hastalar için tam dijital-iş akışı ile üretilen restorasyonların klinik uyumlama süresi az ve konforu yüksektir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Ahlholm, P., et al., *Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review*. J Prosthodont, 2018. **27**(1): p. 35-41.
2. Seelbach, P., C. Brueckel, and B. Wostmann, *Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(7): p. 1759-64.
3. Joda, T., et al., *Digital technology in fixed implant prosthodontics*. Periodontology 2000, 2017. **73**(1): p. 178-192.
4. Paspaspyridakos, P., et al., *Complete Digital Workflow for Mandibular Full-Arch Implant Rehabilitation in 3 Appointments*. Journal of Prosthodontics, 2021. **30**(6): p. 548-552.
5. Güth, J.-F., et al., *Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing*. Clinical oral investigations, 2013. **17**(4): p. 1201-1208.
6. Mizumoto, R.M. and B. Yilmaz, *Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review*. The Journal of prosthetic dentistry, 2018. **120**(3): p. 343-352.
7. Joda, T. and U. Bragger, *Time-efficiency analysis of the treatment with monolithic implant crowns in a digital workflow: a randomized controlled trial*. Clin Oral Implants Res, 2016. **27**(11): p. 1401-1406.
8. Stimmelmayer, M., et al., *Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit—an in vitro study*. Clinical oral investigations, 2012. **16**(3): p. 851-856.
9. Rudolph, H., S. Quaas, and R. Luthardt, *Matching point clouds: limits and possibilities*. International journal of computerized dentistry, 2002. **5**(2-3): p. 155-164.
10. Ferro, K.J., et al., *The glossary of prosthodontic terms*. 2017.
11. Branemark, P.-I., *Osseointegration and its experimental background*. J prosthet Dent, 1983. **50**: p. 399-410.
12. Branemark, P.-I., *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period*. Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl., 1977. **16**.
13. Schroeder, A., *Gewebsreaktion auf ein titan-hohlzylinderimplantat mit titan-spritzschichtoberfläche*. 1976.
14. Schroeder, A., et al., *The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces*. Journal of maxillofacial surgery, 1981. **9**: p. 15-25.
15. Buser, D., L. Sennerby, and H.J.P. De Bruyn, *Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions*. 2017. **73**(1): p. 7-21.
16. Adell, R., et al., *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw*. International journal of oral surgery, 1981. **10**(6): p. 387-416.
17. Thomason, J., et al., *Two implant retained overdentures—A review of the literature supporting the McGill and York consensus statements*. Journal of dentistry, 2012. **40**(1): p. 22-34.

18. Polizzi, G., et al., *Clinical application of narrow Brånemark System implants for single-tooth restorations*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1999. **14**(4).
19. Veltri, M., M. Ferrari, and P. Balleri, *One- year outcome of narrow diameter blasted implants for rehabilitation of maxillas with knife- edge resorption*. Clinical oral implants research, 2008. **19**(10): p. 1069-1073.
20. Froum, S.J., et al., *Narrow-diameter implants: a restorative option for limited interdental space*. The International journal of periodontics & restorative dentistry, 2007. **27**(5): p. 449-455.
21. Adell, R., et al., *A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1990. **5**(4).
22. Niinomi, M., *Mechanical properties of biomedical titanium alloys*. Materials Science and Engineering: A, 1998. **243**(1-2): p. 231-236.
23. Misch, C.E., *Prosthetic options in implant dentistry*, in *Contemporary implant dentistry*. 1999, Mosby, St Louis, MO. p. 67-72.
24. Thompson, G. and D. Puleo, *Ti-6Al-4V ion solution inhibition of osteogenic cell phenotype as a function of differentiation timecourse in vitro*. Biomaterials, 1996. **17**(20): p. 1949-1954.
25. Narby, B., et al., *Changes in attitudes toward desire for implant treatment: a longitudinal study of a middle-aged and older Swedish population*. International Journal of Prosthodontics, 2008. **21**(6).
26. Ellis, J.S., et al., *Refusal of implant supported mandibular overdentures by elderly patients*. Gerodontology, 2011. **28**(1): p. 62-68.
27. Saulacic, N., et al., *Bone apposition to a titanium-zirconium alloy implant, as compared to two other titanium-containing implants*. European cells & materials eCM, 2012. **23**: p. 273-286.
28. Grandin, H.M., S. Berner, and M. Dard, *A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants*. Materials, 2012. **5**(8): p. 1348-1360.
29. Gottlow, J., et al., *Evaluation of a new titanium- zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig*. Clinical implant dentistry and related research, 2012. **14**(4): p. 538-545.
30. Müller, F., et al., *Small-diameter titanium grade IV and titanium-zirconium implants in edentulous mandibles: five-year results from a double-blind, randomized controlled trial*. BMC Oral Health, 2015. **15**(1): p. 1-10.
31. Akça, K., et al., *A prospective, open-ended, single-cohort clinical trial on early loaded Titanium-zirconia alloy implants in partially edentulous patients: up-to-24-month results*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2013. **28**(2).
32. Altuna, P., et al., *Clinical evidence on titanium–zirconium dental implants: a systematic review and meta-analysis*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 2016. **45**(7): p. 842-850.
33. Depprich, R., et al., *Current findings regarding zirconia implants*. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2014. **16**(1): p. 124-137.
34. Hoffmann, O., et al., *The zirconia implant-bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2008. **23**(4): p. 691-695.

