Gülnur AKALAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

2025-ANTALYA



T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

HİBRİT PROTEZLERDE FARKLI ALT YAPI MATERYALLERİNİN KIRILMA DAYANIMI VE MARJİNAL UYUMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Arş. Gör. Dt. Gülnur AKALAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

2025-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

HİBRİT PROTEZLERDE FARKLI ALT YAPI MATERYALLERİNİN KIRILMA DAYANIMI VE MARJİNAL UYUMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Arş. Gör. Dt. Gülnur AKALAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN
İKİNCİ DANIŞMAN
Doç. Dr. Nurullah TÜRKER

“Kaynakça gösterilerek tezimden yararlanılabilir.”

2025-ANTALYA

ONAY SAYFASI

Gülnur AKALAN tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. /08/2025

İmza

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN
Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Prof. Dr. Ömer KIRMALI
Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Doç. Dr. Özlem Üstün
Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tez, ……/……./……..... tarih ve ……/…….. sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından Kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

Prof. Dr. Alper KUŞTARCI

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Aday

Gülnur AKALAN

İmza

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez sürecim boyunca yolumu aydınlatan; bilgi, tecrübe ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen çok kıymetli tez danışmanım Doç.Dr. Nurullah TÜRKER'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini paylaşan değerli hocalarım Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN'a, Prof. Dr. Ömer KIRMALI'ya, Doç. Dr. Özlem ÜSTÜN'e, Doç. Dr. Meral ARSLAN MALKOÇ'a, Doç. Dr. Kubilay BARUTÇUGİL'e ve Doç. Dr. Merve ÖZARSLAN'a,

Çalışmamın teknik bilgi ve imkanlarıyla yanımda olan NTA IMPLANT'a, desteğini esirgemeyen Halim Efe İLHAN'a ve DentCity CAD/CAM Laboratuvarı'na,

Bir aile gibi olduğumuz Protetik Diş Tedavisi Kliniğindeki tüm hekim arkadaşlarım ve değerli çalışanlarına,

Her zorluğu birlikte göğüslediğimiz, en yorucu günlerde bile motivasyonumu yüksek tutmamı sağlayan kız kardeşim Dt. Esra ŞAHİN'e, aynı zamanda varlıklarıyla bu zorlu süreçte bana güç veren sevgili arkadaşlarım Dt. Ogün OTLU'ya ve Uzm. Dt. Selin ÖZGÜR AŞCI'ya,

Tanıştığımız günden beri elimi hiç bırakmayan, her zaman yanımda olup sevgisi ve sabrıyla en zor anlarımı bile kolaylaştıran, desteğini her zaman hissettiğim Dt. Muhammet Alper KARACA'ya,

Bugün ulaştığım bu noktaya gelmemde maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, özverileri ve inançlarıyla en büyük paya sahip olan babam Akif AKALAN'a, annem Hatice AKALAN'a ve kardeşim Gökçen AKALAN'a

Tüm kalbimle teşekkürlerimi sunarım…

Dt. Gülnur AKALAN

ÖZET

Amaç: Bu in vitro çalışmada, implant destekli hibrit protezlerde tercih edilen farklı altyapı materyallerinin marjinal uyum, kırılma dayanımı ve kırılma tipi açısından karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Yöntem: Dişsiz alt çene modeline All-on-Four tekniğiyle yerleştirilen iki implant üzerine prepare edilmiş diş formunda parsiyel hibrit protez altyapısı tasarlandı. Toplam 40 örnek, polietereterketon (PEEK), zirkonya (Zr), fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC) ve krom-kobalt (Cr-Co) olmak üzere dört gruba ayrıldı (n=10). Cr-Co altyapılar, SLS yöntemi ile üretildi. PEEK, Zr ve FRC altyapılar ise CAD/CAM sistemi ile üretildi ve titanyum ara parçalara rezin siman ile yapıştırıldı. Tüm altyapılar, 3B baskı yöntemiyle hazırlanmış reçine modellere vidalanarak sabitlendi. Marjinal uyum durumları stereomikroskop ile değerlendirildi. Kırılma dayanımı, statik yükleme altında üniversal test cihazı ile ölçüldü ve kırık tipleri sınıflandırıldı. Veriler SPSS 23.0 yazılımı ile analiz edildi ($p<0,05$).

Bulgular: Kırılma dayanımı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,0001$). En düşük ortalama değer FRC grubunda ($1354,41 \pm 116,50$ N), en yüksek ise Zr grubunda ($2922,44 \pm 296,22$ N) elde edilmiştir. Vertikal uyum değerlendirmesinde, Cr-Co grubunun ortalama uyumsuzluğu ($60,96 \pm 27,36$ µm) diğer üç gruba kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek bulunmuştur ($p<0,0001$); en düşük değer ise FRC grubunda görülmüştür ($28,61 \pm 10,03$ µm). Pasif uyum açısından, en düşük ortalama PEEK grubunda ($54,39 \pm 26,25$ µm), en yüksek ise Cr-Co grubunda ($137,03 \pm 98,41$ µm) ölçülmüş ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,0001$). Marjinal uyum ile kırılma dayanımı arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır ($p>0,05$).

Sonuç: Tüm materyallerin klinik olarak kabul edilebilir marjinal uyum ve yeterli kırılma dayanımı göstermesi, implant destekli hibrit protezlerde farklı altyapı seçeneklerinin birbirinin alternatifi olduğunu ortaya koymaktadır.

Anahtar Kelimeler: implant destekli hibrit protez, hibrit protez altyapı materyalleri, marjinal uyum, kırılma dayanımı, protetik komplikasyonlar

ABSTRACT

Objective: This in vitro study aimed to compare different framework materials preferred in implant-supported hybrid prostheses in terms of marginal fit, fracture resistance, and fracture type.

Method: A partial hybrid prosthesis substructure in the form of prepared teeth was designed on two implants placed in the edentulous lower jaw model using the All-on-Four technique. A total of 40 samples were divided into four groups: polyetheretherketone (PEEK), zirconia (Zr), fiber-reinforced composite (FRC), and chromium-cobalt (Cr-Co) (n=10). The Cr-Co frameworks were produced using the selective laser sintering (SLS) method. The PEEK, Zr, and FRC frameworks were produced using a CAD/CAM system and bonded to titanium abutments with resin cement. All frameworks were secured by screwing them into resin models prepared using a 3D printing method. Marginal fit conditions were evaluated using a stereomicroscope. Fracture strength was measured using a universal testing machine under static loading, and fracture types were classified. Data were analyzed using SPSS 23.0 software ($p<0,05$).

Results: There was a statistically significant difference between the groups in terms of fracture resistance ($p<0,0001$). The lowest average value was obtained in the FRC group (1354,41 ± 116,50 N), while the highest was obtained in the Zr group (2922,44 ± 296,22 N). In the vertical fit evaluation, the average misfit of the Cr-Co group (60,96 ± 27,36 μm) was found to be significantly higher than the other three groups ($p<0,0001$); while the lowest value was observed in the FRC group (28,61 ± 10,03 μm). In terms of passive fit, the lowest average was measured in the PEEK group (54,39 ± 26,25 μm), and the highest in the Cr-Co group (137,03 ± 98,41 μm), and the difference was found to be statistically significant ($p<0,0001$). No significant relationship was found between marginal fit and fracture resistance ($p>0,05$).

Conclusion: The fact that all materials demonstrate clinically acceptable marginal fit and sufficient fracture resistance shows that different substructure options are interchangeable in implant-supported hybrid prostheses.

Key words: implant-supported hybrid prosthesis, hybrid prosthesis substructure materials, marginal fit, fracture resistance, prosthetic complications

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... *i*

ABSTRACT ..... *ii*

İÇİNDEKİLER ..... *iii*

TABLOLAR DİZİNİ ..... *vi*

ŞEKİLLER DİZİNİ ..... *vii*

SİMGELER ve KISALTMALAR ..... *x*

1. GİRİŞ *1*

2. GENEL BİLGİLER *3*

2.1. Dental İmplantlar **3**

2.2. İmplant Üstü Protezlerin Sınıflandırılması **4**

2.2.1. Hibrit Protezler 6

2.2.1.1. İmplant Destekli Hibrit Protezlerin Avantajları 6

2.2.1.2. İmplant Destekli Hibrit Protezlerin Dezavantajları ve Komplikasyonları 7

2.2.1.3. Hibrit Protezlerin Kapsamlı Sınıflandırılması 7

2.3. All-on-Four Tekniği **10**

2.3.1. All-on-Four Tekniği Endikasyonları ve Kontrendikasyonları 12

2.3.2. All-on-Four Tekniğinin Avantajları ve Dezavantajları 13

2.4. Diş Hekimliğinde Ölçü Yöntemleri **13**

2.4.1. Tanımı ve Önemi 13

2.4.2. Geleneksel Ölçü Yöntemleri 14

2.4.2.1. Ölçü Materyallerinin Sınıflandırılması 14

2.4.2.2. İmplant Destekli Protezlerde Geleneksel Ölçü Teknikleri 15

2.4.3. Dijital Ölçü Yöntemleri 15

2.4.3.1. CAD/CAM Sistemleri ve Gelişimi 16

2.4.3.2. Dijital Ölçü Alma Teknikleri 16

2.4.3.3. Dijital Ölçü Alma Tekniklerinin Avantajları ve Dezavantajları 17

2.4.3.4. İmplant Destekli Protezlerde Dijital Ölçü Tekniği 18

2.4.4. Geleneksel ve Dijital İş Akışlarının Karşılaştırılması 19

2.5. Hibrit Protez Yapımında Kullanılan Alt Yapı Materyalleri **19**

2.5.1. Metal Alaşımları 20

2.5.1.1. Soy Metal Alaşımlar 20

2.5.1.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları 21

2.5.1.3. Titanyum ve Alaşımları 22

2.5.2. Zirkonya 23

2.5.3. Polietereterketon (PEEK) 26
2.5.4. Cam Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (FRC) 29
2.6. İmplant Destekli Protezlerde Altyapı Üretim Teknikleri 32
2.6.1. Kayıp Mum Tekniği....33
2.6.2. Eksiltmeli Üretim Yöntemleri 34
2.6.2.1. Kopya-Freze Tekniği 34
2.6.2.2. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) 34
2.6.3. Eklemeli Üretim Yöntemleri 36
2.6.3.1. Stereolitografi (SLA) 37
2.6.3.2. Selektif Lazer Sinterleme (SLS) 38
2.6.3.3. Selektif Lazer Eritme (SLM) 39
2.6.3.4. Tabakalı Nesne Üretimi (LOM)....40
2.6.3.5. Ergitilmiş Biriktirme Modelleme (FDM)....41
2.7. İmplant Destekli Protezlerde Klinik Performans Değerlendirmesi 41
2.7.1. Marjinal Uyum (Pasif ve Vertikal Uyum) 41
2.7.2. Kırılma Dayanımı ve Yorulma Testleri 44
3. GEREÇ ve YÖNTEM*....*47
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması....49
3.2. Örneklerin Hazırlanması....50
3.2.1. Çalışma Modelinin Elde Edilmesi 50
3.2.2. Güçlendirilmiş PEEK, Zirkonya, Krom-Kobalt ve Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Altyapılarının Tasarlanması ve Üretilmesi 53
3.2.3. Güçlendirilmiş PEEK, Zirkonya ve Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Altyapılarının Rezin Siman ile Titanyum Ara Parçalara Simantasyonu 56
3.3. Örneklerin Marjinal Uyumunun (Pasif ve Vertikal Uyum) Stereomikroskopta İncelenmesi 58
3.4. Kırılma Dayanımı Testinin Gerçekleştirilmesi....60
3.5. Örneklerin Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi....61
3.6. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi 64
4. BULGULAR*....*65
4.1. Marjinal Uyum Bulguları....65
4.1.1. Vertikal Uyum 65
4.1.2. Pasif Uyum 66
4.2. Kırılma Dayanımı Testi Bulguları 67
4.3. Kırılma Tiplerinin Değerlendirilmesi....69

4.4. Marjinal Uyum ile Kırılma Dayanımı Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi 71

***5. TARTIŞMA*.....73**

***6. SONUÇ ve ÖNERİLER*.....91**

***KAYNAKLAR*.....93**

***ÖZGEÇMİŞ*.....120**

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Konvansiyonel ve dijital sistemlerde iş akışı

Tablo 2.2. Sabit restorasyonlarda altyapı üretim teknikleri

Tablo 2.3. İmplant destekli restorasyonlarda uyum değerlerinin sınıflandırması

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan malzemeler

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Tablo 3.3. Çalışma grupları

Tablo 4.1. Grupların vertikal uyum değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri (µm) (n=10)

Tablo 4.2. Grupların pasif uyum değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri (µm) (n=10)

Tablo 4.3. Grupların kırılma dayanımına ait tanımlayıcı istatistikleri (N)

Tablo 4.4. Örneklerin kırılma tiplerinin sayı ve yüzde dağılımları

Tablo 4.5. Grupların ortalama pasif ve vertikal uyum değerleri (µm), kırılma değerleri (N) ve kırılma tipleri

Tablo 4.6. Kırılma dayanımına etki eden regresyon modeline ait uyum ölçütleri

Tablo 4.7. Regresyon analizi sonuçları

Tablo 4.8. Her bir materyal grubunda kırılma dayanımı (N) ile marjinal uyum (µm) arasındaki ilişki

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Prepare edilmiş diş ve yumuşak dokunun bir kısmını içeren implant destekli hibrit protez

Şekil 2.2. All-on-four tekniğinin şematik gösterimi

Şekil 2.3. Zirkonya materyalinde faz değişimi

Şekil 2.4. Zirkonya çatlak ucunda ortaya çıkan martensitik faz dönüşümü ile sıkıştırma kuvvetlerinin şematik gösterimi

Şekil 2.5. PEEK'in kimyasal yapısı

Şekil 2.6. Fiberle güçlendirilmiş kompozit alt yapılı implant destekli sabit hibrit protez

Şekil 2.7. Kayıp mum tekniğinde kullanılan döküm konisi, tij, rezervuar ve mum modelajlar

Şekil 2.8. SLA sistemi

Şekil 3.1. Modele yuvaların açılması

Şekil 3.2. Reçine model üzerine analogların yerleştirilmesi ve multi-ünit abutmentlerin yerleştirilmesi

Şekil 3.3. Multi-ünit abutmentler üzerine dijital ölçü postlarının yerleştirilmesi

Şekil 3.4. Ağız içi tarayıcı ile dijital ölçü alınması

Şekil 3.5. Model tasarımı

Şekil 3.6. Çalışma modelleri

Şekil 3.7. 3 boyutlu yazıcıda modellerin üretilmesi

Şekil 3.8. Altyapı tasarımı

Şekil 3.9. Elektromekanik üniversal test cihazında yükleme ucunun temas edeceği alan

Şekil 3.10. 5 akslı kazıma cihazında örneklerin üretilmesi

Şekil 3.11. Bloklardan altyapı üretimi

Şekil 3.12. Üretilen krom-kobalt altyapı örneği

Şekil 3.13. Altyapılara simante edilen titanyum ara parça

Şekil 3.14. Rezin siman

Şekil 3.15. Teste hazır altyapı örnekleri (soldan sağa FRC, Zr, PEEK, Cr-Co)

Şekil 3.16. (A) Distaldeki tek dayanak vidasının torklanması ile yapılan pasif uyum ölçümü, (B) her iki dayanak vidasının torklanması ile marjinal uyum ölçümü

Şekil 3.17. Örneklere ait ölçüm bölgeleri (A) FRC, (B) PEEK, (C) Zr, (D) Cr-Co

Şekil 3.18. Örneklerde ölçümlerin gerçekleştirildiği bölgeler

Şekil 3.19. Stereomikroskop ile ölçümlerin yapılması

Şekil 3.20. Görüntü işleme programının ölçüm için kalibrasyonu

Şekil 3.21. Elektromekanik üniversal test cihazında kırma testinin gerçekleştirilmesi

Şekil 3.22. Üniversal test cihazına yerleştirilen FRC altyapı örneği

Şekil 3.23. Kırılma dayanımı testinin ardından elde edilen örneklerin genel görünümü (Soldan sağa PEEK, Cr-Co, FRC, Zr)

Şekil 4.1. Örneklerin vertikal uyum ölçümüne yönelik x80 büyütmede elde edilen stereomikroskop görüntüleri (soldan sağa Cr-Co, PEEK, Zr, FRC)

Şekil 4.2. Gruplara ait vertikal uyum ortalama ve standart sapma değerleri (µm)

Şekil 4.3. Örneklerin pasif uyum ölçümüne yönelik x80 büyütmede elde edilen stereomikroskop görüntüleri (soldan sağa Cr-Co, PEEK, Zr, FRC)

Şekil 4.4. Gruplara ait pasif uyum ortalama ve standart sapma değerleri (µm)

Şekil 4.5. Gruplara ait kırılma dayanımı ortalama ve standart deviasyon değerleri (N)

Şekil 4.6. (A) Cr-Co grubunda görülen altyapı deformasyonu (Skor 4), (B) Cr-Co grubunda görülen model kırığı

Şekil 4.7. (A) PEEK grubunda görülen altyapı deformasyonu (Skor 4), (B-C) PEEK grubunda görülen altyapı kırığı (Skor 7)

Şekil 4.8. (A) Zr grubunda görülen altyapı kırığı (Skor 7), (B) Zr grubunda desimantasyon ile görülen altyapı kırığı (Skor 8)

Şekil 4.9. (A) FRC grubunda görülen altyapı deformasyonu (Skor 4), (B) FRC grubunda görülen altyapı kırığı (Skor 7)

SİMGELER ve KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile aşağıda sunulmuştur.

CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
CEREC	Computer Aided Ceramic Reconstruction
Zr	Zirkonya
Cr-Co	Krom-Kobalt
FRC	Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit
PEEK	Polietereterketon
Ti	Titanyum
Y_2O_3	Yitriyum Oksit
MgO	Magnezyum Oksit
CaO	Kalsiyum Oksit
PSZ	Kısmi Stabilize Zirkonya
FSZ	Tam Stabilize Zirkonya
Ni-Cr	Nikel-Krom
Ti-6Al-4V	%90 Titanyum, %6 Alüminyum ve %4 Vanadyum
CeO_2	Seryum Oksit
3Y-TZP	Yitriyum Stabilize Zirkonya Polikristaller

PAEK	Poliaril Eter Keton
TiO_2	Titanyum dioksit
$BaPO_4$	Baryum Fosfat
CFR-PEEK	Karbon Fiber Takviyeli PEEK
GFR-PEEK	Cam Fiber Takviyeli PEEK
BioHPP	Güçlendirilmiş Modifiye PEEK
SiO_2	Silisyum Oksit
B_2O_3	Boron Oksit
P_2O_5	Fosfor Oksit
ABS	Akrilonitril Bütadien Stiren
SP-1	Sabit Protez-1
SP-2	Sabit Protez-2
SP-3	Sabit Protez-3
PVS	Polivinilsiloksan
STL	Standard Tessellation Language
MPa	Megapaskal
GPa	Gigapaskal
µg	Mikrogram
µm	Mikrometre

mm	Milimetre
mm^2	Milimetrekare
mm^3	Milimetreküp
cm	Santimetre
cm^3	Santimetreküp
N	Newton
°C	Santigrat
dk	Dakika
3B	3 Boyutlu
SLS	Selektif Lazer Sinterleme
SLA	Stereolitografi
FDM	Ergitilmiş Biriktirme Modelleme
SLM	Selektif Lazer Eritme
LOM	Tabakalı Nesne Üretimi
DMLS	Doğrudan Metal Lazer Sinterleme
EDM	Elektrik Deşarjlı İşleme
BT	Bilgisayarlı Tomografi
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
SEM	Scanning Electron Microscope (Elektron Taramalı Mikroskop)

Ort	Ortalama
SS	Standart Sapma
SD	Standart Deviasyon
XRD	X-ışını kırınımı

1. GİRİŞ

Parsiyel veya tam dişsiz çenelerin implant destekli protezlerle rehabilitasyonu; posterior bölgede yetersiz kemik kalitesi, uzun süreli dişsizlik nedeniyle oluşan kemik hacmi eksikliği ve alveolar kemikteki anatomik kısıtlamalar gibi etkenler doğrultusunda sıklıkla karmaşık bir hale gelmektedir (1–3). Özellikle dikey ve yatay kemik kaybının ileri düzeyde olduğu vakalarda, ileri cerrahi augmentasyon teknikleri yerine daha çok hibrit protez uygulamaları tercih edilmektedir.

Hibrit protez kavramı, tek tip bir tasarıma bağlı kalmaksızın, farklı materyallerin birlikte kullanılmasıyla üretilen protez uygulamalarını ifade eder. Bu protezler sabit, hareketli veya maksillofasiyal protez formunda tasarlanabilir (4). Genel olarak hibrit protezler, implant üzerine vidalanan metal bir altyapı ve akrilik takım dişlerden oluşsa da altyapı materyali olarak soy metallerin yanı sıra titanyum alaşımları, zirkonya, fiber ve polimerik materyaller de tercih edilmektedir (5). Hibrit protezlerin avantajları arasında; diş ve yumuşak dokuların rehabilitasyonunda kompozit ve seramik gibi estetik materyallerin kullanılabilmesi (6), gerektiğinde protezin diş hekimi tarafından kolayca çıkarılabilmesi (7) ve maksiller sinüs veya mental foramen gibi anatomik yapılara zarar vermeden implantları daha mezyal konumlandırarak distalde kantilever kullanımına olanak tanıması (8) yer almaktadır.

İmplant ve protez altyapısı arasında pasif uyum sağlanması, başarılı ve uzun süreli osseointegrasyon açısından kritik önem taşımaktadır (9). Çok üyeli implant destekli protezlerde ideal kenar uyumu ve iç uyumun sağlanamaması, rezidüel statik stres birikimine neden olabilmektedir (10). Stres büyüklüğü protez-implant arayüzündeki uyumsuzluk miktarıyla doğrudan ilişkilidir. Uyumsuzluk derecesi arttıkça protezin stabilitesi azalır; bu durum ise protezde lateral, vertikal ve horizontal hareketlere neden olur.

Hibrit protezlerde hem estetik hem de mekanik beklentileri karşılamak için farklı materyal arayışlarına gidilmektedir. Bununla birlikte literatür incelendiğinde hibrit protez alt yapısı olarak kullanımını ele alan çalışmaların sınırlı sayıda olduğu görülmektedir (11,12).

Bu in vitro çalışmanın amacı, implant destekli hibrit protezlerde altyapı materyali olarak kullanılan dört farklı materyalin (fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC), zirkonya (Zr), krom-kobalt (Cr-Co) ve polietereterketon (PEEK)) marjinal uyum, kırılma dayanımı ve kırılma tipi açısından karşılaştırılmasıdır. Çalışmada her bir materyalin, pasif ve vertikal uyum düzeyi ile mekanik dayanıklılığı arasındaki ilişki istatistiksel olarak analiz edilerek, klinik başarı açısından uygun altyapı materyalinin belirlenmesi hedeflenmiştir. Elde edilecek verilerin, implant üstü hibrit protezlerde materyal seçimine yönelik katkı sağlaması amaçlanmaktadır.

Bu çalışmanın sıfır hipotezleri (H_0) şunlardır:

1. Farklı altyapı materyallerinin kullanımı, protezlerin marjinal uyumunu etkilemez.

2. Farklı altyapı materyallerinin kullanımı, protezlerin kırılma dayanımını etkilemez.

3. Marjinal uyumdaki değişiklikler, materyale bağlı olarak protezin kırılma dayanımını etkilemez.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Vücutta hasar gören veya eksik olan bir bölgenin ya da organın fonksiyonunu yeniden kazandırmak amacıyla doku içine yerleştirilen organik ya da inorganik maddelere implant denir. Dental implantlar, oral mukoza veya periost altına yerleştirilen, proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacıyla kullanılan materyallerdir (4).

Dental implantlara dair bilinen en eski kayıtlar, Çin'de bambu çubuklarının diş eksikliklerini gidermek amacıyla kullanıldığını ortaya koymaktadır. Maya Uygarlığı'nda ise çekim soketine yerleştirilen deniz kabukları, literatürde ilk kemik içi alloplastik implant örneği olarak kabul edilmektedir. Maggiolo ise, altına kök formu vererek çekim soketine implant yerleştiren ilk araştırmacı olarak literatürdeki yerini almıştır (6).

1938 yılında Dahl, kemik yüzeyine yerleştirilen ilk subperiosteal implant uygulamasını gerçekleştirmiştir. Tramonte'nin 1961'de geliştirdiği vida formundaki implantlar, günümüzde kullanılan modern implantların temelini oluşturmuştur. 1968'de ise Linkow tarafından geliştirilen titanyum esaslı blade implantlar klinik uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır (13). Branemark'ın titanyum implantı tavşan kemiğine yerleştirmesi, modern oral implantolojinin temelini oluşturmuş ve gelişimine ciddi bir ivme kazandırmıştır. 1971 yılında Branemark dental implant sistemi tanıtılmış, implant integrasyonunun yumuşak ve sert dokularda herhangi bir yan etki yaratmadığı kanıtlanmıştır (14).

Misch'e göre, implant destekli protezlerin sağladığı avantajlar şu şekilde sıralanabilir (6):

- Kemik rezorpsiyonunu önleyerek kemik dokusunu korur.
- Oklüzal dikey boyutun korunmasını ve yeniden kazanılmasını sağlar.
- Yüz estetiğini ve kas tonusunu destekler.
- Estetik görünümü iyileştirir.
- Fonetik performansı geliştirir.
- Oklüzal ilişkileri optimize eder.
- Oral propriosepsiyonu (oklüzal farkındalık) artırır.
- Protezin genel başarısını arttırır.

- Çiğneme etkinliğini artırarak fonksiyonel kapasiteyi iyileştirir.
- Protezin boyutunu azaltarak kaide veya kroşe ihtiyacını ortadan kaldırır.
- Sabit ve hareketli protez seçenekleri sunar.
- Sabit protezlerin stabilitesini ve tutuculuğunu artırır.
- Protezlerin sağkalım süresini uzatır.
- Diş preparasyonu gereksinimini ortadan kaldırır.
- Daha kalıcı ve uzun ömürlü bir tedavi seçeneği sunar.
- Hastanın psikolojik sağlığını ve yaşam kalitesini iyileştirir.

2.2. İmplant Üstü Protezlerin Sınıflandırılması

Dental implant destekli protetik üst yapılar farklı şekillerde sınıflandırılmıştır. Ancak, Misch'in yaptığı sınıflandırma literatürde genel kabul görmektedir. Günümüzde diş hekimliği eğitimi ve implant tedavilerinde bu sınıflama yaygın olarak kullanılmaktadır (6).

Misch'in sınıflamasına göre, implant destekli protetik üst yapı seçenekleri şu şekilde kategorize edilmektedir (6):

1. Sabit Protez-1: Sadece kronu restore ederek doğal diş görünümünü sağlar.

2. Sabit Protez-2: Kron ve kökün bir kısmını restore eder. Oklüzal yarıda kron konturu normaldir ancak; servikal bölgede uzamış bir yapı sergiler ve aşırı konturlu bir yapı oluşturur.

3. Sabit Protez-3: Kronu ve diş eti dokusunun bir kısmını restore eder. Genellikle yapay dişler ve pembe akrilik malzeme kullanılır; bazı durumlarda ise metal destekli porselen tercih edilebilir. Servikal bölgede belirgin bir uzama ve kontur fazlalığı gözlenir.

Bu restorasyon türü, doğal dişlerin yanı sıra yumuşak dokuları da yeniden oluşturmayı amaçlar. Diş eti renginde tasarlanan SP-3 protezler, kaybedilen diş eti seviyesini ve interdental papillayı taklit ederek, daha doğal bir boyut ve forma sahip olurlar. Özellikle belirgin kemik kaybı bulunan olgularda, kaybedilen diş eti seviyesini yeniden sağlamak için diş eti renginde akrilik veya porselen malzemeler kullanılır. SP-3 protezlerde iki temel

yaklaşım benimsenir; metal destekli porselen restorasyonlar ve metal altyapı, akrilik ile yapay dişlerden oluşan hibrit (karma) restorasyonlar.

Misch'e göre tam dişsizlik durumunda tercih edilecek protezin belirlenmesinde dikkat edilecek en önemli faktör arklar arası mesafedir.

SP-3 sınıfına dahil hibrit protezler, arklar arasındaki ilişki, kretler arası mesafe ve anatomik yapılar dikkate alındığında, ileri derecede rezorpsiyon görülen ve rehabilitasyonu zor olan vakalarda önemli avantajlar sunmaktadır.

SP-3 hibrit protezlerinin klinik avantajları şu şekilde sıralanabilir (6):

- Kaybedilen dişler, kemik ve yumuşak dokuları eksiksiz bir şekilde yerine koyarak, ideal yüz yüksekliğinin korunmasını sağlar.
- Yüksek retansiyon sağlayan güvenilir bir rehabilitasyon türüdür.
- Vidalı bağlantı mekanizmasına sahip olduğundan, simante restorasyonlarda görülen siman artığı riskini ortadan kaldırır.

SP-3 sınıfındaki hibrit protezler, karmaşık üretim süreçleri gerektiren hassas yapılar olmasından ötürü, uygun planlama yapılmadığında veya yanlış materyal seçimi durumunda çeşitli komplikasyonlar ortaya çıkabilir.

SP-3 hibrit protezlerinde karşılaşılabilecek başlıca klinik dezavantajlar şunlardır:

- Oklüzal vidalara binen aşırı yük, vidalarda gevşemeye veya kırılmaya neden olabilir (15).
- Zarb'ın önerdiği geleneksel hibrit protezlerde, yapay dişlerde aşınma veya dişlerin akrilik kaideden ayrılması görülebilir (15).
- Metal altyapı veya zirkonya üzerine porselen uygulanan vakalarda, porselen yüzeylerde çatlama veya chipping gibi sorunlar oluşabilir (15).
- Altyapı malzemesinin vaka için uygun seçilmemesi durumunda kırılmalar meydana gelebilir (15).
- Protezin mukozaya bakan yüzeylerinin yeterince temizlenememesi, hijyen sorunlarına yol açabilir (16).

- Mukoza ile protez arasındaki boşlukların uygun olmaması, bazı fonetik problemlere sebep olabilir (6).

4. Hareketli Protez-4: Yalnızca implantlar tarafından desteklenen hareketli protezlerdir.

5. Hareketli Protez-5: Hem implantlar hem de yumuşak dokular tarafından desteklenen hareketli protezlerdir.

2.2.1. Hibrit Protezler

Hibrit protezler, profesyonel bir kişi tarafından takılıp çıkarılabilen, sabit-hareketli protezlerdir (4). Desteğin tamamı implantlardan sağlanır. Altyapıları; metal, akrilik rezin, kompozit rezin ve güçlendirilmiş polimerik materyaller gibi çeşitli protetik malzemelerle tasarlanır. Bu tasarım, bar yapıları ya da prepare edilmiş dişler şeklinde oluşturulabilir (17). Üst yapı malzemesi olarak ise akrilik, kompozit veya seramik kullanılmaktadır. Protezin yumuşak dokuya bakan yüzeyleri, temizliği kolay olması amacıyla dış bükey bir forma sahip olacak şekilde ve minimum doku teması oluşturacak şekilde hazırlanır. Hibrit protezler, tam ark rehabilitasyonlarında en az dört implant desteğiyle uygulanabilir, ancak en ideal çözüm, vaka koşullarına uygun olarak mümkün olan en fazla sayıda implantın kullanılmasıdır (18). Ayrıca, vertikal mesafenin arttığı parsiyel dişsiz vakalarda da yeterli sayıda implant desteği sağlanarak kullanılabilmektedir (19,20).

Hibrit protezler, geleneksel tam protezlere kıyasla hastaların yaşam konforunu artıran; fonksiyonel, estetik ve psikolojik avantajlar sunmaktadır (21). Vertikal mesafenin arttığı tam veya parsiyel dişsizlik vakalarında, ileri cerrahi müdahalelere gerek kalmadan estetik bir çözüm sunabilmektedir (20,22). Bunun yanı sıra, uygunsuz açı veya konumda yerleştirilen implantlar için de etkili bir çözüm oluşturmaktadır (19).

2.2.1.1. İmplant Destekli Hibrit Protezlerin Avantajları

İmplant destekli hibrit protezlerin avantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Kaybedilen sert ve yumuşak dokuların başarılı bir şekilde rehabilitasyonu sağlanır.
- Artmış kron-kök oranına bağlı olarak sabit protezlerde oluşabilecek biyomekanik dezavantajlar minimalize edilir.
- Hastalara doğru dikey boyut sağlanarak estetik ve fonksiyon kazandırılır (6).

- İyi bir tutuculuğa sahiptir ve yüksek stabilite sunar.
- İmplantların açı veya konum bakımından uygunsuz olduğu vakaları tolere edebilmektedir (7).
- Vidalı sistemlerin kullanımı sayesinde, siman artığına bağlı komplikasyonlar önlenir (22).
- Protez, hekim tarafından kolaylıkla çıkarılıp yeniden yerleştirilebilir (7).

2.2.1.2. İmplant Destekli Hibrit Protezlerin Dezavantajları ve Komplikasyonları

İmplant destekli hibrit protezlerin dezavantajları ve komplikasyonları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Protetik vidalarda gevşeme veya kırılma, sık karşılaşılan bir sorundur (23).
- Rezin dişlerde metal/akrilik protezden ayrılma, aşınma veya kırılma gibi sorunlar meydana gelebilir.
- Metal/seramik veya zirkonya/seramik restorasyonlarda, porselende küçük kopmalar (chipping) ya da porselen ve altyapı kırıkları gözlemlenebilir (24).
- Akrilik rezin protezlerde, metalin koyu renginin yansıması estetik açıdan görüntüyü bozabilir.
- Bazı vakalarda, hibrit protezler yeterli dudak desteği sağlayamayabilir (25).
- Konuşma sırasında hava kaçışına bağlı fonetik problemler ortaya çıkabilir (6).
- Protezin dokuya bakan yüzeyinin düzenli temizlenmesi gerekir. Bu yüzeyin iyi polisajlanmış ve dışbükey formda hazırlanması gereklidir. Yeterli hijyen sağlanamadığı durumlarda çevredeki yumuşak dokularda mukozitis ve periimplantitis gibi komplikasyonlar gelişebilir (6,22,23).

2.2.1.3. Hibrit Protezlerin Kapsamlı Sınıflandırılması

Hibrit protezler, standart bir tasarıma sahip olmayan ve vakaya uygun olarak farklı materyal ve tasarımlar ile üretilebilen protez türleridir. Bu esneklik, hibrit protezlerin literatürde net bir sınıflandırmaya tabi tutulmasını zorlaştırmaktadır. Ancak literatür bilgilerine dayanarak aşağıdaki şekilde bir sınıflandırma yapılabilir (4,22,26–32):

I. Hareketli Parsiyel Protezler: Hastanın kendisinin takıp çıkarabildiği, eksik dişlerin yerini dolduran ve genellikle metal bir iskelet üzerine akrilik dişlerin yerleştirildiği protez türleridir.

II. Çene-Yüz Protezleri: Sadece dişleri değil, aynı zamanda kaza, hastalık veya doğumsal anomaliler sonucu kaybedilmiş çene ve yüz dokularını (örneğin damak, burun, kulak) restore etmek için kullanılan özel protezlerdir.

III. Sabit Protezler: İmplantlar veya mevcut dişler üzerine yapıştırılarak sabitlenen ve hasta tarafından çıkarılamayan protezlerdir. Hibrit tasarımlar en çok bu kategoride kullanılır. Sabit hibrit protezler, kullanılan materyallere, tasarımlarına ve üretim teknolojilerine göre kendi içlerinde üçe ayrılır:

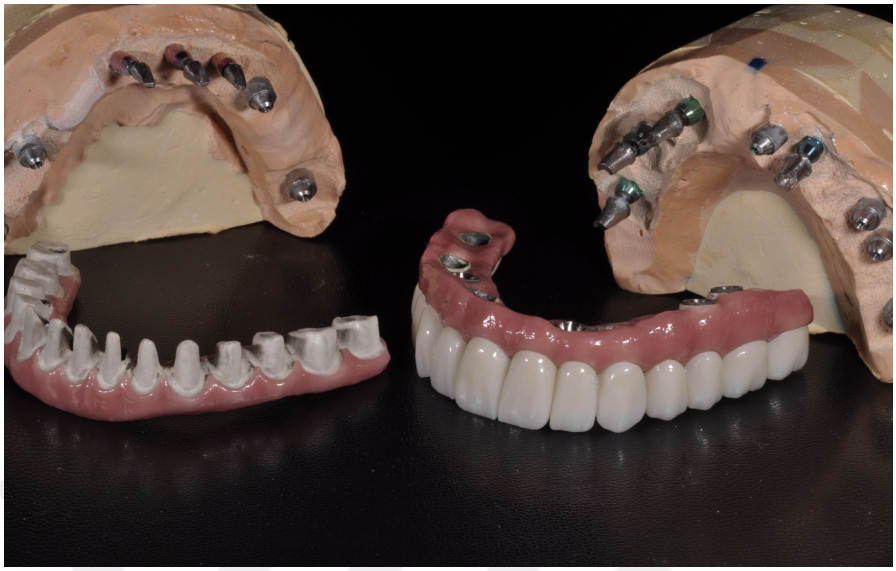
a) **Alt ve Üst Yapı Materyallerine Göre Sabit Hibrit Protezler**
   - Altyapı materyalleri:
     - Metal: Soy metal, krom-nikel, krom-kobalt, titanyum ve alaşımları
     - Seramik: Y-TZP zirkonya
     - Fiber: Örgü tipi ve cam fiber
   - Üstyapı materyalleri: Akrilik, kompozit, seramik

b) **Dizayn Tiplerine Göre Sabit Hibrit Protezler:** Bu tasarımlar, protez altyapısının implantlar üzerine nasıl yerleştirildiğini ve çiğneme kuvvetlerini dağıtmak için hangi geometrik şeklin kullanıldığını tanımlar. Genellikle implantların çene kemiğindeki konumuna göre belirlenirler.
   - L Dizayn: Genellikle çenenin sadece bir tarafında diş eksikliği olduğunda kullanılır. Protez, tek bir doğru parçasından ve onun ucundaki kısa, dikey bir uzantıdan oluşarak "L" harfine benzer bir şekil oluşturur. Bu tasarım, özellikle arka bölgedeki implantlardan destek alarak kuvvetleri dengeler.
   - I Dizayn: En basit tasarımdır ve implantların düz bir hat üzerinde sıralandığı durumlarda kullanılır. Protez altyapısı, bu implantları birleştiren tek bir düz metal veya zirkonya bardan oluşur ve "I" harfi gibi görünür. Genellikle ön bölgedeki az sayıda diş eksikliğinde tercih edilir.