35. Kohal, R.J., et al., *Biomechanical and histological behavior of zirconia implants: an experiment in the rat*. *Clinical Oral Implants Research*, 2009. **20**(4): p. 333-339.
36. Elnayef, B., et al., *Zirconia Implants as an Alternative to Titanium: A Systematic Review and Meta-Analysis*. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2017. **32**(3).
37. Menicucci, G., et al., *Comparison of primary stability of straight-walled and tapered implants using an insertion torque device*. *International journal of prosthodontics*, 2012. **25**(5).
38. Coelho, P.G., et al., *Early bone healing around different implant bulk designs and surgical techniques: a study in dogs*. *Clinical implant dentistry and related research*, 2010. **12**(3): p. 202-208.
39. Lin, S., et al., *Three-dimensional finite element analyses of four designs of a high-strength silicon nitride implant*. *Implant dentistry*, 2000. **9**(1): p. 53-60.
40. Brogini, N. and J. Cirelli, *Glossary of oral and maxillofacial implants*. 2007: Quintessence.
41. Jokstad, A. and J. Ganeles, *Systematic review of clinical and patient-reported outcomes following oral rehabilitation on dental implants with a tapered compared to a non-tapered implant design*. *Clinical oral implants research*, 2018. **29**: p. 41-54.
42. Lini, F., et al., *Long-Term Retrospective Observational Cohort Study on the Survival Rate of Stepped-Screw Titanium Implants Followed up to 20 Years*. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2019. **34**(4).
43. Brunski, J., *Biomechanical considerations in dental implant design*. *The International journal of oral implantology: implantologist*, 1988. **5**(1): p. 31-34.
44. Misch, C.E., *Dental implant prosthetics-E-book*. 2004: Elsevier Health Sciences.
45. Malmstrom, H., et al., *Success rate of short dental implants supporting single crowns and fixed bridges*. *Clinical oral implants research*, 2016. **27**(9): p. 1093-1098.
46. Papaspyridakos, P., et al., *Survival rates of short dental implants ( $\leq 6$  mm) compared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: A meta-analysis*. *Clinical oral implants research*, 2018. **29**: p. 8-20.
47. Van Assche, N., et al., *Extra short dental implants supporting an overdenture in the edentulous maxilla: a proof of concept*. *Clinical oral implants research*, 2012. **23**(5): p. 567-576.
48. Esposito, M., P. Felice, and H.V. Worthington, *Interventions for replacing missing teeth: augmentation procedures of the maxillary sinus*. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2014(5).
49. Heitz-Mayfield, L., et al., *Consensus statements and clinical recommendations for prevention and management of biologic and technical implant complications*. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 2013. **28**: p. 6pp.
50. Lemos, C.A.A., et al., *Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis*. *Journal of dentistry*, 2016. **47**: p. 8-17.



51. Al- Johany, S.S., et al., *Dental implant length and diameter: a proposed classification scheme*. Journal of Prosthodontics, 2017. **26**(3): p. 252-260.
52. Christensen, G.J., *The increased use of small-diameter implants*. The Journal of the American Dental Association, 2009. **140**(6): p. 709-712.
53. Renouard, F. and D. Nisand, *Impact of implant length and diameter on survival rates*. Clinical oral implants research, 2006. **17**(S2): p. 35-51.
54. Schiegnitz, E. and B. Al- Nawas, *Narrow- diameter implants: A systematic review and meta- analysis*. Clinical oral implants research, 2018. **29**: p. 21-40.
55. Degidi, M., A. Piattelli, and F. Carinci, *Clinical outcome of narrow diameter implants: a retrospective study of 510 implants*. Journal of Periodontology, 2008. **79**(1): p. 49-54.
56. Petrie, C.S. and J.L. Williams, *Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest: A three- dimensional finite- element analysis*. Clinical oral implants research, 2005. **16**(4): p. 486-494.
57. Romeo, E., et al., *Clinical and radiographic evaluation of small- diameter (3.3- mm) implants followed for 1–7 years: a longitudinal study*. Clinical oral implants research, 2006. **17**(2): p. 139-148.
58. Altuna, P., et al., *Clinical evidence on titanium-zirconium dental implants: a systematic review and meta-analysis*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2016. **45**(7): p. 842-50.
59. Buser, D., et al., *Long- term evaluation of non- submerged ITI implants. Part 1: 8- year life table analysis of a prospective multi- center study with 2359 implants*. Clinical oral implants research, 1997. **8**(3): p. 161-172.
60. Ericsson, I., et al., *Different types of inflammatory reactions in peri- implant soft tissues*. Journal of Clinical Periodontology, 1995. **22**(3): p. 255-261.
61. Hermann, J.S., et al., *Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non- submerged and submerged implants in the canine mandible*. Journal of Periodontology, 2000. **71**(9): p. 1412-1424.
62. Karoussis, I.K., et al., *Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10- year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System*. Clinical Oral Implants Research, 2004. **15**(1): p. 8-17.
63. Grunder, U., S. Gracis, and M. Capelli, *Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2005. **25**(2): p. 113-9.
64. Gardner, D.M., *Platform switching as a means to achieving implant esthetics*. New York State Dental Journal, 2005. **71**(3): p. 34.
65. Lazzara, R.J. and S.S. Porter, *Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels*. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2006. **26**(1).
66. Lago, L., et al., *Crestal Bone Level Around Tissue-Level Implants Restored with Platform Matching and Bone-Level Implants Restored with Platform Switching: A 5-Year Randomized Controlled Trial*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2018. **33**(2).