- U Dizayn: Tam dişsizlik vakalarında en sık kullanılan tasarımlardan biridir. İmplantlar, çene kavsini takip ederek "U" şeklinde yerleştirilir ve protez altyapısı da bu kavisli şekli takip eder. Bu tasarım, kuvvetlerin çene kemiğine dengeli bir şekilde dağıtılmasını sağlar ve özellikle üst çenede, damak bölgesinin açık kalmasına olanak tanıyarak tat alma duyusunu ve konforu artırır.
- Eliptik Dizayn: "U" dizaynına benzer şekilde tam dişsizlik vakalarında kullanılır ancak daha yuvarlak ve eliptik bir kavis çizer. Bu tasarım, implantların konumlandırılmasına ve çene arkının şekline bağlı olarak daha yumuşak bir geçiş sağlar ve kuvvet dağılımını optimize eder.
- Toronto Köprü Dizayn: Bu dizayn belirli bir geometrik şekilden çok, fonksiyonel bir tasarım konseptidir. Temel özelliği, sadece kaybedilen dişleri değil, aynı zamanda kemik rezorpsiyonu nedeniyle kaybedilmiş diş eti dokusunu da taklit eden pembe renkli bir akrilik veya kompozit kaide içermesidir. Bu sayede hem estetik bir diş eti hattı oluşturulur hem de protez ile doğal diş eti arasında kalan boşluk hijyenik olarak yönetilebilir. Adını, bu tekniğin ilk geliştirildiği Toronto Üniversitesi'nden almıştır. (Şekil 2.1)

c) Üretim Tekniklerine Göre Sabit Hibrit Protezler

- Geleneksel yöntem
- CAD/CAM Yöntemleri:
    - Frezeli üretim
    - Eklemeli üretim



Şekil 2.1. Prepare edilmiş diş ve yumuşak dokunun bir kısmını içeren implant destekli hibrit protez

2.3. All-on-Four Tekniği

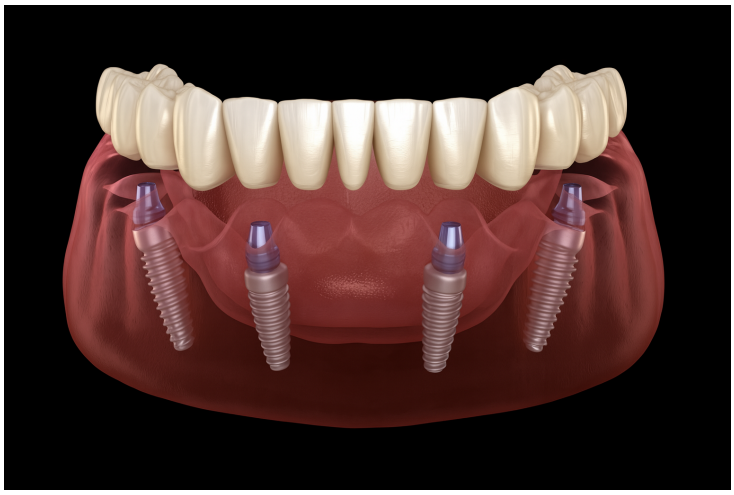
Malo ve ark. distale açılı yerleştirilen implantlarla sadece dört implant üzerinde sabit protez yapımına dayanan All-on-Four tekniğini 2003 yılında tanımlamıştır (33). Bu teknik hem üst hem de alt çenede iki anterior ve iki posterior implant ile desteklenen tam ark sabit hibrit protez uygulamalarını içermektedir (2,34). Bu teknikte anterior implantlar alt ve üst çenede kanin diş bölgesine dik yerleştirilirken, posterior implantlar alt çenede mental foramenin ön kısmına, üst çenede ise maksiller sinüsün ön duvarına paralel olacak şekilde 30-45° açıyla distale eğimli olarak konumlandırılır (2,3). Posterior bölge için genellikle 4-4,3 mm çapında ve 18 mm uzunluğunda implantlar, anterior bölge için ise 3,75-4 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implantlar önerilmektedir (3,35).

Posterior bölgede vertikal kemik yetersizliğini yönetebilmek için çeşitli tedavi yaklaşımları mevcuttur. Bu yöntemler arasında uzun distal kantilever kullanımı, kısa implant uygulamaları veya zigoma ve pterigoid kemiğe implant yerleştirme seçenekleri sayılabilir (36). Ancak zigoma ve pterigoid kemiğe implant uygulamaları operasyon sırasında yüksek risk taşıyabilir ve tedavi sonrası komplikasyonlara yol açabilir (1). Bunun yanı sıra, bu alternatif yöntemler genellikle daha yüksek maliyetli olup tedavi süresini uzatabilmektedir.

Standart yaklaşımda mandibulaya 6 implant yerleştirilip üst yapının 3 parça şeklinde tasarlandığı duruma alternatif olarak geliştirilen All-on-Four tekniği, başarılı klinik sonuçlar vermektedir (33,37–39). Çalışmalar, uygun açılarda yerleştirilen yeterli uzunluktaki 4 implantın tam ark restorasyonu için yeterli desteği sağladığını göstermektedir. Biyomekanik analizler, daha fazla implant kullanımının mekanik açıdan gerekli olmadığını ortaya koymuştur (40). Buna ek olarak, farklı distal implant açılarıyla (0°, 15°, 30°, 45°) yapılan All-on-Four ve All-on-Six implant uygulamaları, implant çevresindeki kortikal kemik gerilmeleri açısından karşılaştırıldığında; gerilmenin en çok distaldeki implantlarda yoğunlaştığı, 4 implant kullanılan modellerde gerilmelerin, 6 implantlı modellere kıyasla daha fazla olduğu belirlenmiştir (41).

Mandibulanın aşağı ve öne doğru (protrüziv) hareketi sırasında oluşan gerilmeler, genellikle mental foramenin distal bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Mental foramenler arasına yerleştirilen implantlar, bu bükülme kuvvetlerine karşı daha stabil bir yapı sergilemektedir (6). Bu doğrultuda, All-on-Four tedavi tekniğinde mandibulada implantların mental foramenler arasına konumlandırılması tercih edilmektedir.

All-on-Four tekniğinde posterior implantlar genellikle 30° açılandırılır ve bu açı, açılı dayanaklarla tolere edilebilir. İmplant açılanmasının maksimum 45° olması önerilir (38) (Şekil 2.2). Çalışmalar, 15° ve 30° açılanmalarda benzer gerilme dağılımı olduğunu, 45° açılanmada ise yüksek gerilme oluştuğunu göstermektedir (42,43). Bu bulgulara göre, distal implantlarda maksimum açılanma 30°'dir.



Şekil 2.2. All-on-four tekniğinin şematik gösterimi

Distal implantların açılandırılması, implantlar arasındaki mesafeyi artırarak protezin anteroposterior (AP) mesafesini genişletir (44). Bu açılandırma, daha uzun implantların kullanılmasına olanak tanırken, cerrahi riski artırmadan uygun pozisyonlama imkânı sağlar. Ayrıca bu teknik, üst yapıdaki kantilever uzunluğunu da kısaltır (45). Kantilever kullanımı, protez ve implantlarda biyomekanik gerilmelere yol açabilir. Kantilever uzunluğu arttıkça, implant çevresinde kemik kaybı, protez vidalarında gevşeme veya kırılma gibi komplikasyonların görülme sıklığı artar (46,47). Bu tür komplikasyonları en aza indirmek için kantilever uzunluğunun mümkün olduğunca kısa tutulması önerilmektedir (48).

2.3.1. All-on-Four Tekniği Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

All-on-Four tekniği endikasyonları (49):

- Genel sağlık durumu stabil ve kabul edilebilir düzeyde oral hijyen motivasyonuna sahip hastalar.
- Dişsiz maksillada kaninler arası minimum 5 mm kemik genişliği ve 10 mm kemik yüksekliği bulunan olgular.
- Dişsiz mandibulada mental foramenler arasında minimum 5 mm kemik genişliği ve 8 mm kemik yüksekliği mevcut olan olgular (50).
- Dayanaklar, altyapı ve protetik restorasyon için yeterli vertikal mesafe sağlanabilmesi amacıyla arklar arası mesafenin en az 15 mm olduğu olgular (6).
- Parafonksiyonel alışkanlıkların bulunmadığı hastalar.
- Erken yükleme planlanan vakalarda, implantların yeterli primer stabiliteye sahip olması (48).

All-on-Four tekniği kontrendikasyonları (49):

- İleri düzeyde rezorbe olmuş, düzensiz veya ince kemik kretleri ve yetersiz kemik hacmi bulunması.
- İmplant yerleşimi ve planlamasını engelleyebilecek artık diş varlığı.
- Cerrahi müdahaleyi zorlaştıracak ölçüde yetersiz ağız açıklığının bulunması.

2.3.2. All-on-Four Tekniğinin Avantajları ve Dezavantajları

All-on-Four tekniğinin avantajları (1,34,49,50):

- Distal implantların açılandırılması, anatomik yapıların korunmasına olanak sağlar.
- Açılı posterior implantlar sayesinde daha uzun implantlar kullanılabilir ve daha sağlam kemik ankrajı sağlanır.
- Posterior kantilever uzunluğu kısalır.
- Daha uzun implantlar kullanıldığında implant-kemik temas yüzeyi artar ve greft ihtiyacı ortadan kalkar.
- Yüksek başarı oranına sahiptir.
- Anterior-posterior dayanaklar arası mesafe artar.
- Erken yükleme ile fonksiyon ve estetik sağlar.
- İmplantların aralıklı yerleştirilmesi temizliği kolaylaştırır ve biyomekanik avantaj sunar.
- Daha az implant kullanımı maliyeti düşürür.

All-on-Four tekniğinin dezavantajları (50):

- Cerrahi uygulama yüksek düzeyde tecrübe gerektirir.
- Protetik seçenekler sınırlıdır.
- Oldukça hassas bir tekniktir ve titizlikle hazırlanmış cerrahi splint gerektirir.
- Rehber kullanılmadan implantların yerleştirilmesi, istenen protez uyumunu zorlaştırabilir.
- Kantilever uzunluğunun belirli bir sınırın ötesine uzatılması mümkün değildir.
- Planlama esneklik sağlamaz; tek bir implantın başarısızlığı bile protetik restorasyonun yapılmasını engelleyebilir.

2.4. Diş Hekimliğinde Ölçü Yöntemleri

2.4.1. Tanımı ve Önemi

Protetik restorasyonlar, laboratuvar ortamında mevcut dokular ve yapıların taklit edildiği modeller üzerinde üretilir. Bu modellerin oluşturulabilmesi için ağız içi ortamın modele doğru şekilde aktarılması ölçü alımıyla sağlanır. Geleneksel malzemeler veya günümüzde

dijital sistemler kullanılarak dişler ve çevre anatomik yapıların üç boyutlu pozisyonlarının laboratuvara aktarılmasına "ölçü alımı" denir (51,52).

Ölçü alımı, preparasyon yapılmış veya yapılmamış dişlerden, kretlerden, ağız içi anatomik bölgelerden, implantlardan veya mevcut protezlerden alınan kayıtları kapsar (53). Diş hekimliğinde ölçü alma işlemi, konvansiyonel ve dijital olmak üzere iki ana kategoriye ayrılmaktadır.

2.4.2. Geleneksel Ölçü Yöntemleri

Ağız içi ortamın kaydını almak için ölçü maddesi ve bu maddeyi tutan, taşıyıcı bir alet olan ölçü kaşığı ile alınan ölçüdür.

Ölçü kaşıkları, bireysel ve fabrikasyon kaşıklar olarak ikiye ayrılır. Fabrikasyon kaşıklar ise metal ve plastik olmak üzere iki alt grupta incelenir. Ölçü maddesinin türü ve uygulama yöntemi, ölçünün başarısını doğrudan etkiler (54).

Diş hekimliğinde ölçü almanın tarihi 17. yüzyılın ortalarına kadar uzanmaktadır. Reversible hidrokolloidler 1925'te, irreversible hidrokolloidler ise 1941'de bulunmuştur. 1950'lerde polisülfit ve kondenzasyon silikonları kullanılırken, 1960'ların sonunda polieter, 1970'lerde ise polivinilsiloksan (PVS) ölçü materyalleri piyasaya sunulmuş ve yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (55,56).

2.4.2.1. Ölçü Materyallerinin Sınıflandırılması

Ölçü materyalleri, elastikiyet özelliklerine göre elastomerik (rijit olmayan) ve non-elastomerik (rijit) olmak üzere iki temel kategoriye ayrılmaktadır. Non-elastomerik ölçü maddeleri; çinko oksit öjenol, alçı ve termoplastik malzemelerden oluşurken, elastomerik ölçü maddeleri ise sentetik elastomerler ve hidrokolloid olmak üzere iki alt gruba sahiptir. Hidrokolloid grubu içerisinde, aljinat irreversible (geri dönüşümsüz) hidrokolloid, agar ise reversible (geri dönüşümlü) hidrokolloid ölçü maddesi olarak sınıflandırılır. Sentetik elastomerik ölçü materyalleri grubuna ise polisülfit, ilave (addisyon) tipi silikon, kondenzasyon tipi silikon ve polieter dahildir (57).

Hidrokolloid, silikon, polieter ve polisülfit ölçü malzemeleri güncel kullanımda daha yaygınken; çinko oksit öjenol ve ölçü alçıları daha eski bir geçmişe sahip olmalarına rağmen, günümüzde belirli prosedürlerde kullanılmaya devam edilmektedir (58,59).

2.4.2.2. İmplant Destekli Protezlerde Geleneksel Ölçü Teknikleri

Bu yaklaşım, hastanın ağzındaki implantlara ölçü başlıklarının yerleştirilmesini ve bu başlıklar aracılığıyla implant pozisyonlarının konvansiyonel bir ölçü ile laboratuvar ortamına aktarılmasını içerir. İmplant destekli protezlerin üretiminde tek aşamalı ölçü yöntemleri uygulanabilmektedir. İmplant konumlarının kaydedilmesinde temelde iki farklı teknik kullanılır: Açık kaşık (direkt) ve kapalı kaşık (indirekt) yöntemleri (60).

Üç veya daha az implantın bulunduğu ve bu implantların birbirine göre nispeten paralel konumlandığı vakalarda, kapalı ölçü tekniği tercih edilebilir. Bu teknik için tasarlanmış ölçü başlıkları genellikle daha yuvarlak ve kısa hatlara sahiptir. Süreç, ölçü başlıklarının implantlara yerleştirilmesiyle başlar; akabinde ölçü alınarak, ağızda kalan ölçü başlıkları çıkarılır, implant analogları ile birleştirilir ve sonrasında alınan ölçünün içerisine konumlandırılır (61,62).

"Snap-fit" adı verilen plastik ölçü parçaları ise, bazı implant markalarında mevcut olup, ölçü alımının ardından kapalı kaşık tekniği ile alınmalarına rağmen "direkt" teknik olarak sınıflandırılmaktadır (63).

Aynı ark üzerinde çok sayıda implant bulunduğu veya implantlar birbirine paralel konumda olmadığı durumlarda açık ölçü tekniği tercih edilmektedir. Bu teknikte genellikle uzun, kare veya köşeli formlara sahip ölçü başlıkları kullanılır (61). Ölçü alımı öncesinde hazırlanan kaşıkta, implantların bulunduğu bölgelerin açıkta olması gerekir. Bu sayede ölçü başlıkları kaşık açıklıklarından dışarı çıkarılır, başlıkların üzerindeki vidalar gözlenebilir ve ölçü ağızdan uzaklaştırılmadan önce gevşetilebilir. Sonrasında, ölçü içinde kalan ölçü başlıklarına implant analogları yerleştirilerek laboratuvar aşamasına geçilir (61,64).

2.4.3. Dijital Ölçü Yöntemleri

Uzun yıllar boyunca diş hekimliğine hizmet eden konvansiyonel ölçü yöntemleri, özellikle son dönemdeki teknolojik gelişmelerin etkisiyle yerini giderek daha fazla dijital

ölçü uygulamalarına bırakmaktadır. Bu değişimin doğasında, konvansiyonel tekniğin dezavantajlarının giderilmesi ve dijital sistemlerin sunduğu avantajlardan yararlanılması yer almaktadır. Üreticilerin sunduğu ürün çeşitliliğinin artması, bu alanda giderek çoğalan araştırmalar ve klinik uygulamalarda dijital ölçünün yaygınlaşması, diş hekimliğinde adeta "dijital bir çağ" başladığını açıkça göstermektedir (65).

2.4.3.1. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri ve Gelişimi

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing; CAD/CAM) sistemleri, diş hekimliğinde dijital ölçü uygulamalarının gerçekleştirilmesini mümkün kılar. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim, endüstrinin pek çok alanında uzun süredir kullanılmakla birlikte, diş hekimliği alanındaki ilk önemli gelişme 1977'de Amerika Birleşik Devletleri'nde Bruce Altschuler'ın optik tarayıcı yardımıyla ağız içi dokuları bilgisayar ekranında görüntülemesiyle gerçekleşmiştir. Ardından, 1984'te Fransa'da François Duret, kendi adını verdiği "Duret sistemi" olarak bilinen yaklaşımıyla tek üyeli restorasyonlar üretmiştir. Ticari anlamda ilk dental CAD/CAM sistemi ise 1988'de İsviçre'de Marco Brandestini ve Werner Mörmann'ın geliştirdiği "CEREC" olarak literatüre geçmiştir (56).

CAD/CAM sistemleri, restorasyon üretimi sürecinde üç temel prensipten oluşur: dijitalizasyon, tasarım (CAD) ve üretim (CAM). Dijitalizasyon adımında veriler dijital ortamda kaydedilir; tasarım aşamasında bu veriler kullanılarak üç boyutlu bir model oluşturulur. Son aşamada ise tasarlanan yapı, üç boyutlu olarak üretilir (66,67).

2.4.3.2. Dijital Ölçü Alma Teknikleri

CAD/CAM sistemlerinin ilk basamağı olan veri toplama (dijitalizasyon) aşamasında, tarama işlemi için çeşitli cihazlar kullanılmaktadır. Taranacak yapının özelliklerine ve çalışma ortamına bağlı olarak, dijital ölçü alma işlemi iki farklı yöntemle gerçekleştirilebilmektedir (68).

İndirekt Yöntem: Bu yaklaşım, ağızdan alınan konvansiyonel ölçünün veya bu ölçünün dökülmesiyle elde edilen alçı modelin taranması sonucunda dijital verinin elde edilmesini içerir.

Direkt Yöntem: Bu yaklaşımda ise veriler, doğrudan ağız içinin taranması yoluyla toplanır.

Özellikle direkt yöntemin uygulanmasıyla konvansiyonel ölçü süreci ortadan kalkar; böylece dijital ölçü, geleneksel yöntemlerin dezavantajlarından büyük ölçüde arınarak hem klinisyenlere hem de hastalara çeşitli avantajlar sunar.

2.4.3.3. Dijital Ölçü Alma Tekniklerinin Avantajları ve Dezavantajları

Dijital ölçü alma tekniklerinin avantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Ölçü kaşığı ve ölçü malzemesi kullanılmasına gerek duyulmaması, dolayısıyla bu malzemelerin maliyetinin ortadan kalkması,
- Ölçü ve model bilgilerinin dijital ortamda rahatlıkla saklanabilmesi ve aktarılabilmesi,
- Konvansiyonel ölçülerde meydana gelebilecek yırtılma, distorsiyon, ölçü kaşığından ayrılma, model dökümü için gerekli bekleme süresinin aşılması gibi sorunların ortadan kalkması,
- Geleneksel ölçü yöntemine göre hasta konforunun artması,
- Ölçü sırasında verilerin bilgisayar ekranından canlı olarak izlenebilmesi ve olası hataların anlık olarak düzeltilebilmesi,
- Hasta ile anında analiz yapılabilmesi ve tedavi sonucunun ön izlemesinin hastaya sunulabilmesi,
- Renk seçimi ve değerlendirmesinde ek olanaklar sağlamasıdır.

Dijital ölçü yöntemlerinin sunduğu avantajların yanı sıra, karşılaşılan kısıtlamalar ve dezavantajlar aşağıdaki şekilde özetlenebilir:

- Ağız ortamında kan, tükürük gibi doku sıvılarının varlığı ve çevre yumuşak dokuların tarama alanını engellemesi, hatalı veya eksik veri oluşumuna neden olabilir.
- Sistemlerin öğrenme süreci zaman ve emek gerektirmektedir.
- Taranacak implant modelinin, kullanılan tarayıcının kütüphanesinde yer alması zorunludur.

- Geniş dişsiz alanlarda tarama işlemi, nispeten daha güç hale gelmektedir (69–71).

2.4.3.4. İmplant Destekli Protezlerde Dijital Ölçü Tekniği

Dijital yöntemle implant dayanağı ölçüsü alındığında, konvansiyonel ölçü tekniğinde kullanılan ölçü transfer parçaları yerine, üretici firmaların kendi implant sistemleriyle uyumlu tarama parçaları (implant scanning abutment veya scanbody) kullanılmaktadır. Bu tarama parçaları, belirli geometrik ve yüzey özellikleriyle dijital modele entegre olarak implantın üç boyutlu konumunun doğru şekilde belirlenmesini sağlar. Böylece laboratuvar aşamasında implantın pozisyonu, platform çapı ve çıkış profili tespit edilerek net bir ölçü elde edilebilmektedir (6).

Dijital tarama parçaları temel olarak üç ana bileşenden oluşur: tepe (tarama) bölümü, orta (body) bölümü ve apikal (base) bölümü. Tepe bölümü, implantın konumu ve açısı gibi verileri kaydederek bilgisayar ortamına aktaran esas kısımdır. Bu bölüm, CAD yazılımı tarafından tanınmasını kolaylaştıran düz, ancak asimetrik bir yüzeye sahiptir. Bir veya birden fazla tarama alanı içerebilen bu yüzey, ölçünün hassasiyetini artırır (72). Tepe bölümü çoğunlukla orta (body) bölümü ile benzer malzemeden imal edilir ancak geometrik tasarımı farklı olabilir. PEEK, titanyum alaşımı, alüminyum alaşımı veya çeşitli reçineler, dijital tarama parçalarının üretiminde yaygın olarak kullanılan malzemeler arasındadır. Base bölümü, body kısmı ile implant arasındaki bağlantıyı sağlar. Bu kısım, body ile aynı malzemeden ya da farklı bir materyalden üretilebilir.

Dijital ölçü işleminin ilk adımı, ağızdaki implant üzerine tarama parçasının yerleştirilmesiyle başlar. Bunu, implant ve çevresindeki diş dokularının taranması ile karşıt çenenin ölçüsünün alınması izler. Dijital ölçü için kullanılan kameralar, implant ölçüsü alırken farklı protokollere sahip olabilir. Bazı sistemler, tarama parçası üzerinden tek aşamada ölçü alımına olanak tanırken; bazı sistemlerde ise, tarama parçasıyla implant ölçüsü alındıktan sonra parça çıkarılarak implant derinliği ve çevre yumuşak dokular kaydedilir. Bu aşamalardan sonra, oklüzal ilişkileri doğru değerlendirebilmek için tarama parçası çıkarılır ve hastadan çenesini maksimum interküspidasyonda kapatması istenerek oklüzal kayıtlar alınır. Kayıtların alımı sırasında hastanın maksimum interküspidasyonda kapatması ve doğal dişlerin periodontal ligaman içerisinde gömülmeleri, gelecekteki

çiğneme fonksiyonu sırasında implant destekli restorasyonun aşırı yüke maruz kalmasını engellemeye yardımcı olacaktır (6).

Dijital ölçü tamamlandıktan sonra oluşturulan STL (Standard Tessellation Language) formatındaki dosya, laboratuvara aktarılır ve üretim süreci başlatılır.

2.4.4. Geleneksel ve Dijital İş Akışlarının Karşılaştırılması

Geleneksel ve dijital sistemlerin iş akışları karşılaştırıldığında, dijital sistemlerin geleneksel yöntemlerdeki pek çok aşamayı devre dışı bırakarak insan faktörüne dayalı üretimi azalttığı görülmektedir. Bu yaklaşım, restorasyonun üretim süresini kısaltmasının yanı sıra, aynı zamanda basamak sayısının azalmasıyla olası riskleri de büyük ölçüde azaltır (73–76) (Tablo 2.1).

Tablo 2.1. Konvansiyonel ve dijital sistemlerde iş akışı

Konvansiyonel İş Akışı	**Dijital İş Akışı**
İzolasyon	İzolasyon
Kaşık Hazırlığı	Ağız İçi Ölçü
Geleneksel Ölçü	Bilgisayar Destekli Tasarım
Model Hazırlığı	Bilgisayar Destekli Üretim
Geleneksel Tasarım	
Üretim	

2.5. Hibrit Protez Yapımında Kullanılan Alt Yapı Materyalleri

Diş hekimliğinde kullanılan alaşımların, güvenilir bir klinik performans sergileyebilmeleri için fiziksel, kimyasal ve biyolojik bakımdan belirli standartlara uygun olması gerekir. Bu bağlamda, dental alaşımların klinik açıdan yeterli olduğunu gösteren en kritik göstergelerden biri, onların sahip olduğu fiziksel ve mekanik özelliklerdir.

Hibrit protezlerde alt yapı materyali olarak sıklıkla titanyum alaşımları ve baz metal alaşımları kullanılmaktadır (77,78). Soy metal alaşımlarına kıyasla daha düşük maliyete sahip bu alaşımlar, yeterli mekanik ve fiziksel özellikleri sayesinde alternatif bir seçenek olarak öne çıkmıştır (79).

2.5.1. Metal Alaşımları

Diş hekimliğinde kullanılan metal alaşımlar, McLean tarafından aşağıdaki şekilde sınıflandırılmıştır (80).

Soy Metal Alaşımlar

1. Altın – Platin – Palladyum (Au – Pt – Pd)
2. Altın – Platin – Tantalyum (Au – Pt – Ta)
3. Altın – Palladyum – Gümüş (Au – Pd – Ag)
4. Palladyum – Gümüş (Pd – Ag)

Soy Olmayan Metal Alaşımlar

1. Nikel – Krom Alaşımları
2. Kobalt – Krom Alaşımları

Titanyum Alaşımları

1. Titanyum Alaşımları

2.5.1.1. Soy Metal Alaşımlar

Soy metaller, asit korozyonu ve oksidasyona karşı yüksek direnç sağlamalarının yanı sıra üstün biyolojik uyum gösterirler. Yüksek dökülebilirlik ve kolay işlenebilirlik özelliklerine sahiptirler. Ancak yüksek maliyet dezavantajı nedeniyle günümüzde daha çok soy olmayan metal alaşımları tercih edilmektedir (81). Dental alaşımlar arasında öne çıkan dört soy metal şunlardır (30):

1. Altın
2. Palladyum
3. Gümüş
4. Platin

Bazı araştırmacılar gümüşü, soy metal sınıfına dahil ederken; diğerleri, ağız ortamında gösterdiği oksidasyon eğilimi nedeniyle gümüşün bu grupta değerlendirilmesine karşı çıkmaktadır (82).

2.5.1.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları

Doğada kolayca temin edilebilen ve ekonomik açıdan daha düşük maliyetli metallerdir. Soy olmayan metal alaşımları yüksek elastisite modülü, yüksek sertlik ve bükme dayanımına sahiptir (30).

Cr-Co alaşımları, 1930'lardan beri protetik restorasyonlarda tip 4 altın alaşımlarının yerine, daha düşük maliyetleri nedeniyle tercih edilmektedir. Bu alaşımlar yaklaşık olarak %53–68 oranında kobalt ve %25–34 oranında krom içerir. Yapıya eser miktarda eklenen karbon, diğer elementlerle etkileşime girerek karbid oluşumunu destekler; böylece dökülebilirlik, işlenebilirlik ve mekanik direnç gibi özelliklerin iyileşmesini sağlar (82).

Cr-Co alaşımları, düşük maliyet, yüksek sertlik ve yüksek gerilme dayanımı gibi avantajlar sunarken; yüksek erime sıcaklığı, düşük yoğunluk ve yoğun oksitlenme eğilimi, döküm, polisaj ve adaptasyon aşamalarını zorlaştıran dezavantajlar oluşturur (83,84). Buna rağmen, biyouyumluluk ve korozyon direnci açısından nikel-krom alaşımlarına göre daha üstün performans gösterir (85).

Nikel-krom (Ni-Cr) alaşımları, berilyum içeriğine göre iki ana gruba ayrılmaktadır. Bu alaşımlarda genellikle %68–80 oranında nikel, %11,9–26,3 oranında krom, %0,1–14 oranında demir bulunmakta ve alüminyum, berilyum, molibden, manganez, tantalyum gibi eser elementler de yer almaktadır. Erime sıcaklığı yaklaşık 1150°C'tır. Nikel dayanıklılık ve sertliği artırırken, krom pasif bir oksit tabakası oluşturarak korozyonu engeller. Berilyum ise akışkanlığı arttırır, porselenle bağlantıyı güçlendirir ve yüksek ısılarda oluşan oksit tabakasının önüne geçer. Molibden ilavesi, alaşımın termal genleşme katsayısını düşürerek daha iyi boyutsal stabilite sağlar. Nikel-krom (Ni-Cr) alaşımlar yüksek elastik modülü ve gerilme dayanımına sahip olmalarının yanı sıra maliyet açısından da avantajlıdır. Ancak bu alaşımların esneme direnci ve yoğunluğu, soy metallerden daha düşük, döküm sıcaklıkları ise daha yüksektir. Korozyon dirençleri kabul edilebilir düzeyde olmasına rağmen, bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Bunlar arasında olası alerjik reaksiyonlar, altın alaşımlara kıyasla daha yüksek marjinal açıklık değerleri ve içerikteki kontrol edilemeyen oksit tabakası nedeniyle metal-porselen bağlantısında ortaya çıkabilecek sorunlar yer almaktadır (86,87).

2.5.1.3. Titanyum ve Alaşımları

Titanyum, düşük elastisite modülü, hafifliği, yüksek korozyon direnci, üstün biyouyumluluğu ve kolay şekillendirilebilmesi gibi nitelikleriyle dikkat çeker (88). Alaşım bileşenlerine bağlı olarak erime noktası değişmekle birlikte, yaklaşık 1668 °C düzeyindedir. Bu değer, diş hekimliğinde kullanılan altın (~950 °C) ve kobalt-krom (~1300 °C) alaşımlarının erime sıcaklıklarından daha yüksektir.

Saf titanyumun mekanik ve fiziksel özellikleri, içerdiği oksijen, karbon, hidrojen, demir ve azot miktarına göre farklılık gösterir. Özellikle oksijen içeriğinin artması, titanyumun daha dayanıklı, sert ancak aynı zamanda kırılgan hale gelmesine yol açar. Titanyum ve alaşımlarının esneklik modülleri, paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımlarının yaklaşık yarısı oranındadır; buna karşı dental protez üretiminde kullanılan altın alaşımlarının esneklik modülünden biraz daha yüksektir (89).

Ayrıca, yüzeyde pasif bir titanyum oksit tabakası (pasivizasyon) oluştuğundan dolayı titanyumun korozyon direnci, paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımlarından daha üstündür. Bu tabaka, titanyumu yüksek biyouyumluluğa sahip bir materyal konumuna getirmektedir (90).

Titanyum, saflık derecesine bağlı olarak Grade 1, Grade 2, Grade 3 ve Grade 4 şeklinde sınıflandırılmaktadır. “Alaşımsız” olarak adlandırılan saf titanyumun bileşiminde eser miktarda demir, karbon, oksijen ve nitrojen bulunur. Bu elementler, Grade 1’den Grade 4’e doğru ilerledikçe titanyumun mekanik özelliklerini artırır (89,91). Diş hekimliğinde genellikle Grade 2, Grade 4 ve Grade 5 titanyum implantlar kullanılmaktadır (92).

Sidambe’ye göre titanyum beş farklı şekilde sınıflandırılmaktadır (93):

Tip 1 (Saf Titanyum): Kimyasal olarak saf ve en yumuşak formda olup, en düşük mekanik dayanıklılığa sahiptir. Yüksek işlenebilirlik özelliğiyle öne çıkar.

Tip 2 (Saf Titanyum): En az 275 MPa akma dayanıklılığına sahiptir ve bu özelliği sayesinde endüstriyel kullanıma son derece uygundur. Üstün aşınma direncine sahip olup, diş hekimliğinde genellikle metal-seramik restorasyonlarda tercih edilir.

Tip 3 (Saf Titanyum): Gelişmiş korozyon direnci ve mekanik dayanıklılık özellikleriyle dikkat çeker.

Tip 4 (Saf Titanyum): Saf titanyum sınıfında en yüksek dayanıklılığa sahip türdür.

Tip 5 (Ti-6Al-4V Alaşımı): İçeriğinin yaklaşık %90'ı titanyum, %6'sı alüminyum ve %4'ü vanadyumdan oluşur. Alüminyum, alaşımın özgül ağırlığını azaltarak elastisite modülünü iyileştirirken, vanadyum ısıl iletkenliği düşürerek sertliği artırır. Bu sayede yüksek dayanıklılık, korozyon ve yorulma direnci elde edilir.

Titanyum, son 15 yılı aşkın süredir kıymetli alaşımlara oranla daha düşük maliyetli olması ve biyolojik ortamlarda yüksek tolerans göstermesi nedeniyle, implant üstü protezlerde alt yapı materyali olarak altın dökümlere alternatif olarak kullanılmaktadır (94,95). Üstün biyouyumluluk, yüksek korozyon direnci, düşük termal genleşme katsayısı ve iyi mekanik özelliklere sahiptir (95). Ancak yüksek döküm sıcaklığı, zorlu işlenebilirlik, düşük yoğunluk ve kolay oksidasyon eğilimi, titanyumun üretim aşamalarını güçleştiren etmenler olarak dikkat çekmektedir (96).

Titanyum altyapılar çoğunlukla freze yöntemiyle elde edilir ve bu süreçte bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojisi yaygın şekilde kullanılmaktadır (97). Bu yöntemde, öncelikle bilgisayar tarafından taranan modelin verileri sayısallaştırılarak restorasyonun son hâlini yansıtan dijital bir tasarım oluşturulur. Ardından, tasarıma uygun şekilde materyal bloktan aşındırma (freze) işlemi uygulanarak altyapı üretilir. Ancak, titanyum altyapının bloktan kesilmesi hem zaman alan hem de maliyeti yükselten bir işlem olduğundan, bu durum sistemin önemli dezavantajlarından biri olarak değerlendirilmektedir (97,98).

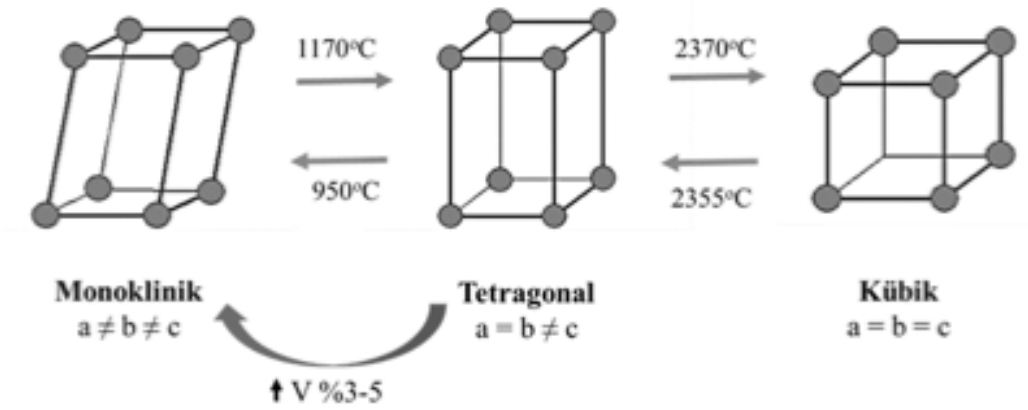
2.5.2. Zirkonya

Zirkonyum (Zr) adı, Arapçada "altın" anlamına gelen "zar" sözcüğü ile "renk" anlamına gelen "gun" sözcüğünün birleşiminden türeyen ve "altın rengi" anlamını taşıyan "zargon" kelimesinden gelmektedir (99). Periyodik tabloda D grubuna ait bir geçiş elementi olan zirkonyumun sembolü Zr, atom numarası 40, atom kütlesi 91.22 ve yoğunluğu 6.49 g/cm^3 değerindedir. Erime noktası 1852°C, kaynama noktası ise 3580°C'dir (100).