67. Di Girolamo, M., et al., *Bone level changes around platform switching and platform matching implants: a systematic review with meta-analysis*. ORAL & implantology, 2016. **9**(1): p. 1.
68. Upp, F., et al., *Enhancing surface free energy and hydrophilicity through modification of microstructured titanium implant surface*. J. Biomed. Mater. Res. A, 2006. **76**: p. 323.
69. Ehrenfest, D.M.D., et al., *Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography*. Trends in biotechnology, 2010. **28**(4): p. 198-206.
70. Fischer, K. and T. Stenberg, *Prospective 10- year cohort study based on a randomized controlled trial (RCT) on implant- supported full- arch maxillary prostheses. Part I: sandblasted and acid- etched implants and mucosal tissue*. Clinical implant dentistry and related research, 2012. **14**(6): p. 808-815.
71. Solar, R.J., S.R. Pollack, and E. Korostoff, *In vitro corrosion testing of titanium surgical implant alloys: an approach to understanding titanium release from implants*. Journal of biomedical materials research, 1979. **13**(2): p. 217-250.
72. Wilson Jr, T.G., et al., *Foreign bodies associated with peri- implantitis human biopsies*. Journal of periodontology, 2015. **86**(1): p. 9-15.
73. Weingart, D., et al., *Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 1994. **23**(6): p. 450-452.
74. Kim, K.T., et al., *General review of titanium toxicity*. International journal of implant dentistry, 2019. **5**(1): p. 1-12.
75. Chrcanovic, B., T. Albrektsson, and A. Wennerberg, *Turned versus anodised dental implants: a meta- analysis*. Journal of oral rehabilitation, 2016. **43**(9): p. 716-728.
76. Wennerberg, A., et al., *A histomorphometric study of screw- shaped and removal torque titanium implants with three different surface topographies*. Clinical oral implants research, 1995. **6**(1): p. 24-30.
77. Wennerberg, A., T. Albrektsson, and J. Lausmaa, *Torque and histomorphometric evaluation of cp titanium screws blasted with 25- and 75-  $\mu$ m- sized particles of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>*. Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials, 1996. **30**(2): p. 251-260.
78. Buser, D., et al., *Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs*. Journal of biomedical materials research, 1991. **25**(7): p. 889-902.
79. Buser, D., et al., *10- year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid- etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients*. Clinical implant dentistry and related research, 2012. **14**(6): p. 839-851.
80. Cochran, D.L., et al., *A 5-year prospective multicenter study of early loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface*. International journal of oral & maxillofacial implants, 2011. **26**(6).
81. Rupp, F., et al., *Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces*. Journal

- of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 2006. **76**(2): p. 323-334.
82. Stafford, G.L., *Review found little difference between sandblasted and acid-etched (SLA) dental implants and modified surface (SLActive) implants*. Evidence-based dentistry, 2014. **15**(3): p. 87-88.
  83. Schlegel, K., et al., *Osseointegration of SLA ctive implants in diabetic pigs*. Clinical oral implants research, 2013. **24**(2): p. 128-134.
  84. Bister, D., *The SAC classification in implant dentistry (2009)*. 2009, Oxford University Press.
  85. Michalakis, K.X., H. Hirayama, and P.D. Garefis, *Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review*. International journal of oral & maxillofacial implants, 2003. **18**(5).
  86. da Rocha, P.V.B., M.A. Freitas, and T.d.M.A. da Cunha, *Influence of screw access on the retention of cement-retained implant prostheses*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2013. **109**(4): p. 264-268.
  87. Taylor, T.D., J.R. Agar, and T. Vogiatzi, *Implant prosthodontics: current perspective and future directions*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2000. **15**(1): p. 66.
  88. Linkevicius, T., et al., *The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study*. Clinical oral implants research, 2013. **24**(1): p. 71-76.
  89. Sancho- Puchades, M., et al., *The influence of the emergence profile on the amount of undetected cement excess after delivery of cement- retained implant reconstructions*. Clinical oral implants research, 2017. **28**(12): p. 1515-1522.
  90. Wasiluk, G., et al., *Incidence of undetected cement on CAD/CAM monolithic zirconia crowns and customized CAD/CAM implant abutments. A prospective case series*. Clinical oral implants research, 2017. **28**(7): p. 774-778.
  91. Linkevicius, T., et al., *The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement- retained implant restorations*. Clinical oral implants research, 2011. **22**(12): p. 1379-1384.
  92. Vindasiute, E., et al., *Clinical factors influencing removal of the cement excess in implant- supported restorations*. Clinical implant dentistry and related research, 2015. **17**(4): p. 771-778.
  93. Renvert, S. and I. Polyzois, *Risk indicators for peri- implant mucositis: a systematic literature review*. Journal of clinical periodontology, 2015. **42**: p. S172-S186.
  94. Mombelli, A., N. Müller, and N. Cionca, *The epidemiology of peri- implantitis*. Clinical oral implants research, 2012. **23**: p. 67-76.
  95. Staubli, N., et al., *Excess cement and the risk of peri- implant disease—a systematic review*. Clinical oral implants research, 2017. **28**(10): p. 1278-1290.
  96. Zitzmann, N.U. and T. Berglundh, *Definition and prevalence of peri- implant diseases*. Journal of clinical periodontology, 2008. **35**: p. 286-291.

97. Korsch, M., B.P. Robra, and W. Walther, *Predictors of excess cement and tissue response to fixed implant- supported dentures after cementation*. Clinical implant dentistry and related research, 2015. **17**: p. e45-e53.
98. Linkevicius, T., et al., *Does residual cement around implant- supported restorations cause peri- implant disease? A retrospective case analysis*. Clinical oral implants research, 2013. **24**(11): p. 1179-1184.
99. Quaranta, A., et al., *The impact of residual subgingival cement on biological complications around dental implants: A systematic review*. Implant dentistry, 2017. **26**(3): p. 465-474.
100. Chee, W. and S. Jivraj, *Screw versus cemented implant supported restorations*. British dental journal, 2006. **201**(8): p. 501-507.
101. Shadid, R. and N. Sadaqa, *A comparison between screw-and cement-retained implant prostheses. A literature review*. Journal of Oral Implantology, 2012. **38**(3): p. 298-307.
102. Wittneben, J.G., et al., *Screw retained vs. cement retained implant- supported fixed dental prosthesis*. Periodontology 2000, 2017. **73**(1): p. 141-151.
103. Hebel, K.S. and R.C. Gajjar, *Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry*. The Journal of prosthetic dentistry, 1997. **77**(1): p. 28-35.
104. Millen, C., U. Brägger, and J.-G. Wittneben, *Influence of prosthesis type and retention mechanism on complications with fixed implant-supported prostheses: a systematic review applying multivariate analyses*. International journal of oral & maxillofacial implants, 2015. **30**(1).
105. Sherif, S., et al., *A systematic review of screw- versus cement- retained implant- supported fixed restorations*. Journal of Prosthodontics, 2014. **23**(1): p. 1-9.
106. Sailer, I., et al., *Cemented and screw- retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates*. Clinical oral implants research, 2012. **23**: p. 163-201.
107. Lee, A., K. Okayasu, and H.-L. Wang, *Screw-versus cement-retained implant restorations: current concepts*. Implant dentistry, 2010. **19**(1): p. 8-15.
108. Guichet, D.L., et al., *Passivity of fit and marginal opening in screw-or cement-retained implant fixed partial denture designs*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2000. **15**(2).
109. Kim, W.D., Z. Jacobson, and D. Nathanson, *In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses*. Implant dentistry, 1999. **8**(2): p. 141-151.
110. Vigolo, P., et al., *Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 10-year randomised controlled trial*. Eur J Oral Implantol, 2012. **5**(4): p. 355-64.
111. Katsoulis, J., et al., *Precision of fit of implant- supported screw- retained 10- unit computer- aided- designed and computer- aided- manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study*. Clinical oral implants research, 2014. **25**(2): p. 165-174.
112. Fehmer, V., et al., *Criteria for the selection of restoration materials*. Quintessence International, 2014. **45**(9).

113. Roberts, H.W., et al., *Metal- ceramic alloys in dentistry: a review*. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 2009. **18**(2): p. 188-194.
114. Pjetursson, B.E., et al., *A systematic review of the survival and complication rates of all- ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns*. Clinical oral implants research, 2007. **18**: p. 73-85.
115. Reitemeier, B., et al., *Metal-ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinical trial in private practices*. International Journal of Prosthodontics, 2006. **19**(4).
116. Sailer, I., et al., *A systematic review of the survival and complication rates of all- ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses*. Clinical oral implants research, 2007. **18**: p. 86-96.
117. Walton, T.R., *A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns*. International Journal of Prosthodontics, 1999. **12**(6).
118. Wettstein, F., et al., *Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures*. European journal of oral sciences, 2008. **116**(3): p. 272-279.
119. Sailer, I., et al., *A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions*. Clinical oral implants research, 2009. **20**: p. 4-31.
120. Heintze, S.D. and V. Rousson, *Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review*. International Journal of Prosthodontics, 2010. **23**(6).
121. Powers, J. and S. RL, *Craig’s restorative dental materials*, Mosby, St. Louis, MO, USA, 2006.
122. Raptis, N.V., K.X. Michalakis, and H. Hirayama, *Optical behavior of current ceramic systems*. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2006. **26**(1).
123. Hey, J., et al., *Single crowns with CAD/CAM-fabricated copings from titanium: 6-year clinical results*. The Journal of prosthetic dentistry, 2014. **112**(2): p. 150-154.
124. Papadiochou, S. and A.L. Pissiotis, *Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques*. The Journal of prosthetic dentistry, 2018. **119**(4): p. 545-551.
125. Svanborg, P., A. Eliasson, and V. Stenport, *Additively Manufactured Titanium and Cobalt-Chromium Implant Frameworks: Fit and Effect of Ceramic Veneering*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2018. **33**(3).
126. Miyazaki, T., et al., *Current status of zirconia restoration*. Journal of prosthodontic research, 2013. **57**(4): p. 236-261.
127. Denry, I. and J.R. Kelly, *State of the art of zirconia for dental applications*. Dental materials, 2008. **24**(3): p. 299-307.
128. Piconi, C. and G. Maccauro, *Zirconia as a ceramic biomaterial*. Biomaterials, 1999. **20**(1): p. 1-25.