Zirkonyum, doğada hiçbir zaman saf biçimde bulunmayıp farklı bileşikler halinde mevcuttur. Ana bileşenlerini zirkonyum silikat (ZrO_2-SiO_2, $ZrSiO_4$) ve zirkonyum dioksit (ZrO_2) oluşturur. Zirkonyum silikat "zirkon", zirkonyum dioksit ise "zirkonya, zirkonyum oksit" veya "baddeleyit" olarak da adlandırılır. Zirkonyum içerisinde %1 ile %3 oranında hafniyum bulunabilir, ancak hafniyumun olumsuz etkileri nedeniyle zirkonyumdan ayrıştırılması tercih edilmektedir (100). Saflaştırılan zirkonyum, biyomalzeme olarak kullanılmaya elverişli hâle gelir. Zirkonyum oksit (zirkonya), korozyon direncinin yanı sıra yüksek çekme dayanımı ve sertliğiyle öne çıkar (101). Bu özellikler, zirkonyumu hem endüstride hem de tıp ve diş hekimliği gibi alanlarda tercih edilen bir malzeme konumuna getirmektedir.

Zirkonyumun biyomateryal olarak kullanılmasına yönelik ilk araştırmalar, 1960'lı yıllarda başlamış ve bu alandaki ilk bilimsel yayın 1969'da Helmer ve Driskell tarafından yapılmıştır (102). Diş hekimliği alanında ise 1990'lı yılların başlarında kullanılmaya başlanmıştır.

Zirkonya, belirli sıcaklık aralıklarında faz dönüşümlerine uğrayan kararsız bir malzemedir. Oda sıcaklığı ile 1170 °C arasında monoklinik (m), 1170-2370 °C arasında tetragonal (t) ve 2370 °C üzerinde kübik (k) fazda bulunur. Tetragonal fazdan monoklinik faza geçişte yaklaşık 0,16 MPa düzeyinde bir makaslama gerilimi ve %3-5 oranında hacim artışı meydana gelir (Şekil 2.3). Bu hacimsel değişim ve makaslama gerilimi, dönüşen partiküllerin çevresinde sıkıştırıcı streslere ve mikro çatlak oluşumuna yol açmaktadır.



Şekil 2.3. Zirkonya materyalinde faz değişimi (103)

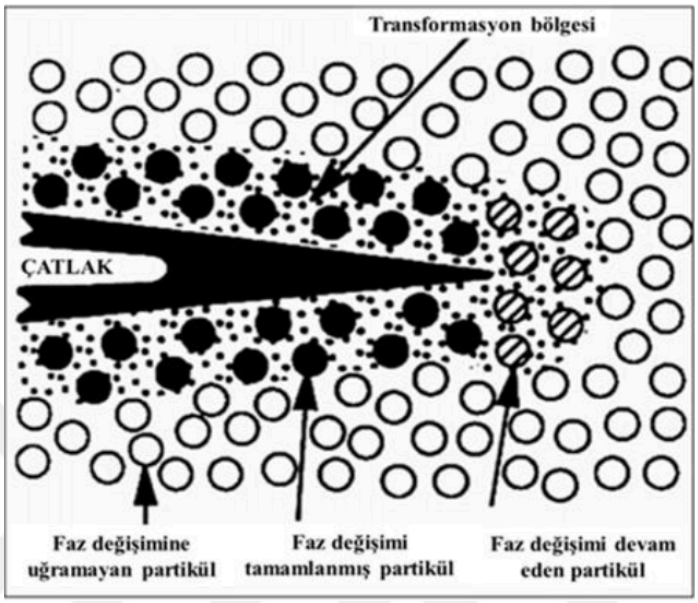
Zirkonyanın tetragonal-monoklinik (t-m) faz dönüşümü, martensitik bir süreç olarak tanımlanır. Dönüşüm esnasında meydana gelen hacim artışı, stabilize edici oksit kullanılmadığı zaman seramikte çatlak oluşumuna yol açabilmektedir. Stabilize edici oksit olarak genellikle seryum oksit (CeO_2), itriyum oksit (Y_2O_3), magnezyum oksit (MgO) ve kalsiyum oksit (CaO) tercih edilir (104). Zirkonyanın, kısmi stabilize (PSZ) ve tam stabilize (FSZ) şeklinde iki formu bulunmaktadır.

Kısmi stabilize zirkonya (PSZ), multi faz formuyla yarı stabilize bir zirkonya türüdür. Oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunan bu malzeme, monoklinik faza dönüşme potansiyeli taşır (105). Yttriyum oksit (Y_2O_3) eklenerek kısmen stabilize edilen zirkonya, diğer oksit katkılı versiyonlara kıyasla daha üstün mekanik özellikler sergiler. Dental uygulamalarda sıklıkla kullanılan yitriyum stabilize zirkonya polikristaller (3Y-TZP), %2–3 oranında yitriyum oksit eklenerek elde edilir (106). Yaklaşık 1 µm tanecik boyutuna, yüksek yoğunluk ve düşük poroziteye sahip olan 3Y-TZP, 900–1200 MPa seviyesinde bükülme dayanımı sergiler. Kırılma dayanımı, lityum disilikat esaslı seramiklere oranla yaklaşık üç kat, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) seramiklere oranla ise iki kat fazladır (107,108). Oda sıcaklığında tamamen tetragonal fazda bulunan zirkonya, bu durumda en yüksek sertliğe ulaşır. Sıcaklık 200 °C yükseldiğinde ise kristal yapıda faz dönüşümü gerçekleşerek boyut değişikliği meydana gelir (100,105–107,109).

Saf zirkonyaya %5,86 MgO, %13,75 Y_2O_3 ve %7,9 CaO eklenerek tam stabilize zirkonya elde edilir. Yalnızca kübik fazda bulunan bu materyal, oda sıcaklığından 2500 °C'ye kadar faz dönüşümü sergilemez. Diş hekimliğinde kullanım alanı bulunmayan tam stabilize zirkonya, yüksek sertliği ve ısıl değişimlere karşı direnci sayesinde mühendislik seramiği ve endüstriyel aşındırıcı olarak kullanılmaktadır (100,105–107).

Yüksek kuvvetlerin neden olduğu dış etkiler, çatlak çevresindeki taneciklerde tetragonal fazın monoklinik faza dönüşmesine yol açar. Bu dönüşümün getirdiği hacim artışı, çatlak ilerlemesini engelleyerek kırılma dayanımını arttırır ve baskı yüzey gerilimlerini indükler (110) (Şekil 2.4). Bu olguya "dönüşüm sertleşmesi/dönüşüm tokluğu" adı verilir (111,112). Zirkonyaya özgü bu mekanizma, diğer dental seramiklerde görülmez ve

dolayısıyla zirkonyanın kırılma dayanımını diğer seramiklere kıyasla daha yüksek seviyeye taşır (113).



Şekil 2.4. Zirkonyada çatlak ucunda ortaya çıkan martensitik faz dönüşümü ile sıkıştırma kuvvetlerinin şematik gösterimi (114)

Zirkonyada faz dönüşümü, tanecik boyutu, şekli, kimyasal bileşimi, kullanılan stabilize edici oksidin türü, miktarı ve üretim süreçlerine bağlıdır (115). Stabilize edici ajanın oranı, zirkonyanın mikroyapısı ve mekanik özellikleri üzerinde belirgin bir etkiye sahip olduğu için titizlikle kontrol edilmelidir (116).

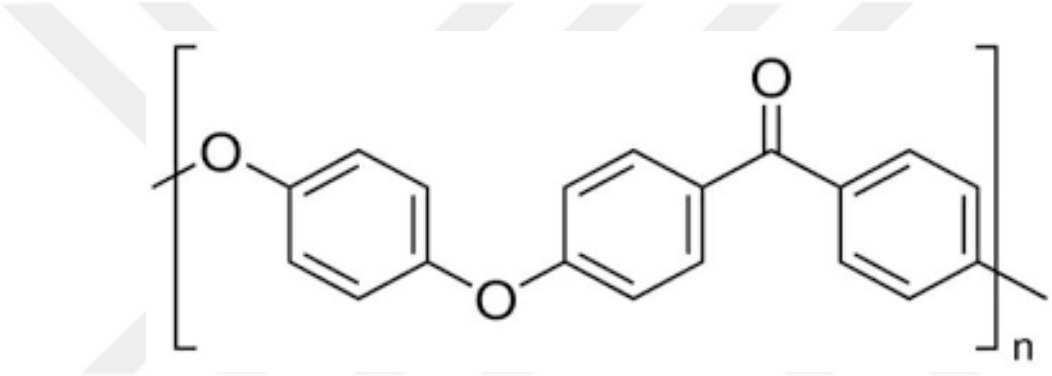
2.5.3. Polietereterketon (PEEK)

Poliarileterketon (PAEK) ailesine mensup olan PEEK, eter ve keton fonksiyonel gruplarının aromatik halkalarla bağlandığı, yarı kristalli doğrusal zincir yapısına sahip bir termoplastik homopolimerdir (117). 1990'lı yıllarda, ortopedi ve travmatoloji alanında metal implantlara alternatif olarak yüksek performanslı bir termoplastik malzeme şeklinde değerlendirilen PEEK (118), 1992'de diş hekimliği uygulamalarında ilk kez estetik implant dayanağı (abutment) ve daha sonra implant materyali olarak kullanılmıştır (119).

PEEK, soluk amber renkte, yarı kristalin yapıya sahip ve 1,3–1,5 g/cm³ yoğunluğunda organik bir termoplastik polimerdir. Aromatik halka yapısı, bu malzemenin oksidatif ve termal etkilere ve aynı zamanda mekanik kuvvetlere karşı dirençli olmasını sağlamaktadır

(120). Erime sıcaklığı 350–390 °C arasında değişen PEEK'in termoplastik reçine formu, yaklaşık 250 °C'ye kadar işlem görebilir. Ayrıca, diğer polimerlerle kıyaslandığında kütle kaybına sebep olabilecek termal bozulmaya karşı oldukça yüksek bir direnç göstermektedir (121).

PEEK, hidrokarbon temelli bir organik polimerdir. İki eter ve bir keton grubundan oluşan tekrar eden monomer ünitelere sahiptir. Eter grubu R–O–R, keton grubu ise R–C=O–R genel formülleriyle ifade edilir. R, PEEK için benzen halkalarını (C_6H_4) temsil etmektedir (121) (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. PEEK'in kimyasal yapısı (121)

Eter ve keton monomerleri, bis fenolatların dialkilizasyon reaksiyonu yoluyla PEEK'e dönüştürülür. PEEK sentezi, polar bir çözücü içinde 4,4'-difluorobenzophenone ve difenil sülfon gibi disodyum tuzlarının 300 °C'de reaksiyona girmesiyle gerçekleştirilir. Fonksiyonel monomerlerin modifikasyonu, aminasyon ve nitrilizasyon gibi yöntemlerle mümkündür (122). PEEK, kimyasal olarak oldukça inert bir polimerdir ve kimyasal maddelere, termal etkilere ve ışınlamaya karşı yüksek direnç gösterir. Birçok kimyasala karşı dayanıklılığıyla bilinir ve bu özelliği sayesinde farklı endüstriyel ve biyomedikal uygulamalarda tercih edilmektedir (123).

PEEK, nükleofilik sübstitüsyon yöntemiyle bifenolat tuzlarından ve aromatik dihalidlerden sentezlenen lineer, aromatik ve yarı kristalli bir polimerdir. Amorf PEEK, aynı temel formül ($-C_6H_4-O-C_6H_4-C_6H_4)n$) üzerinden yüksek, orta ve düşük viskozite derecelerinde üretilebilir. Aromatik halkaların varlığı, PEEK'e mekanik dayanıklılık kazandırırken termal ve oksidatif etkilere karşı da direnç sağlar. Ayrıca, yüksek sıcaklık,

radyasyon ve ısıyla sterilize edilebilmesi, yapısal hasar riski olmaksızın PEEK'i medikal alanda tercih edilen kullanışlı bir biyomateryal hâline getirmektedir (124).

PEEK, 3-4 GPa elastik modül değeriyle insan kemiği ve dentine yakın bir esneklik göstermektedir (125). Titanyum ve titanyum alaşımlarının elastik modülü kemiğe kıyasla çok daha yüksek olduğundan, çevre dokularda stres birikimine yol açarak başarısızlıklara neden olabilmektedir (126). Doldurucusuz PEEK, yaklaşık 100 MPa çekme dayanımına sahiptir. Yüksek kırılma direncine sahip olmasına rağmen, doldurucusuz PEEK'in mekanik özellikleri metal alaşımlar ve seramiklerle karşılaştırıldığında nispeten daha düşüktür.

Dental implant materyali olarak kullanılan PEEK, özellikle üst yapılar ve dayanaklar için katkı maddeleri eklenerek kortikal ve spongioz kemiğin elastik modülüne yakın hale getirilebilir. PEEK'in modifikasyonunda karbon, cam fiberler, titanyum dioksit (TiO_2) %30 ve baryum fosfat ($BaPO_4$) gibi dolgu parçacıkları kullanılmaktadır. Bu katkılar sayesinde, karbon fiber takviyeli PEEK (CFR-PEEK) elastik modülü 18 GPa, cam fiber takviyeli PEEK (GFR-PEEK) elastik modülü ise 12 GPa seviyesine çıkarılmıştır (126).

PEEK ve PEEK kompozit materyallerinin biyouyumluluğu, yapılan çeşitli çalışmalarla kanıtlanmıştır (127). ISO 10993-10-1995 standartlarına göre gerçekleştirilen duyarlılık ve genotoksisite testlerinde, PEEK'in herhangi bir duyarlılığa veya kromozom değişikliğine neden olmadığı tespit edilmiştir. PEEK'in mekanik dayanımının 250 °C üzerinde azaldığı belirtilmiştir. Biyomateryal olarak kullanılan PEEK'in, insan vücudunda ortalama 37 °C sıcaklıkta fiziksel özelliklerini kaybetmeden uzun süre dayanıklılığını koruduğu gösterilmiştir (126,128). Rivard ve ark.'nın in vitro ve in vivo çalışmalarında, PEEK'in biyouyumlu olduğu, toksik veya mutajenik bir etkisinin bulunmadığı ve klinik olarak anlamlı bir enflamasyona neden olmadığı rapor edilmiştir (129).

PEEK materyali, Bredent (Senden, Germany) tarafından dental kullanım için modifiye edilerek BioHPP (Bredent GmbH/Co KG, Germany) adıyla yüksek performanslı bir polimer olarak geliştirilmiştir. BioHPP, kısmen kristal polimer matriksi içerisinde 0,3-0,5 mm tanecik boyutunda homojen dağılım gösteren seramik doldurucular dan oluşmaktadır. Bu seramik doldurucular, malzemenin polisajlanabilirliğini artırmaktadır (130). BioHPP,

yaklaşık %20 seramik doldurucu içermekte olup, düşük su çözünürlüğü (<0,3 μg/mm³) ve diğer materyallere karşı düşük reaktivitesi sayesinde alerjik hastalar için uygun bir seçenek sunmaktadır. 4 GPa elastik modül değeri ile kemiğe yakın bir elastikiyet gösterir ve dayanak dişe minimum kuvvet iletir (130,131).

Bu polimerin protetik diş hekimliğinde diğer polimerler veya metal içerikli malzemelere tercih edilmesinin nedenleri şu şekilde sıralanabilir (131):

- Biyouyumlu olması,
- Şok absorbsiyonu,
- Metal içermemesi,
- Karşıt arktaki dişlerde aşınmaya neden olmaması,
- Ağız içerisinde iyon değişimi veya renk değişimi oluşturmaması,
- Diğer polimerlere kıyasla daha yüksek direnç göstermesi,
- Yüksek estetik beklentileri karşılamak üzere kişiselleştirilebilir olması.

BioHPP Polimerlerinin Endikasyonları (132):

- Tek gövdeli 3 üyeli ve iki gövdeli 4 üyeli köprüler
- Endokronlar, teleskop kronlar
- Dayanak kron birleşimi üretimi, kişisel/prefabrik ve geçici implant dayanakları
- Hareketli bölümlü protez altyapısı
- İmplant destekli hibrit protezlerde altyapı

2.5.4. Cam Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (FRC)

Son yıllarda, materyallerde ve adeziv tekniklerdeki ilerlemeler, fiberle güçlendirilmiş kompozitlere (FRC) olan ilgiyi artırmıştır. Bu materyallerle, diş yapısından minimum madde kaldırılarak yeterli tutuculuğa sahip restorasyonlar oluşturulabilmektedir. Esneklikleri ve ihtiyaçlara göre uyarlanabilirlikleri sayesinde FRC materyalleri, protetik kullanım alanlarını genişletmiş ve sabit protetik restorasyonlar, post-kor sistemleri, hareketli protezler ve implant üst yapıları gibi pek çok alanda uygulama imkânı sunmuştur (133) (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Fiberle güçlendirilmiş kompozit alt yapılı implant destekli sabit hibrit protez

Fiber, uzunluğu çapından 100 kat daha büyük olan, ince, silindirik ve esnek bir lif yapısına sahiptir. Kompozit, iki veya daha fazla bileşenden oluşan ve makroskopik düzeyde birleşen, ancak birbirleri içinde çözünmeyen yapısal materyallere verilen addır. Bu bileşenlerden biri "güçlendirici faz", diğeri ise bu fazın içine eklendiği "matriks" olarak adlandırılır. Diş hekimliğinde kullanılan FRC, yapı olarak rezin kompozitlere benzerlik gösterir. Tıpkı rezin kompozitlerde olduğu gibi, organik bir matriks ve inorganik doldurucu fazdan oluşan iki ana bileşenden meydana gelir. FRC, rezin köprülerde altyapıyı fiberler oluştururken, yüzey kaplamasını hibrid veya mikro dolduruculu kompozitler sağlar (134,135). Fiberler, yapıya dayanıklılık ve sertlik kazandıran güçlendirici bileşenlerdir. Matriks ise fiberleri bir arada tutar, kuvvetleri fiberlere iletir ve fiberleri çevresel faktörlerden koruyarak yapının bütünlüğünü sağlar.