129. Yilmaz, E.D., G.A. Schneider, and M.V. Swain, *Influence of structural hierarchy on the fracture behaviour of tooth enamel*. Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 2015. **373**(2038): p. 20140130.
130. Alghazzawi, T.F. and G.M. Janowski, *Correlation of flexural strength of coupons versus strength of crowns fabricated with different zirconia materials with and without aging*. The Journal of the American Dental Association, 2015. **146**(12): p. 904-912. e1.
131. Filser, F., et al., *Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM)*. International journal of computerized dentistry, 2001. **4**(2): p. 89-106.
132. Kumagai, N., et al., *The effect of translucency of Y-TZP based all-ceramic crowns fabricated with different substructure designs*. Journal of dentistry, 2013. **41**: p. e87-e92.
133. Nejatidanesh, F., et al., *Five year clinical outcomes of metal ceramic and zirconia-based implant-supported dental prostheses: A retrospective study*. Journal of Dentistry, 2020. **100**: p. 103420.
134. Le, M., E. Papia, and C. Larsson, *The clinical success of tooth- and implant-supported zirconia- based fixed dental prostheses. A systematic review*. Journal of oral rehabilitation, 2015. **42**(6): p. 467-480.
135. Raigrodski, A.J., et al., *Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review*. The Journal of prosthetic dentistry, 2012. **107**(3): p. 170-177.
136. Batson, E.R., et al., *Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology*. The Journal of prosthetic dentistry, 2014. **112**(4): p. 770-777.
137. Joda, T., F. Zarone, and M. Ferrari, *The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review*. BMC Oral Health, 2017. **17**(1): p. 124.
138. El-Ghany, A., *Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects*. Future Dental Journal of Egypt, 2016. **2**(2): p. 1.
139. Gracis, S., et al., *A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials*. International Journal of prosthodontics, 2015. **28**(3).
140. Coldea, A., *Suitability of Polymer-Infiltrated-Ceramic-Networks for CAD/CAM based dental restorative materials*. 2014, University of Otago.
141. Kolakarnprasert, N., et al., *New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency*. Dental Materials, 2019. **35**(5): p. 797-806.
142. Mao, L., et al., *Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities*. Journal of dental research, 2018. **97**(11): p. 1222-1228.
143. Sailer, I., et al., *A systematic review of the survival and complication rates of zirconia- ceramic and metal- ceramic multiple- unit fixed dental prostheses*. Clinical oral implants research, 2018. **29**: p. 184-198.
144. De Angelis, P., et al., *Monolithic CAD-CAM lithium disilicate versus monolithic CAD-CAM zirconia for single implant-supported posterior crowns using a digital workflow: A 3-year cross-sectional retrospective study*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2020. **123**(2): p. 252-256.
145. Spitznagel, F.A., S.D. Horvath, and P.C. Gierthmuehlen, *Prosthetic protocols in implant-based oral rehabilitations: A systematic review on the clinical*

- outcome of monolithic all-ceramic single-and multi-unit prostheses. European journal of oral implantology, 2017. 10.*
146. Conejo, J., et al., *Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review.* Eur J Oral Implantol, 2017. **10**(Suppl 1): p. 139-146.
  147. Christensen, G.J., *The state of fixed prosthodontic impressions.* The Journal of the American Dental Association, 2005. **136**(3): p. 343-346.
  148. Wadhwa, S.S., et al., *The effect of pouring time on the dimensional accuracy of casts made from different irreversible hydrocolloid impression materials.* Contemporary clinical dentistry, 2013. **4**(3): p. 313.
  149. Mitha, T., C.P. Owen, and D.G. Howes, *The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks.* International Journal of Prosthodontics, 2009. **22**(3).
  150. Mühlemann, S., et al., *Is the use of digital technologies for the fabrication of implant-supported reconstructions more efficient and/or more effective than conventional techniques: A systematic review.* Clinical Oral Implants Research, 2018. **29**: p. 184-195.
  151. Byrne, G., *Soldering in prosthodontics—an overview, part I.* Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 2011. **20**(3): p. 233-243.
  152. Lee, S.J. and G.O. Gallucci, *Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes.* Clinical oral implants research, 2013. **24**(1): p. 111-115.
  153. Yuzbasioglu, E., et al., *Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes.* BMC oral health, 2014. **14**(1): p. 1-7.
  154. Joda, T. and U. Brägger, *Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns.* Clinical Oral Implants Research, 2014. **25**(11): p. 1304-1306.
  155. Karasan D, S.I., Demir F, Lee H, Akca K, *Occlusal accuracy and effectiveness comparison of complete -digital vs. -analog restorative workflows for 3-unit fixed dental prostheses: a prospective cross-over clinical study.* Journal of Dentistry (in press), 2022.
  156. Park, S.E., et al., *Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa.* Clinical oral implants research, 2007. **18**(5): p. 569-574.
  157. Alqahtani, F. and R. Flinton, *Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments.* The Journal of prosthetic dentistry, 2014. **112**(2): p. 299-305.
  158. Stimmelmayer, M., et al., *Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study.* Dental Materials, 2012. **28**(12): p. 1215-1220.
  159. Zhang, Y., et al., *Quantitative clinical adjustment analysis of posterior single implant crown in a chairside digital workflow: A randomized controlled trial.* Clinical oral implants research, 2019. **30**(11): p. 1059-1066.
  160. Joda, T. and U. Brägger, *Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis.* Clinical oral implants research, 2015. **26**(12): p. 1430-1435.

161. Joda, T., J. Katsoulis, and U. Brägger, *Clinical fitting and adjustment time for implant- supported crowns comparing digital and conventional workflows*. Clinical implant dentistry and related research, 2016. **18**(5): p. 946-954.
162. Kapos, T. and C. Evans, *CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2014. **29**.
163. Katsoulis, J., et al., *CAD/CAM fabrication accuracy of long- vs. short- span implant- supported FDP s*. Clinical oral implants research, 2015. **26**(3): p. 245-249.
164. Pan, S., et al., *Time efficiency and quality of outcomes in a model- free digital workflow using digital impression immediately after implant placement: A double- blind self- controlled clinical trial*. Clinical Oral Implants Research, 2019. **30**(7): p. 617-626.
165. de Oliveira, N.R.C., et al., *Clinical efficiency and patient preference of digital and conventional workflow for single implant crowns using immediate and regular digital impression: A meta- analysis*. Clinical oral implants research, 2020. **31**(8): p. 669-686.
166. Hamalian, T.A., E. Nasr, and J.J. Chidiac, *Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure*. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 2011. **20**(2): p. 153-160.
167. Rodrigues, S.B., et al., *Influence of delayed pouring on irreversible hydrocolloid properties*. Brazilian oral research, 2012. **26**(5): p. 404-409.
168. Hamalian, T.A., E. Nasr, and J.J. Chidiac, *Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure*. J Prosthodont, 2011. **20**(2): p. 153-60.
169. Caputi, S. and G. Varvara, *Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study*. The Journal of prosthetic dentistry, 2008. **99**(4): p. 274-281.
170. Schaefer, O., et al., *Three-dimensional fit of lithium disilicate partial crowns in vitro*. J Dent, 2013. **41**(3): p. 271-7.
171. Luthardt, R.G., et al., *Clinical parameters influencing the accuracy of 1-and 2-stage impressions: a randomized controlled trial*. International Journal of Prosthodontics, 2008. **21**(4).
172. Gökçen-Rohlig, B., et al., *Comparative evaluation of the effects of implant position, impression material, and tray type on implant impression accuracy*. Implant dentistry, 2014. **23**(3): p. 283-288.
173. Cehreli, M.C. and K. Akca, *Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: an in vitro study*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2006. **26**(4): p. 379-85.
174. Akca, K. and M.C. Cehreli, *Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004. **19**(4): p. 517-23.
175. Nakhaei, M., et al., *Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants*. Dent Res J (Isfahan), 2015. **12**(5): p. 431-7.
176. Pera, F., et al., *Analysis of different impression techniques and materials on multiple implants through 3-dimensional laser scanner*. Implant dentistry, 2016. **25**(2): p. 232-237.