Diş hekimliğinde kullanılan fiberler, aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir (133,134):

Fiberin Tipine Göre: Karbon-grafit fiberler, aramit fiberler, polietilen fiberler, cam fiberler

Fiberin Oryantasyonuna Göre: Tek yönlü paralel fiberler, iki yönlü sürekli fiberler, kısa-parçacık fiberler

Fiberin Monomerle İnfiltrasyonuna Göre: Preinfiltre fiberler, non-preinfiltre fiberler

Cam fiber sistemleri, silisyum oksit (SiO_2), boron oksit (B_2O_3) ve fosfor oksit (P_2O_5) gibi oksit bileşiklerinden oluşur (136). Cam fiberler, camın ince filamentler halinde işlenmesiyle üretilmektedir.

Cam fiberler, E-cam, S-cam ve C-cam olmak üzere farklı türlere sahiptir (137). S-cam fiberler, magnezyum-alüminyum silikat yapısında olup yüksek elastik modüle sahiptir. C-cam fiberler ise yüksek korozyon direnci ile öne çıkar (138). Diş hekimliğinde fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde (FRC) yaygın olarak kullanılan cam fiber türü, genellikle alkalisiz camdan oluşan ve elektriksel cam olarak bilinen E-cam fiberlerdir (135). E-camfiberlerin temel yapısında %22 CaO, %14 Al_2O_3, %56 SiO_2, %6 B_2O_3 ve az miktarda metal oksit içeren boroalümina silika cam bulunmaktadır (137,139).

Nemli ağız ortamında, polimer matriks boyunca difüze olan su, E-cam fiber yüzeyinde korozyona neden olarak fiberin mekanik özelliklerini zayıflatmaktadır (140). Cilt ve gözle temas ettiğinde irritasyon oluşturabileceği gibi, restorasyonlarda meydana gelen aşınmalar sonucu yüzeye çıktıklarında doku irritasyonu, yoğun plak birikimi ve mukoza hasarına yol açabilirler (141).

Cam ve polietilen fiberler, translüsent yapıları sayesinde protetik restorasyonlarda estetik açıdan başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Cam ve polietilen fiberle farklı mekanik özelliklere sahiptir. Polietilen fiberler, fiber demetlerini gerilim altında tutan kuvvetlere karşı yüksek dayanıklılık gösterirken, basınç ve sıkıştırma kuvvetlerine karşı dayanıksızdır. Cam fiberler ise yükleme yönünden bağımsız olarak homojen özellikler sergiler ve gerilme kuvvetlerine karşı polietilen fiberlerden daha yüksek direnç gösterirler (142).

Dental alaşımlar, seramikler ve kompozit rezinler, homojen ve izotropik yapıları nedeniyle her yönde aynı fiziksel ve mekanik özellikleri sergiler. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FRC) ise, heterojen ve anizotropik yapıda olduklarından, mekanik ve fiziksel özellikleri fiberlerin yerleşimine bağlı olarak değişiklik göstermektedir (136,137). FRC'lerin protetik uygulamalarda en önemli mekanik özellikleri dayanıklılık, rijitlik ve artırılmış yorulma direncine sahip olmalarıdır (137,143).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin (FRC) mekanik ve fiziksel özellikleri iyi olmakla birlikte, elastik modül ve restorasyonun sertliği dikkatle değerlendirilmelidir. Metal altyapılı porselenlerde olduğu gibi, FRC'lerde de üst yapının gerilme direnci altyapıya

göre daha düşüktür. Bu durum, mekanik problemlerin genellikle kompozit malzeme içinde veya kompozit-fiber ara yüzünde meydana gelmesine yol açmaktadır (143).

2.6. İmplant Destekli Protezlerde Altyapı Üretim Teknikleri

Metal destekli porselen restorasyonlar, sabit protetik tedavilerde en yaygın ve uzun yıllardır başarıyla uygulanan seçenekler arasında yer almakta olup, sabit restorasyonların yaklaşık %80'ini oluşturmaktadır. Bu restorasyonların klinik sağkalım oranları 10 yılda %72–87, 15 yılda %69–74 ve 30 yılda %53 olarak bildirilmiştir. Ancak, bu olumlu klinik sonuçlara rağmen, metal altyapılı restorasyonlar biyolojik uyum sorunları ve estetik yetersizlikler gibi dezavantajlar nedeniyle son yıllarda tartışma konusu olmuştur. Bu sebeple, tam seramik restorasyonlar daha estetik ve biyouyumlu bir alternatif olarak öne çıkmakta ve klinik uygulamalarda artan bir öneme sahip olmaktadır (144). Zirkonya, günümüzde tam seramik restorasyonlarda altyapı materyali olarak yaygın şekilde tercih edilmektedir. Zirkonyanın tercih edilmesinde biyouyumlu yapısı, yüksek mekanik dayanıklılığı, korozyona karşı dirençli olması, düşük plak tutuculuğu, dişetinden metal yansımasının önlenmesi ve düşük termal iletkenlik gibi avantajları etkili olmaktadır. Zirkonya materyalinin dental uygulamalarda kullanıma girmesi, CAD/CAM teknolojilerinin gelişimini de hızlandırmıştır. Günümüzde CAD/CAM sistemleri; inley/onley, kron ve köprüler, lamina veneerler ve kişisel abutment üretimi gibi birçok protetik uygulamada etkin biçimde kullanılmaktadır.

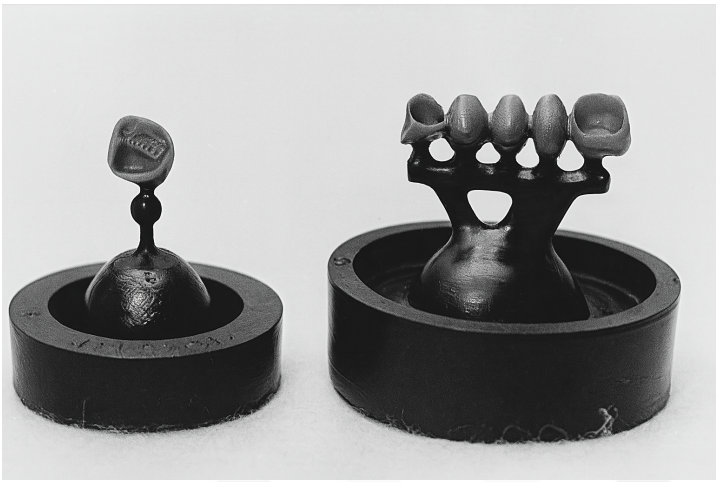
Sabit protetik restorasyonlarda altyapılar, geleneksel yöntemlerden biri olan kayıp mum tekniği ile üretilebildiği gibi, günümüzde giderek yaygınlaşan güncel teknolojiler aracılığıyla da üretilebilmektedir. Bu güncel üretim yöntemleri temel olarak iki ana grupta incelenmektedir; eksiltmeli ve eklemeli yöntemler. Eksiltmeli üretim teknikleri, CAD/CAM sistemleri ile kopyalama ve frezeleme süreçlerini içermektedir. Eklemeli üretim yöntemleri ise stereolitografi (SLA), seçici lazer sinterleme (SLS), ergitilmiş biriktirme modelleme (FDM), tabakalı nesne üretimi ve mürekkep baskı tekniklerini kapsamaktadır (145) (Tablo 2.2).

Tablo 2.2. Sabit restorasyonlarda altyapı üretim teknikleri (146)

Kayıp Mum Tekniği	❖ Modelin mumdan hazırlanarak refrakter kalıp içinde eritilmesi ve yerine erimiş metalin dökülmesi esasına dayanan geleneksel döküm yöntemi
Eksiltmeli Üretim Yöntemleri (Subtractive)	❖ CAD/CAM -Hasta başında gerçekleşen klinik üretim -Laboratuvarda üretim -Üretim merkezlerinde kullanılan merkezi üretim ❖ Kopya-Freze
Eklemeli Üretim Yöntemleri (Additive)	❖ Stereolitografi (SLA) ❖ Lazer Toz İşleme Teknikleri -Selektif Lazer Sinterleme (SLS) -Selektif Lazer Eritme (SLM) ❖ Tabakalı Nesne Üretimi (LOM) ❖ Ergitilmiş Biriktirme Modelleme (FDM) ❖ Mürekkep Baskı Tekniği

2.6.1. Kayıp Mum Tekniği

Kayıp mum tekniği, metallerin dökümünde hem endüstriyel hem de sanatsal alanlarda uzun süredir başarıyla uygulanmaktadır. Bu tekniğin diş hekimliğinde sistematik biçimde kullanılmaya başlanması, 20. yüzyılın başlarında Dr. William H. Taggart'ın kuyumculukta yaygın olarak kullanılan uygulamaları modifiye ederek kron ve köprü restorasyonları için uyarlamasıyla gerçekleşmiştir (146). Yöntem, alçı esaslı bir revetman içerisine yerleştirilen mum modelajın ön ısıtma fırınında elimine edilmesiyle oluşan boşluğa, ergimiş metal alaşımının santrifüjlü döküm cihazı aracılığıyla aktarılması esasına dayanır (Şekil 2.7). Dental döküm işlemlerinin başarısı yalnızca yüksek kaliteli bir alaşım kullanımıyla sınırlı değildir. İdeal sonuçların elde edilebilmesi için, uygun bileşenlerden oluşturulmuş dental alaşımın yanı sıra, doğru hazırlanmış revetman, yeterli ekipman donanımı ve standartlaştırılmış bir döküm protokolü de gereklidir. Günümüzde dental dökümlerde ulaşılan yüksek adaptasyon düzeyleri; alaşım kompozisyonu, revetman özellikleri, ekipman teknolojisi ve uygulama prosedürlerindeki gelişmelerin ortak etkisiyle mümkün olmuştur (147).



Şekil 2.7. Kayıp mum tekniğinde kullanılan döküm konisi, tij, rezervuar ve mum modelajlar (148)

2.6.2. Eksiltmeli Üretim Yöntemleri

Günümüzde diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan CAD/CAM teknolojileri, ağırlıklı olarak eksiltmeli üretim prensibi üzerine yapılandırılmıştır. Bu üretim tekniğinde, bir malzeme bloğu; dijital tasarım verilerine uygun olarak frezeleme makineleri aracılığıyla, kesici uçlarla aşındırılarak istenilen form elde edilir. Süreç, bilgisayar kontrollü mekanik işlemler sayesinde yüksek hassasiyetle gerçekleştirilmekte ve toplam üretim süresini anlamlı ölçüde azaltmaktadır. Ancak, nihai ürüne ulaşabilmek için bloğun büyük bir kısmının uzaklaştırılması gerektiğinden, bu yöntemde malzeme israfı oldukça fazladır (146).

2.6.2.1. Kopya-Freze Tekniği

Kopya frezeleme ilkesine dayanan ve Celay sistemi (Mikrona AG, Spreitenbach, İsviçre) olarak bilinen teknolojinin geliştirilmesi, Zürih Üniversitesi'nde yürütülen bir doktora çalışmasının sonuçlarına dayanmaktadır. Bu doğrultuda ilk prototip, 1988 yılında tasarlanmış ve klinik uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır. Sistem, biri model tarama işlemi, diğeri ise frezeleme işlemi olmak üzere iki ana üniteden oluşmaktadır. Modelasyon örneği, tarayıcı uçlar yardımıyla kopyalama ünitesinde dijital olarak okunurken, eş zamanlı olarak freze ünitesinde özel soğutmalı sistemlerle seramik bloklar kazınarak restorasyon formu elde edilmektedir (149,150).

2.6.2.2. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM)

CAD/CAM teknolojisi ilk olarak 1960'lı yıllarda havacılık ve otomotiv sanayisinde üretim süreçlerini optimize etmek amacıyla geliştirilmiş, 1970'li yıllardan itibaren ise diş

hekimliği alanında uygulama alanı bulmaya başlamıştır. Dental alandaki öncü çalışmalardan biri, 1971 yılında Dr. Francois Duret tarafından geliştirilmiş olup, kendisi 1983 yılında ilk dental CAD/CAM restorasyonunu üretmiştir. İlk ticari sistemin geliştirilmesi ise Dr. Werner Moermann'a aittir. 1985 yılında optik tarayıcı ile frezeleme ünitesini birleştirerek klinik ortamda koltuk başı restorasyon üretimini mümkün kılmış ve bu sisteme CEREC (Computer Aided Ceramic Reconstruction) adı verilmiştir. Bu gelişmeleri takiben, 1980'li yılların ortalarında Dr. Andersson tarafından Procera sistemi geliştirilmiştir.

CAD/CAM sistemleri genel olarak; el tipi dijital tarayıcı, kişisel bir bilgisayar, görüntüleme için monitör ve üretim işlemi için frezeleme ünitesinden oluşur. Ağız içi tarayıcı başlığı, preparasyon yapılmış diş yüzeyine yerleştirilerek optik veriler elde edilir ve bu veriler monitör üzerinde iki veya üç boyutlu dijital görüntülere dönüştürülür. Restorasyon tasarımı, bilgisayar ekranında dijital ortamda gerçekleştirilir ve oluşturulan tasarım dosyaları freze ünitesine aktarılır. Bu aşamada, restorasyonlar prefabrik seramik veya kompozit blokların frezelenmesiyle elde edilir. Günümüzde CAD/CAM üretim süreçlerinde üç temel yöntem kullanılmaktadır:

1. Hasta başında üretim

2. Laboratuvar üretimi

3. Merkezi üretim

Hasta başında üretim yönteminde dijital ölçü alımının hemen ardından restorasyon aynı seansta klinik ortamda hazırlanır. Laboratuvar müdahalesi gerektirmediği için tedavi süresi kısalır ve hasta, tek randevuda restorasyonunu teslim alabilir. Zaman açısından avantajlı olmasına karşın, sistemin yüksek maliyeti nedeniyle hem diş hekimi hem de hasta açısından ekonomik yük oluşturabilir. Laboratuvarda üretim yönteminde geleneksel yaklaşıma benzer şekilde işler. Hekim dijital ya da konvansiyonel ölçü alımını gerçekleştirir ve hazırlanan model, üretim sürecinin laboratuvar teknisyenleri tarafından yürütüldüğü laboratuvara gönderilir. Tasarım ve üretim aşamaları burada tamamlanır. Merkezi üretim yönteminde ise diş hekimi tarafından alınan ölçüler doğrultusunda

hazırlanan master model, laboratuvar ortamında dijitalleştirilir ve elde edilen veriler internet aracılığıyla dış kaynak bir üretim merkezine gönderilir. Nihai restorasyon, bu merkezde üretilip hekime geri gönderilir. Bu yöntem, yüksek hassasiyetli üretim imkânı sunmakla birlikte, sürecin tamamlanması için daha uzun bir süreye ihtiyaç duyulabilir.

CAD/CAM teknolojisi, son 25 yılda diş hekimliğinde hızla gelişim göstererek hem klinik uygulamalarda hem de laboratuvarlarda yaygın biçimde kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistemler; inley-onley restorasyonlardan kuron ve köprülere, implant destekli restorasyonların üst yapılarından tam ağız rehabilitasyonlarına ve ortodontik tedavi planlamalarına kadar geniş bir yelpazede uygulanabilmektedir. Dijital sistemlerin kullanımı hem diş hekimlerine hem de teknisyenlere iş akışında kolaylık, zaman tasarrufu ve restorasyon kalitesinde artış sağlamıştır. CAD/CAM ile elde edilen restorasyonların geleneksel yöntemlere kıyasla daha dayanıklı, daha iyi marjinal adaptasyon gösteren, estetik açıdan üstün ve daha hızlı üretilebilir olması, bu teknolojinin önemli avantajları arasında yer almaktadır. Ancak sistemin yaygın kullanımını sınırlayan bazı faktörler mevcuttur. Özellikle yüksek ekipman maliyetleri, ekonomik kaynakların sınırlı olduğu bölgelerde bu teknolojinin benimsenmesini zorlaştırmaktadır. Dijital ölçü alma süreci; yumuşak doku retraksiyonu, nem kontrolü gibi teknik zorluklar nedeniyle klinisyenler için ekstra dikkat ve deneyim gerektirmektedir. Bir diğer sınırlayıcı unsur ise, kullanılan CAD/CAM bloklarının çoğunun monokromatik yapıda olması nedeniyle, restorasyonların doğal dişlerle renk uyumunun sağlanmasında yaşanan güçlüklerdir. Bu sorunu aşmak amacıyla, günümüzde çok katmanlı ve farklı renk geçişleri içeren yeni blok tipleri geliştirilmekte ve klinik kullanıma sunulmaktadır.

Günümüzde CAD/CAM teknolojileri, diş hekimliği muayenehanelerinde giderek artan bir sıklıkta tercih edilmektedir. Dünya genelinde 30.000'den fazla diş hekiminin tarayıcı ve frezeleme ekipmanına sahip olduğu bildirilmektedir. Bu kullanıcıların yaklaşık üçte biri, Amerika Birleşik Devletleri ve Kanada'daki kliniklerde yer almaktadır (151,152).

2.6.3. Eklemeli Üretim Yöntemleri

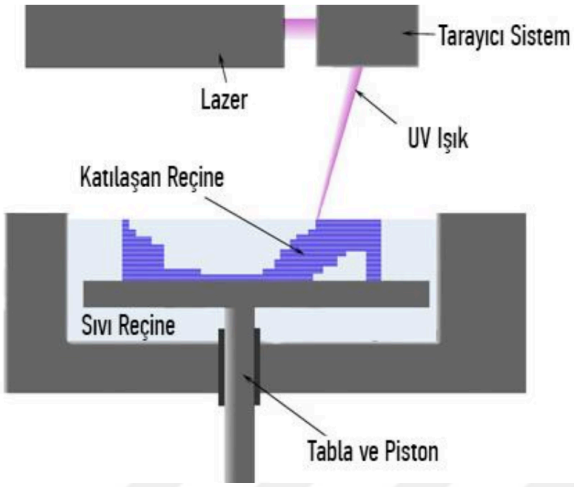
Eklemeli üretim, Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (ASTM) tarafından, üç boyutlu (3B) dijital modellerden fiziksel nesnelerin üretilmesi amacıyla malzemelerin katmanlar hâlinde birleştirilmesi süreci olarak tanımlanmaktadır. Bu yöntem, eksiltici üretim

tekniklerinden farklı olarak, malzeme kaldırmak yerine üzerine katmanlar ekleyerek şekillendirme prensibine dayanır. Süreç, dijital ortamda oluşturulan 3B modelin ardışık kesitsel dilimlere ayrılmasıyla başlar ve her bir katman sırayla üst üste yerleştirilerek üretim tamamlanır. Bu yöntemin dikkat çeken avantajlarından biri, üretim sırasında neredeyse hiç artık malzeme oluşmamasıdır; bu da süreci ekonomik hale getirmektedir.