177. Martínez-Rus, F., et al., *Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels*. *Implant dentistry*, 2013. **22**(3): p. 268-276.
178. Assif, D., et al., *Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999. **14**(6): p. 885-8.
179. Dumbrigue, H.B., D.C. Gurun, and N.S. Javid, *Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings*. *J Prosthet Dent*, 2000. **84**(1): p. 108-10.
180. Padbury Jr, A., R. Eber, and H.L. Wang, *Interactions between the gingiva and the margin of restorations*. *Journal of clinical periodontology*, 2003. **30**(5): p. 379-385.
181. Sailer, I., et al., *Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures*. *Int J Prosthodont*, 2007. **20**(4): p. 383-8.
182. Moreira, A.H., et al., *Accuracy comparison of implant impression techniques: a systematic review*. *Clinical implant dentistry and related research*, 2015. **17**: p. e751-e764.
183. Lee, H., et al., *The accuracy of implant impressions: a systematic review*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2008. **100**(4): p. 285-291.
184. Gallucci, G.O., et al., *Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients*. *International Journal of Prosthodontics*, 2011. **24**(5).
185. Papaspyridakos, P., et al., *Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review*. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2014. **29**(4).
186. Pradies, G., et al., *Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology*. *Journal of dentistry*, 2015. **43**(2): p. 201-208.
187. Ireland, A., et al., *3D surface imaging in dentistry—what we are looking at*. *British dental journal*, 2008. **205**(7): p. 387-392.
188. Wong, K.V. and A. Hernandez, *A review of additive manufacturing*. *International scholarly research notices*, 2012. **2012**.
189. G. Gallucci, C.E., A.Tahmaseb, *Volume 11*. 2019: USARTL-TR-79-22B.
190. Bernardini, F. and H. Rushmeier. *The 3D model acquisition pipeline*. in *Computer graphics forum*. 2002. Wiley Online Library.
191. Rusinkiewicz, S., O. Hall-Holt, and M. Levoy, *Real-time 3D model acquisition*. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, 2002. **21**(3): p. 438-446.
192. Mangano, F., et al., *Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature*. *BMC oral health*, 2017. **17**(1): p. 1-11.
193. Christensen, G.J., *Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions?* *J Am Dent Assoc*, 2008. **139**(6): p. 761-3.
194. Christensen, G.J., *Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling*. *J Am Dent Assoc*, 2009. **140**(10): p. 1301-4.
195. Ahrberg, D., et al., *Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial*. *Clinical oral investigations*, 2016. **20**(2): p. 291-300.

196. Christensen, G.J., *The challenge to conventional impressions*. The Journal of the American Dental Association, 2008. **139**(3): p. 347-349.
197. Joda, T. and U. Bragger, *Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns*. Clin Oral Implants Res, 2014. **25**(11): p. 1304-1306.
198. Richert, R., et al., *Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression*. Journal of Healthcare Engineering, 2017. **2017**.
199. Ting- shu, S. and S. Jian, *Intraoral digital impression technique: a review*. Journal of Prosthodontics, 2015. **24**(4): p. 313-321.
200. Zimmermann, M., et al., *Intraoral scanning systems-a current overview*. International journal of computerized dentistry, 2015. **18**(2): p. 101-129.
201. Grünheid, T., S.D. McCarthy, and B.E. Larson, *Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2014. **146**(5): p. 673-682.
202. Carlsson, K., et al., *Three-dimensional microscopy using a confocal laser scanning microscope*. Optics letters, 1985. **10**(2): p. 53-55.
203. Paddock, S.W. and K.W. Eliceiri, *Laser scanning confocal microscopy: history, applications, and related optical sectioning techniques*, in *Confocal Microscopy*. 2014, Springer. p. 9-47.
204. Logozzo, S., et al., *Recent advances in dental optics—Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry*. Optics and Lasers in Engineering, 2014. **54**: p. 203-221.
205. El-Hakim, S.F., J.A. Beraldin, and F. Blais. *Comparative evaluation of the performance of passive and active 3D vision systems*. in *Digital Photogrammetry and Remote Sensing'95*. 1995. International Society for Optics and Photonics.
206. Frigerio, F., *Methods and apparatus for 3D surface imaging using active wave-front sampling*. 2013, Google Patents.
207. Heber, S., R. Ranftl, and T. Pock, *Variational Shape from Light Field. Energy Minimization Methods in Computer Vision and Pattern Recognition*. 2013, Springer Berlin Heidelberg.
208. Birnbaum, N.S., et al., *3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions*. Inside Dentistry, 2009. **5**(4): p. 70-4.
209. Nedelcu, R.G. and A.S. Persson, *Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis*. The Journal of prosthetic dentistry, 2014. **112**(6): p. 1461-1471.
210. Nedelcu, R., et al., *Finish line distinctness and accuracy in 7 intraoral scanners versus conventional impression: an in vitro descriptive comparison*. BMC oral health, 2018. **18**(1): p. 1-11.
211. Ahrberg, D., et al., *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, 2016. **20**(2): p. 291-300.
212. Guth, J.F., et al., *Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(4): p. 1201-8.