Eklemeli üretim teknolojileri, ilk olarak 1980'li yıllarda prototipler, modeller ve döküm kalıplarının hızlı ve verimli şekilde üretilmesi amacıyla geliştirilmiştir. Bu süreçlerin kökeni, hızlı prototipleme olarak adlandırılan üretim yaklaşımına dayanmaktadır. Zamanla teknolojik ilerlemeler sayesinde, bu yöntemler yalnızca tasarım aşamasında değil, doğrudan nihai ürünlerin üretiminde de kullanılabilir hale gelmiştir. Günümüzde eklemeli üretim sistemleri; ekipman maliyeti, üretim hızı, işlem güvenilirliği ve ekonomik sürdürülebilirlik açısından geleneksel üretim teknikleriyle rekabet edebilir düzeye ulaşmıştır. Ayrıca, farklı özelliklere sahip çok sayıda eklemeli üretim teknolojisi klinik ve laboratuvar uygulamalarında kullanılabilir durumdadır (146).

2.6.3.1. Stereolitografi (SLA)

Üretimi planlanan nesne, öncelikle CAD yazılımı kullanılarak dijital ortamda modellenir ve ardından katmanlara ayrılır. SLA sistemlerinde kullanılan fotopolimer reçineler genellikle oligomer, monomer ve foto-başlatıcı bileşenlerinin bir karışımından oluşur ve düşük düzeyde polimerizasyon büzülmesi gösterir. SLA yazıcısında yer alan yapı platformu, ultraviyole (UV) lazer ışığı ile kürlenebilen sıvı bir reçine havuzuna daldırılır (Şekil 2.8). Lazer ışını her katmanın kesitini sırasıyla tarayarak yaklaşık 0,025–0,05 mm kalınlığındaki fotopolimer tabakaları UV ışıkla sertleştirir. Her bir tabaka sertleştirildikten sonra yapı platformu bir katman kalınlığı kadar aşağıya hareket eder ve reçinenin yeni tabakayı kaplamasına olanak tanır. Bu işlem, nesnenin tamamı oluşuncaya kadar yüzlerce kez tekrar edilir. SLA yazıcıların en büyük dezavantajlarından biri, lazerin yalnızca küçük bir alanı aynı anda kürleyebilmesi nedeniyle üretim süresinin görece uzun olmasıdır (153,154).



Şekil 2.8. SLA sistemi (146)

2.6.3.2. Selektif Lazer Sinterleme (SLS)

SLS, 3B nesnelerin üretiminde toz bazlı bir yapı malzemesi kullanan endüstriyel bir üretim teknolojisidir. Bu yöntemde, yapı malzemesini oluşturan toz partikülleri, yüksek enerjili bir lazer ışını aracılığıyla selektif olarak sinterlenerek birbirine bağlanır. Üretim süreci, yükseltilmiş yapı silindirinden üretim alanına ince bir toz tabakasının yayılmasıyla başlar. Ardından, galvano aynalar yardımıyla yönlendirilen lazer ışını, hedeflenen kesiti toz yatağı üzerinde tarar ve sinterleme işlemi gerçekleşir. Bu sırada sinterlenmeyen tozlar gevşek halde kalır ve yapı elemanlarını destekleyen bir ortam oluşturur. Her katman tamamlandıktan sonra, yapı platformu bir katman kalınlığı (genellikle 0,02–0,1 mm) kadar aşağı indirilir ve yeni bir toz tabakası yayılır. Bu döngü, nesne tamamen inşa edilene kadar tekrar edilir. Üretim tamamlandığında nesne çevresini saran toz yatağından dikkatlice çıkarılır.

Üretim, kapalı bir odada ve oksidasyonun engellenmesi amacıyla inert gaz ortamında (genellikle azot veya argon) gerçekleştirilir. Bu kontrollü atmosfer, malzemenin kimyasal stabilitesini koruyarak daha güvenilir ve kaliteli üretim elde edilmesini sağlar. SLS teknolojisinin başlıca avantajları arasında, üretim sürecinde solvent kullanımına ihtiyaç duyulmaması ve işlemin görece hızlı olması yer almaktadır. Bu yöntemle üretimde yaygın olarak kullanılan materyaller; yüksek sıcaklık ve yoğun lazer enerjisi gerektiren toz formundaki plastikler, seramikler ve metal alaşımlarıdır.

Selektif lazer sinterleme sırasında parçaların oluşumu, sıvı faz sinterleme olarak adlandırılan bir yoğunlaşma mekanizmasına dayanır. Bu süreç, partiküllerin erimesi, yüzeylerinin ıslanması ve sıvı halde akış göstermesi ile karakterizedir. Eğer üretimde tek bileşenli tozlar kullanılıyorsa partikül yüzeylerinin erimesiyle oluşan sıvı faz sayesinde sinterleme gerçekleşir. Çok bileşenli veya karışık toz sistemlerinde düşük erime noktasına sahip partiküller eriyerek bağlayıcı rolü üstlenir ve daha yüksek sıcaklıkta eriyen partikülleri bir arada tutar. Bu üretim tekniği özellikle metallerle çalışıldığında doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS) olarak da adlandırılır. Lazerle sinterlenen parçaların mekanik özelliklerini ve yoğunluklarını artırmak amacıyla genellikle ek bir sinterleme işlemi veya ısıl işlem uygulanması gerekir.

SLS ile üretilen parçaların yüzey pürüzlülüğü büyük ölçüde kullanılan toz partiküllerinin boyutuna bağlıdır. Genel olarak, partikül boyutu küçüldükçe uygulanan katman kalınlığı da azalmakta ve bu durum elde edilen yüzeyin daha pürüzsüz ve kaliteli olmasını sağlamaktadır (155,156).

2.6.3.3. Selektif Lazer Eritme (SLM)

SLM, donanım olarak SLS sistemlerine büyük ölçüde benzemekle birlikte, üretim sürecinde çok daha yüksek enerji yoğunluğu kullanılmasıyla ayrılır. Bu yüksek enerji sayesinde metal tozları tamamen eriyerek homojen bir yapıda birleşir. SLM ile üretilen parçalar teorik yoğunluğa oldukça yakın fiziksel özellikler sergilemektedir (156).

SLM, toz bazlı bir eklemeli üretim yöntemidir. Doğrudan üç boyutlu CAD verilerinden katman katman metal parça üretimi sağlayan yüksek hassasiyetli bir teknolojidir. Bu yöntem, CAD/CAM teknolojisinin avantajlarını bünyesinde barındırmakta ve özellikle uzay, havacılık ve otomotiv gibi sanayilerde uzun yıllardır başarıyla uygulanmaktadır. Diş hekimliğinde ise daha yakın zamanda kullanılmaya başlanmıştır. SLM tekniğinde, ince bir metal toz tabakası, yapı platformu üzerine yayılır ve ardından yüksek yoğunluklu bir lazer ışını, dijital tasarıma uygun olarak seçilen bölgeleri eriterek metal tozları birbirine kaynaştırır. Lazer tarama işlemi tamamlandıktan sonra yapı platformu bir katman kalınlığı kadar aşağıya indirilir ve yeni bir toz tabakası serilerek işlem tekrarlanır. Bu katmanlar üst üste eklenerek üç boyutlu nesne oluşturulana dek üretim devam eder. Üretim sırasında lazer gücü, tarama hızı, aralık ve katman kalınlığı gibi parametreler optimum erime ve

bağlanma sağlamak üzere dikkatle ayarlanır. Üretim tamamlandığında yapım odasındaki gevşek tozlar uzaklaştırılır ve oluşturulan bileşen alt tabaka plakasından manuel olarak ya da elektrik deşarjlı işleme (EDM) yöntemiyle ayrılır. Süreç, oksidasyonu önlemek amacıyla genellikle inert atmosfer altında, yani azot veya argon gazı ortamında gerçekleştirilir. SLM'nin öne çıkan avantajları arasında metal tozlarının tamamen eritilmesi sayesinde neredeyse %100 yoğunlukta ve net geometrik formlarda parçalar elde edilmesi yer alır. Bu yönüyle SLS yöntemine kıyasla son işlem ihtiyacını büyük ölçüde azaltır. SLS'de yaygın olarak gereken ısıl işlemler ve malzeme infiltrasyonu gibi adımlar zaman alıcıyken, SLM genellikle bu işlemlere gerek kalmadan son kullanım ürünleri üretebilmektedir. Ayrıca bağlayıcı malzeme gereksinimi bulunmaması üretim sürecini daha ekonomik hale getirir. Geleneksel CAD/CAM sistemlerine kıyasla hammadde tasarrufu sağlaması da önemli bir avantajıdır. SLM teknolojisi sadece yeni bileşen üretiminde değil, aynı zamanda mevcut yapıların onarımı gibi restoratif uygulamalarda da kullanılabilmektedir (157,158).

2.6.3.4. Tabakalı Nesne Üretimi (LOM)

LOM, Helisysinc tarafından geliştirilen bir hızlı prototipleme yöntemidir. Bu teknik, ardışık malzeme katmanlarının üst üste yapıştırılması ve her katmanın lazer veya bıçak yardımıyla belirlenen kontur doğrultusunda kesilmesiyle gerçekleştirilir. Katman kesim işlemleri genellikle 25–50 Watt gücünde CO_2 lazer ışını ile malzeme rulosundan yapılır. Her yeni katman, önceden yerleştirilen tabakaya sıcak bir silindir yardımıyla yapıştırılır. Silindir ısıya duyarlı yapıştırıcıyı aktive ederek katmanlar arasında güçlü bir bağ oluşturur. Üretim sırasında yapının dış çevresindeki fazla malzeme sonrasında kolayca çıkarılabilmesi amacıyla dikdörtgenler halinde kesilir. Ancak bu malzemeler işlem boyunca destek görevi görmek üzere yerinde bırakılır. Katman tamamlandığında platform bir miktar aşağıya indirilir ve yeni katman için malzeme rulosu ilerletilerek işlem tekrarlanır. Üretim süreci tamamlandıktan sonra elde edilen prototip, çevresel etkilere karşı daha dirençli hale getirilmek amacıyla genellikle suya dayanıklı kaplama malzemeleri ile (üretan cila, silikon sıvı veya epoksi reçine) kaplanır. Bu işlem nem emilimine bağlı bozulmaların önüne geçmek için uygulanmaktadır (159).

2.6.3.5. Ergitilmiş Biriktirme Modelleme (FDM)

FDM, termoplastik malzemelerin ısıtılarak eritilmesi ve katmanlar halinde üst üste yerleştirilmesi esasına dayanan, yaygın kullanılan bir eklemeli üretim teknolojisidir. Bu yöntemde genellikle filament formundaki plastik veya metal malzeme bir bobinden çözülerek ısıtıcıya sahip bir ekstrüzyon ünitesine iletilir. Ekstrüder olarak da adlandırılan bu huni malzemeyi belirli bir sıcaklıkta eriterek ince bir hat şeklinde dışarı aktarır. Ekstrüde edilen malzeme soğuyarak anında katılaşır ve yapı platformu üzerinde ardışık katmanlar halinde birikerek üç boyutlu modeli oluşturur. FDM teknolojisi, 1980'li yılların sonlarında S. Scott Crump tarafından geliştirilmiş ve 1990 yılında ticari kullanıma sunulmuştur. Sistem, ekstrüderin hem yatay hem de dikey eksenlerde hareket edebilmesini sağlayan sayısal kontrollü bir mekanizma ile çalışır. Bu hareketler dijital tasarım verilerinden elde edilen bir yazılım paketi aracılığıyla otomatik olarak yönlendirilir. Böylece model termoplastik malzemenin ardışık küçük boncuklar şeklinde biriktirilmesiyle katman katman inşa edilir.

FDM tekniğinde, farklı mekanik ve termal özelliklere sahip çok çeşitli malzemeler kullanılabilmektedir. Bu malzemeler arasında akrilonitril bütadien stiren (ABS) polimeri, polikarbonatlar, polikaprolakton, polifenilsülfonlar, mum bazlı materyaller ve suda çözünür destek malzemeleri yer almaktadır (146).

2.7. İmplant Destekli Protezlerde Klinik Performans Değerlendirmesi

2.7.1. Marjinal Uyum (Pasif ve Vertikal Uyum)

İmplant destekli bir protezin implant dayanağı ile uyumu, alınan ölçünün netliği ve protetik yapının üretim hassasiyeti ile doğrudan ilişkilidir. Günümüzde protetik üretim süreçlerini standartlaştıran CAD/CAM teknolojisi, özellikle 5 eksenli kazıma cihazlarıyla yüksek hassasiyet sağlayarak bu alanda önemli bir ilerleme sunmaktadır. Pasif uyum elde edilmesi için en kritik aşama, netliği yüksek bir ölçünün alınmasıdır (160).

İmplant destekli vida tutuculu restorasyonlarda vertikal uyum, tüm vidaların sıkıştırılmasından sonra değerlendirilen bir parametredir (161). Pasif uyum ise, protetik altyapının implant, implant dayanağı ve çevresindeki kemik üzerinde kuvvet veya gerilim oluşturmadığı, implant ve protez arasında ideal bir uyumdur (162). Altyapının implant

dayanağına tüm yüzeyiyle uygun bir şekilde temas etmesi, implant-dayanak-kemik kompleksine gereksiz yük binmesini engeller (163).

Pasif uyum, marjinal uyum çalışmalarında sıklıkla incelenen bir parametre olup, değerlendirilmesi için farklı teknikler kullanılmaktadır (164). Bu yöntemlerden biri olan tek vida testi, protezdeki en distal vidanın manuel olarak sıkılması ve diğer vidaların gevşetilmesiyle gerçekleştirilir. İmplant destekli bir protez altyapısında pasif uyum, fonksiyonel yüklemeden önce implant-protez arayüzünde eşzamanlı, stressiz ve çevresel bir temas olarak tanımlanır (165).

Pasif uyum değerlendirme yöntemleri şu şekilde sıralanabilir (164)**:**

İn-vivo yöntemler:

- Parmak Basıncı
- Göz ile muayene
- Radyografi
- Parmak hassasiyeti
- Tek vida testi
- Vida direnç testi
- 3 Boyutlu fotogrametrik yöntem
- Basınç gösteren patların kullanımı (elastomerik materyal, mum, vb.)

İn-vitro yöntemler:

- Fotoelastik stres analizi
- Gerilim ölçüm analizi
- Sonlu eleman analizi
- Mikroskop fotogrametrik ölçüm
- Koordinat ölçüm cihazı ile ölçüm
- Tek vida testi

İmplantların periodontal ligamente sahip olmamaları nedeniyle, oklüzal kuvvetler karşısında kemik içinde gösterdikleri gömülme miktarı doğal dişlere oranla yaklaşık 10

kat daha azdır. Bu stabil yapı, implantların protetik altyapı uyumsuzluklarını doğal dişlere kıyasla daha az kompanse etmesine neden olmaktadır (166). Kusursuz bir pasif uyum, ölçü ve protetik üretim süreçlerindeki boyutsal değişimler nedeniyle tam anlamıyla mümkün görünmese de implant vakalarında mümkün olan en iyi pasif uyumun sağlanması kritik önem taşımaktadır (167,168). Pasif uyumla ilgili bildirilen tolerans değerleri literatürde tartışmalıdır. Bazı araştırmalar, uyumsuzluğun 10 µm ile 25 µm arasında olması gerektiğini savunurken, diğer çalışmalarda uzun vadeli klinik komplikasyonlara neden olmayan düzeyde bir uyumun yeterli olduğu belirtilmiş ve 150 µm'nin altında bir uyumsuzluk kabul edilebilir olarak değerlendirilmiştir (169). Pasif uyumun değerlendirilmesiyle ilgili ölçüm değerleri Tablo 2.3'te sunulmaktadır (170,171).

Tablo 2.3. İmplant destekli restorasyonlarda uyum değerlerinin sınıflandırması

Uyum/Uyumsuzluk	**Vidalar Sıkılmadan Ölçülen Marjinal Aralık**	**Klinik Uygunluk**
Mükemmel	0 µm	Teorik
Çok İyi	<25 µm	3 Üyeli İmplant Destekli Sabit Protez
İyi	<50 µm	4-9 Üyeli İmplant Destekli Sabit Protez
Orta	50-100 µm	Tam Ark İmplant Destekli Sabit Protez
Zayıf	100-150 µm	Uyumsuz
Kötü	>150 µm	Uyumsuz
Çok Kötü	>200 µm	Uyumsuz

Protez-implant dayanağı arayüzünde oluşan uyumsuzluklar sonrasında ortaya çıkabilecek komplikasyonlar şunlardır (170,171):

- Marjinal kemik kaybı,
- İmplant veya protez kırığı,
- Gingival enflamasyon,
- Ağrı,

- Dayanak vidasının gevşemesi veya kırılması.

Horizontal düzlemde meydana gelen uyumsuzluklar, implant üstü protez ile implant dayanağı vidası arasında çekme ve bükme gerilimlerine yol açar. Vertikal düzlemdeki uyumsuzluklar ise, karşılıklı temas eden yüzeylerin daha da yakınlaşmasına bağlı olarak ekstra yük oluşturabilir. Bu durum, implant dayanağı vidasını daha hassas hale getirerek gevşeme veya kırılmaya neden olabilmektedir (170).

Klinik olarak kabul edilebilir marjinal vertikal uyum konusunda çeşitli çalışmalar yapılmıştır (172–175). İmplant üstü sabit protezlerle ilgili bazı çalışmalarda, implant dayanağı seviyesindeki protezler için 91 µm ile 111 µm arasındaki uyumsuzluğun en yüksek kabul edilebilir sınır olduğu belirtilmiştir (171,176). Başka bir çalışmada ise, 150 µm seviyesindeki uyumsuzluğun klinik açıdan kabul edilebilir olduğu ifade edilmiştir (162). Ancak bu çalışmaların sonuçları in vitro veya teorik olarak elde edilmiştir. Carr ve ark.'nın hayvan modelleri üzerinde yaptıkları çalışmada, 38 µm ile 345 µm arasında değişen uyumsuzlukların marjinal kemik seviyesi üzerindeki etkileri incelenmiş ve hiçbir grupta kemik rezorpsiyonu gözlemlenmemiştir (177). İmplant üstü protezlerin komplikasyonlara yol açmayacak ve klinik açıdan kabul edilebilir uyum değerleri konusunda, literatürde halen tam bir görüş birliği bulunmamaktadır.