213. Su, T.S. and J. Sun, *Comparison of marginal and internal fit of 3-unit ceramic fixed dental prostheses made with either a conventional or digital impression*. J Prosthet Dent, 2016. **116**(3): p. 362-7.
214. Gjølsvold, B., et al., *Intraoral Digital Impression Technique Compared to Conventional Impression Technique. A Randomized Clinical Trial*. J Prosthodont, 2016. **25**(4): p. 282-7.
215. Patzelt, S.B., et al., *Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners*. Clin Oral Investig, 2014. **18**(6): p. 1687-94.
216. Ender, A. and A. Mehl, *Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision*. J Prosthet Dent, 2013. **109**(2): p. 121-8.
217. Ender, A., T. Attin, and A. Mehl, *In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions*. The Journal of prosthetic dentistry, 2016. **115**(3): p. 313-320.
218. Oh, K.C., J.M. Park, and H.S. Moon, *Effects of scanning strategy and scanner type on the accuracy of intraoral scans: a new approach for assessing the accuracy of scanned data*. Journal of Prosthodontics, 2020. **29**(6): p. 518-523.
219. Son, K., M.-U. Jin, and K.-B. Lee, *Feasibility of using an intraoral scanner for a complete-arch digital scan, part 2: A comparison of scan strategies*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2021.
220. Stefanelli, L.V., et al., *Use of Intraoral Scanners for Full Dental Arches: Could Different Strategies or Overlapping Software Affect Accuracy?* International Journal of Environmental Research and Public Health, 2021. **18**(19): p. 9946.
221. Chochlidakis, K.M., et al., *Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis*. J Prosthet Dent, 2016. **116**(2): p. 184-190.e12.
222. Abduo, J. and M. Elseyoufi, *Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors*. The European journal of prosthodontics and restorative dentistry, 2018. **26**(3): p. 101-121.
223. Batson, E.R., et al., *Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(4): p. 770-7.
224. Batisse, C., et al., *Ceramo-Metal Crown or Cad-Cam Rehabilitation: Patient and Practitioner Appraisal*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2014. **22**(4): p. 159-65.
225. Rutkunas, V., et al., *Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review*. Eur J Oral Implantol, 2017. **10 Suppl 1**: p. 101-120.
226. Flugge, T., et al., *The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis*. Clin Oral Implants Res, 2018. **29 Suppl 16**: p. 374-392.
227. Mizumoto, R.M. and B. Yilmaz, *Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review*. J Prosthet Dent, 2018. **120**(3): p. 343-352.
228. Jahn, D., *Scan body for determination of positioning and orientation of a dental implant*. 2014, Google Patents.
229. Wang, J., et al. *Feature- preserving surface reconstruction from unoriented, noisy point data*. in *Computer Graphics Forum*. 2013. Wiley Online Library.

230. Kurz, M., T. Attin, and A. Mehl, *Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system*. Clinical oral investigations, 2015. **19**(8): p. 2035-2043.
231. Li, H., et al., *Influence of object translucency on the scanning accuracy of a powder-free intraoral scanner: A laboratory study*. The Journal of prosthetic dentistry, 2017. **117**(1): p. 93-101.
232. Arcuri, L., et al., *Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial*. Journal of Prosthodontic Research, 2019.
233. Gimenez- Gonzalez, B., et al., *An in vitro study of factors influencing the performance of digital intraoral impressions operating on active wavefront sampling technology with multiple implants in the edentulous maxilla*. Journal of Prosthodontics, 2017. **26**(8): p. 650-655.
234. Fluegge, T., et al., *A novel method to evaluate precision of optical implant impressions with commercial scan bodies—An experimental approach*. Journal of Prosthodontics, 2017. **26**(1): p. 34-41.
235. Demir F, M.M., Akca K. *Matching of Implant Scanbody Intraoral Scanning with CAD Library: A Retrospective Cohort Study*. 2022.
236. Katsoulis, J., et al., *Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature*. Eur J Oral Implantol, 2017. **10**(Suppl 1): p. 121-138.
237. Revilla- León, M., et al., *Position accuracy of implant analogs on 3D printed polymer versus conventional dental stone casts measured using a coordinate measuring machine*. Journal of Prosthodontics, 2018. **27**(6): p. 560-567.
238. Costa, A.K., et al., *Influence of occlusal contact area on cusp deflection and stress distribution*. J Contemp Dent Pract, 2014. **15**(6): p. 699-704.
239. Dörfer, C.E., et al., *Factors influencing proximal dental contact strengths*. European Journal of Oral Sciences, 2000. **108**(5): p. 368-377.
240. Lang, N.P., N.U. Zitzmann, and W.G.o.t.V.E.W.o. Periodontology\*, *Clinical research in implant dentistry: evaluation of implant- supported restorations, aesthetic and patient- reported outcomes*. Journal of Clinical Periodontology, 2012. **39**: p. 133-138.
241. McGrath, C., O. Lam, and N. Lang, *An evidence- based review of patient- reported outcome measures in dental implant research among dentate subjects*. Journal of Clinical Periodontology, 2012. **39**: p. 193-201.
242. Renne, W., et al., *Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons*. The Journal of prosthetic dentistry, 2017. **118**(1): p. 36-42.
243. Rutkūnas, V., et al., *Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review*. Eur J Oral Implantol, 2017. **10 Suppl 1**: p. 101-120.
244. Brosky, M., et al., *Evaluation of dental arch reproduction using three-dimensional optical digitization*. The Journal of prosthetic dentistry, 2003. **90**(5): p. 434-440.
245. Park, H.-N., et al., *A comparison of the accuracy of intraoral scanners using an intraoral environment simulator*. The journal of advanced prosthodontics, 2018. **10**(1): p. 58-64.

246. Ender, A. and A. Mehl, *Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision*. The Journal of prosthetic dentistry, 2013. **109**(2): p. 121-128.
247. Ender, A. and A. Mehl, *In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions*. Quintessence International, 2015. **46**(1).
248. Dawson, A., et al., *The SAC classification in implant dentistry*. 2010: Quintessenz Verlag.
249. *Quality Evaluation for Dental Care. Guidelines for the Assessment of Clinical Quality and Professional Performance*. Los Angeles: California Dental Association. 1977.
250. Moon, Y.-G. and K.-M. Lee, *Comparison of the accuracy of intraoral scans between complete-arch scan and quadrant scan*. Progress in Orthodontics, 2020. **21**(1): p. 1-6.
251. Giménez, B., et al., *Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2014. **29**(4).
252. Ender, A., M. Zimmermann, and A. Mehl, *Accuracy of complete-and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro*. Int J Comput Dent, 2019. **22**(1): p. 11-19.
253. Passos, L., et al., *Impact of different scanning strategies on the accuracy of two current intraoral scanning systems in complete-arch impressions: an in vitro study*. Int J Comput Dent, 2019. **22**(4): p. 307-19.
254. Paratelli, A., et al., *Techniques to improve the accuracy of complete-arch implant intraoral digital scans: A systematic review*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2021.
255. Motel, C., et al., *Impact of different scan bodies and scan strategies on the accuracy of digital implant impressions assessed with an intraoral scanner: an in vitro study*. Journal of Prosthodontics, 2020. **29**(4): p. 309-314.
256. Revilla-León, M., et al., *Intraoral digital scans—part 1: influence of ambient scanning light conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners*. The Journal of prosthetic dentistry, 2020. **124**(3): p. 372-378.
257. Revilla- León, M., et al., *Clinical study of the influence of ambient light scanning conditions on the accuracy (trueness and precision) of an intraoral scanner*. Journal of Prosthodontics, 2020. **29**(2): p. 107-113.
258. Revilla-León, M., et al., *Intraoral digital scans: part 2—influence of ambient scanning light conditions on the mesh quality of different intraoral scanners*. The Journal of prosthetic dentistry, 2020. **124**(5): p. 575-580.
259. Zhang, Y.-J., et al., *Accuracy of full-arch digital implant impressions taken using intraoral scanners and related variables: A systematic review*. Int J Oral Implantol, 2021. **14**(2): p. 157-179.
260. Malkondu, Ö., et al., *An overview of monolithic zirconia in dentistry*. Biotechnology & biotechnological equipment, 2016. **30**(4): p. 644-652.
261. Canneto, J.-J., et al., *Grinding damage assessment on four high-strength ceramics*. Dental Materials, 2016. **32**(2): p. 171-182.

262. Curran, P., et al., *Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials*. Dental Materials, 2017. **33**(3): p. 294-308.
263. Layton, D. and T. Walton, *Patient-evaluated dentistry: development and validation of a patient satisfaction questionnaire for fixed prosthodontic treatment*. International Journal of Prosthodontics, 2011. **24**(4): p. 332.
264. Schepke, U., et al., *Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference*. The Journal of prosthetic dentistry, 2015. **114**(3): p. 403-406. e1.
265. Sakornwimon, N. and C. Leevailoj, *Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material*. The Journal of prosthetic dentistry, 2017. **118**(3): p. 386-391.
266. Dan Ni, G., et al., *Clinical efficiency and patient preference of immediate digital impression after implant placement for single implant-supported crown*. Chin J Dent Res, 2019. **22**(1): p. 21-28.
267. Fabbri, G., et al., *Increasing the Vertical Dimension of Occlusion: A Multicenter Retrospective Clinical Comparative Study on 100 Patients with Fixed Tooth-Supported, Mixed, and Implant-Supported Full-Arch Rehabilitations*. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2018. **38**(3).
268. Gratton, D.G. and S.A. Aquilino, *Interim restorations*. Dental Clinics, 2004. **48**(2): p. 487-497.
269. Wiskott, H.A., *Fixed prosthodontics*. Principles and Clinics. London: Quintessence, 2011.
270. Stawarczyk, B., et al., *Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens*. Clinical oral investigations, 2012. **16**(6): p. 1669-1677.
271. Stawarczyk, B., et al., *Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing*. Dental materials journal, 2012. **31**(3): p. 377-383.
272. Cho, W.-T. and J.-W. Choi, *Comparison analysis of fracture load and flexural strength of provisional restorative resins fabricated by different methods*. The Journal of Korean Academy of Prosthodontics, 2019. **57**(3): p. 225-231.
273. Alonso-Pérez, R., J.F. Bartolomé, and G. Pradies, *Original vs compatible stock abutment-implant connection. An in vitro analysis of the internal accuracy and mechanical fatigue behaviour*. Journal of Prosthodontic Research, 2021: p. JPR\_D\_20\_00066.
274. Berberi, A., et al., *Micromovement Evaluation of Original and Compatible Abutments at the Implant-abutment Interface*. The journal of contemporary dental practice, 2016. **17**(11): p. 907-913.
275. Berberi, A., et al., *Leakage evaluation of original and compatible implant-abutment connections: In vitro study using Rhodamine B*. Journal of Dental Biomechanics, 2014. **5**.