2.7.2. Kırılma Dayanımı ve Yorulma Testleri

Restoratif materyallerin ağız ortamında kullanım süresince uğradığı fiziksel değişimleri klinik olarak değerlendirmek, standardizasyon sağlanamaması, yüksek maliyet ve uzun gözlem süresi gerekliliği nedeniyle güçlük yaratmaktadır. Bu nedenle, klinik kullanıma geçilmeden önce in vitro koşullarda yorulma ve yaşlandırma testleri uygulanması büyük önem taşır. İn vitro testlerin daha kısa sürede yapılabilir, tekrarlanabilir ve test parametrelerinin standartlaştırılabilir olduğu da çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (178).

İn vitro yaşlandırma işlemleri hem termal hem de mekanik olarak gerçekleştirilebildiği gibi, yalnızca termal yaşlandırma da termal döngü yöntemiyle yapılabilir. Bu işlem, ağız ortamındaki termal değişiklikleri taklit eden sıcaklık aralıklarında, restoratif materyaller ile dişleri sıcak ve soğuk su banyolarında tekrar eden döngüler halinde tutmaya dayanır. Farklı termal genleşme katsayılarına sahip bu yapıların ardışık ısınma-soğuma

döngülerine maruz kalması, zamanla olumsuz etkilere yol açabilecek bir yaşlandırma prosedürü olarak değerlendirilmektedir.

Mekanik yaşlandırma, çiğneme simülatörleri kullanılarak gerçekleştirilebilmektedir. Bu konuda ilk örneklerden biri 1957 yılında Cornell ve ark. tarafından tanımlanan, üst dişlerin hareketli bir kola, alt dişlerin ise rijit bir kola sabitlendiği çiğneme makinesidir (179). 1970'li yıllar boyunca, uygulanan kuvvet ve hareket düzeni açısından pek çok yapay aşınma test yöntemi ve makinesi geliştirilmiştir (180–183). Daha sonraki dönemlerde ise oldukça karmaşık simülasyon sistemleri kullanıma girmiştir.

DeLong ve Douglas, çiğneme sürecini simüle etmek amacıyla servo hidrolik mekanizma kullanan ve klinik olarak belirlenen bir kuvvet-hareket döngüsünü yapay bir oral ortamda gerçekleştiren bir sistem geliştirmiştir (184). Ancak bu sistemde, bir defada yalnızca tek bir numune test edilebilmekte ve bu durum, istatistiksel olarak anlamlı örnek gruplarının değerlendirilmesini oldukça zaman alıcı kılmaktadır. Krejci ve ark. hem termal hem de mekanik yaşlandırma süreçlerini aynı anda taklit eden bilgisayar kontrollü bir çiğneme simülatörü tanıtmıştır (185,186). Bu sistemde elektromıknatıslarla kontrol edilen kuvvetler sayesinde, aynı anda altı numune test edilebilmektedir. Son yıllarda geliştirilen diğer bilgisayar kontrollü çiğneme simülatörleri arasında, dikey ve yatay yönde kuvvet uygulayabilen "dual akslı" çiğneme simülatörleri öne çıkmaktadır. Test örnekleri, plastik tutucular içine yerleştirilir ve belirlenen yatay-dikey hareket aralığında tekrarlanan çiğneme siklusları uygulanır. Kuvvetin uygulandığı "antagonist uç" farklı çaplarda ve çeşitli materyallerden üretilebilmektedir (187).

Ağız içi çiğneme kuvvetinin 10 N ile 120 N arasında değiştiği bildirilmiştir (188,189). Posterior bölgede maksimum ısırma kuvvetinin 200-360 N arasında olabileceğini bildiren çalışmaların (188,190,191) yanı sıra, bu değerin 250-900 N arasında değiştiğini öne süren çalışmalar da mevcuttur (192,193). Ön dişlerle ısırıldığında ulaşılan kuvvetin, tüm dişlerle ısırıldığındaki kuvvetin yaklaşık %20'sine eşit olduğu belirtilmiştir (194). Çiğneme ve yutma sırasındaki fonksiyonel kuvvetler, maksimum ısırma kuvvetinin yaklaşık %40'ına kadar çıkabilir (195). Bireyler arasındaki ısırma kuvvetindeki farklılıklar; denek motivasyonu ve iş birliği, çene kaslarının büyüklüğü, ağrı varlığı, ağız açıklığı, yaş, cinsiyet, kraniyofasiyal morfoloji ve parafonksiyonel alışkanlıklardan kaynaklanmaktadır

(194). Tek bir hasta üzerinde gnathodinometre kullanılarak yapılan ölçümlerde, en yüksek ısırma kuvvetinin 4430 N olduğu kaydedilmiş ve bruksizmi olan hastalarda normal hastalara kıyasla ısırma kuvvetinin altı kat daha yüksek olabileceği belirtilmiştir (196).

Hibrit protezlerde hem estetik hem de mekanik beklentileri karşılamak için farklı materyal arayışı bulunmaktadır. Bununla birlikte literatür incelendiğinde hibrit protez alt yapısı olarak kullanımını ele alan çalışmaların sınırlı sayıda olduğu görülmektedir (11,12). Bu in vitro çalışmada, implant destekli hibrit protezlerde altyapı materyali olarak kullanılan dört farklı materyalin (FRC, Zr, Cr-Co ve PEEK) marjinal uyum, kırılma dayanımı ve kırılma tipi açısından karşılaştırılması amaçlanmıştır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu in vitro çalışmada güçlendirilmiş PEEK, zirkonya, krom-kobalt ve fiberle güçlendirilmiş kompozit materyallerinden üretilmiş implant üstü hibrit protez altyapılarının pasif ve vertikal uyumları, kırılma dayanımları ve kırılma tipleri değerlendirilmiştir.

Çalışma temel olarak Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmekle birlikte, örneklerin üretimi bir dental CAD/CAM laboratuvarında, marjinal uyum ölçümleri Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji Anabilim Dalı laboratuvarında ve kırılma dayanımı testleri Akdeniz Üniversitesi Malzeme Bilimi Mühendisliği'nde gerçekleştirilmiştir. Kullanılan cihaz ve malzemeler Tablo 3.1 ve 3.2'de belirtilmiştir.

Bu çalışma kapsamında aşağıdaki aşamalar sırasıyla gerçekleştirilmiştir:

1. Çalışma modelinin elde edilmesi
2. Modele implantların yerleştirilmesi ve multi-ünit abutmentlerin takılması
3. Dijital ölçü postlarının yerleştirilmesinin ardından ağız içi tarayıcı ile ölçü alınması
4. Güçlendirilmiş PEEK, zirkonya, krom-kobalt ve fiberle güçlendirilmiş kompozit altyapılarının tasarlanması ve üretilmesi
5. Güçlendirilmiş PEEK, zirkonya ve fiberle güçlendirilmiş kompozit altyapılarının rezin siman ile titanyum ara parçalara simantasyonu
6. Örneklerin marjinal uyumlarının (pasif ve vertikal uyum) stereomikroskop altında incelenmesi ve ölçümlerin gerçekleştirilmesi
7. Örneklerin kırılma dayanımlarının üniversal test cihazı kullanılarak belirlenmesi
8. Örneklerdeki kırılma tiplerinin belirlenmesi
9. Elde edilen verilerin istatistiksel olarak analiz edilmesi

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan malzemeler

Malzemeler	Üretici Firma	Lot Numarası
Multi Dijital Dayanak	Multi Abutment Digital Lab Analog, NTA İmplant, Pilatus Swiss Dental GmbH (İsviçre) / NTA İmplant Tic. Ve San. Ltd Şti. (Türkiye)	NNH00723
Multi Dayanak	Multi Abutment Regular, NTA İmplant, Pilatus Swiss Dental GmbH (İsviçre) / NTA İmplant Tic. Ve San. Ltd Şti. (Türkiye)	NNG00407
Multi açılı Dayanak	Multi Angled Abutment Regular (30°), NTA İmplant, Pilatus Swiss Dental GmbH (İsviçre) / NTA İmplant Tic. Ve San. Ltd Şti. (Türkiye)	NNG00630
Multi Üzeri Titanyum Ara Parça	Multi Abutment Cemented Cylinder, NTA İmplant, Pilatus Swiss Dental GmbH (İsviçre) / NTA İmplant Tic. Ve San. Ltd Şti. (Türkiye)	NNH00481
Dijital Trama Parçası	Multi Angled Abutment Angled Scan Body, Multi Abutment Scan Body NTA İmplant, Türkiye	NNH00604
Rezin Siman	3M Relyx U200, 3M Deutschland GmbH, Almanya	LL345549
Zirkonya Blok	Duradent, GC Corp, Japonya	HPP22/09/13BH20
PEEK Blok	BioHPP; Bredent GmbH/Co KG, Almanya	556283
FRC Blok	Trilor Fiber Disk, Bioloren Srl, İtalya	2402
3B Baskılı Model Reçinesi	Dental Model 3D Printing Resin, Dokuz Kimya Arge Dış Tic. San. Ltd. Şti., Türkiye	250039

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihazlar	Üretici Firma
Dijital Ağız İçi Tarayıcı	Trios 5, 3Shape, Danimarka
3D Yazıcı	HALOT, Shenzhen Creality 3D Technology Co., Ltd., Çin
Bilgisayar Destekli Üretim Cihazı	Redon HYBRID, Redon Teknoloji A.Ş., Türkiye
Stereomikroskop	Zeiss Stemi 305, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Almanya
Elektromekanik Universal Test Cihazı	Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışma kapsamında oluşturulacak deney grupları aşağıdaki gibi planlandı:

- **Grup 1 (PEEK grubu):** Titanyum ara parça üzerine simante edilmiş PEEK altyapı
- **Grup 2 (Zr grubu):** Titanyum ara parça üzerine simante edilmiş zirkonya altyapı
- **Grup 3 (FRC grubu):** Titanyum ara parça üzerine simante edilmiş fiberle güçlendirilmiş kompozit altyapı
- **Grup 4 (Cr-Co grubu):** Herhangi bir titanyum ara parça kullanılmadan multi-ünit analoğa uyumlu olacak şekilde tasarlanmış krom-kobalt altyapı

Çalışmada kullanılacak örnek sayısı, güç analizi yazılımı (G*Power 3.1.9.2, Heinrich Heine Üniversitesi, Almanya) kullanılarak belirlendi. Güç analizi için gerekli olan parametreler, Atsu ve Erol (197) tarafından yapılan benzer bir in vitro çalışmanın bulgularına dayandırıldı. Söz konusu çalışmada rapor edilen 0,81 etki büyüklüğü temel alınarak, 0,05 hata payı ve 0,95 güç hedeflendi. Bu parametrelerle yapılan hesaplama sonucunda, çalışmaya dahil edilmesi gereken toplam minimum örnek sayısı 32 (n=8)

olarak hesaplandı. İn vitro test süreçlerinde meydana gelebilecek olası kayıplar ve hatalar göz önünde bulundurularak, çalışmanın istatistiksel gücünü daha da artırmak amacıyla hesaplanan minimum sayıya %25 eklenerek toplam örnek sayısı 40 (n=10) olarak belirlendi.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

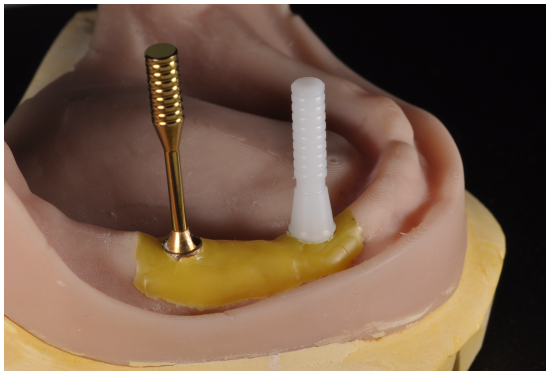
Dört farklı altyapı materyali kullanılarak elde edilen örnekler; dijital modelleme, CAD/CAM ve lazer sinter yöntemi ile üretim, yüzey işlemleri ve titanyum ara parçalara simantasyon basamaklarıyla hazırlandı.

3.2.1. Çalışma Modelinin Elde Edilmesi

Çalışmada, anatomik boyutlarda dişsiz alt çene modeli elde etmek amacıyla silikon matris kalıp (Elite; Zhermack, İtalya) içerisine dental alçı dökülerek alçı model hazırlandı. Daha sonra bu model, ağız içi tarayıcı (Trios 5; 3Shape, Danimarka) ile dijital olarak tarandı ve elde edilen STL dosyası laboratuvar ortamına aktarıldı. Tasarım verisi üç boyutlu yazıcıya (HALOT; Shenzhen Creality 3D Technology Co., Ltd., Çin) gönderilerek reçine model üretildi. All-on-Four tekniği rehber alınarak, 43 numaralı diş bölgesine vertikal ve 45 numaralı diş bölgesine 45° açılı olacak şekilde yuvalar açıldı (Şekil 3.1). İmplantı temsil etmek üzere analoglar (NTA, Türkiye) yerleştirildi. Analoglar, aralarındaki mesafe 12 mm olacak şekilde reçine model üzerine konumlandırıldı. Analogların yerleştirilmesinin ardından, dikey analog üzerine düz multi-ünit abutment (NTA, Türkiye), açılı analog üzerine ise 30° açılı multi-ünit abutment takıldı (Şekil 3.2).

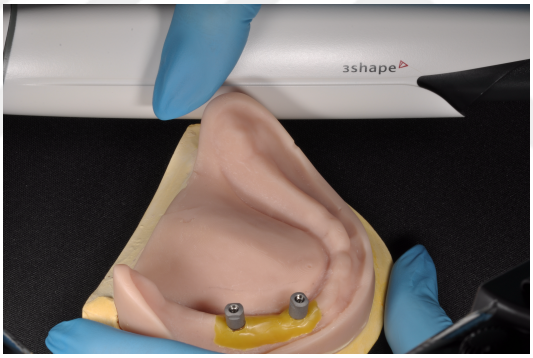


Şekil 3.1. Modele yuvaların açılması

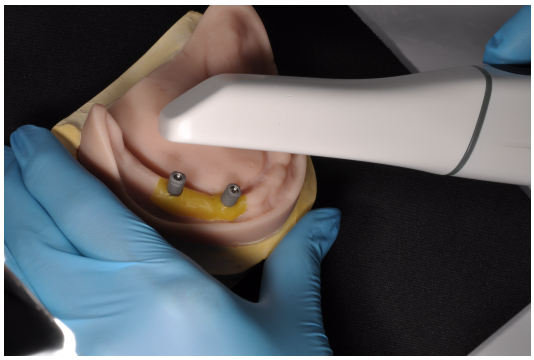


Şekil 3.2. Reçine model üzerine analogların yerleştirilmesi ve multi-ünit abutmentlerin yerleştirilmesi

Multi-ünit abutmentler üzerine dijital ölçü postları (NTA, Türkiye) yerleştirildi (Şekil 3.3). Ölçü alma işlemi ağız içi tarayıcı (Trios 5, 3Shape, Danimarka) ile gerçekleştirildi (Şekil 3.4).



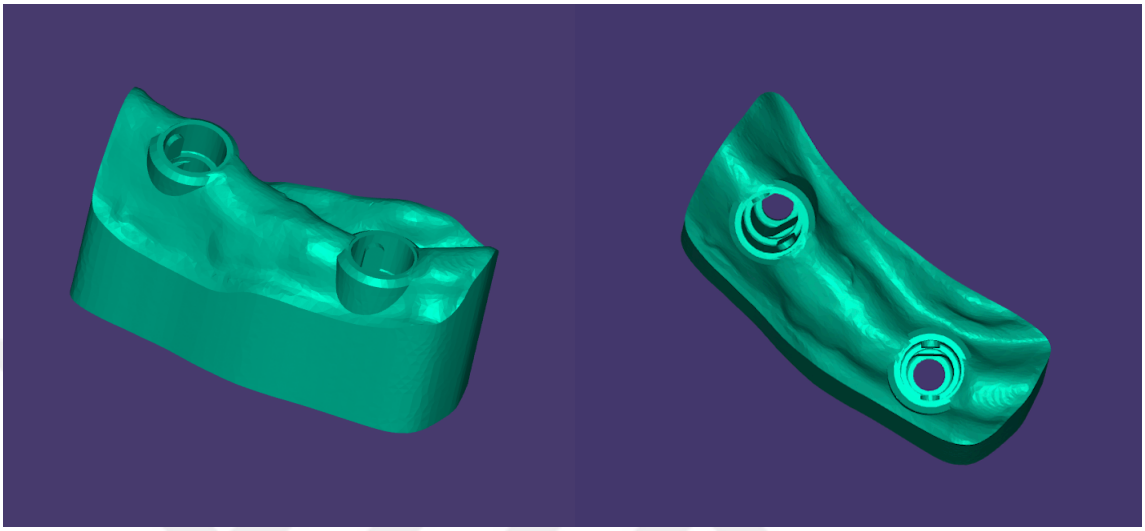
Şekil 3.3. Multi-ünit abutmentler üzerine dijital ölçü postlarının yerleştirilmesi



Şekil 3.4. Ağız içi tarayıcı ile ölçü alınması

Elde edilen STL dosyası Exocad programına aktarıldı. Model boyutları üniversal test cihazı haznesine uygun olacak şekilde Exocad 3.1 Rijeka programı kullanılarak oluşturuldu (Şekil 3.5). Tasarım 3 boyutlu yazıcıya (HALOT, Shenzhen Creality 3D

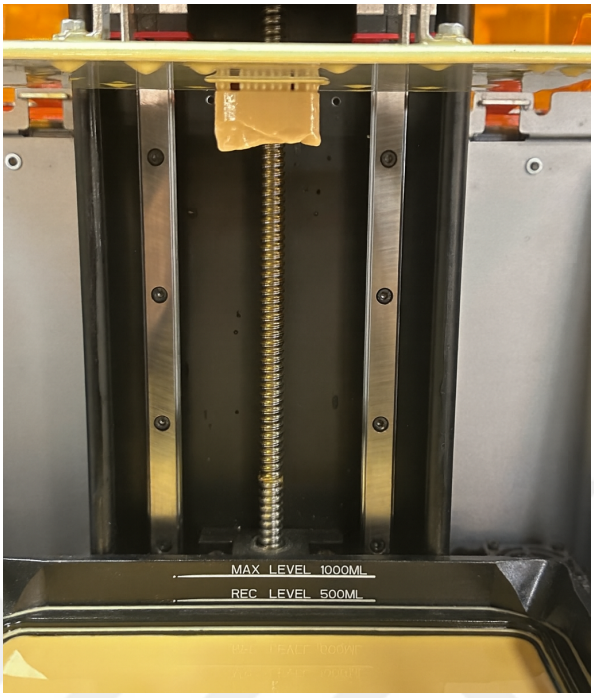
Technology Co., Ltd., Çin) (Şekil 3.7) aktarıldı ve model reçinesi kullanılarak 4 grup için toplam 40 adet model üretildi (Şekil 3.6).



Şekil 3.5. Model tasarımı



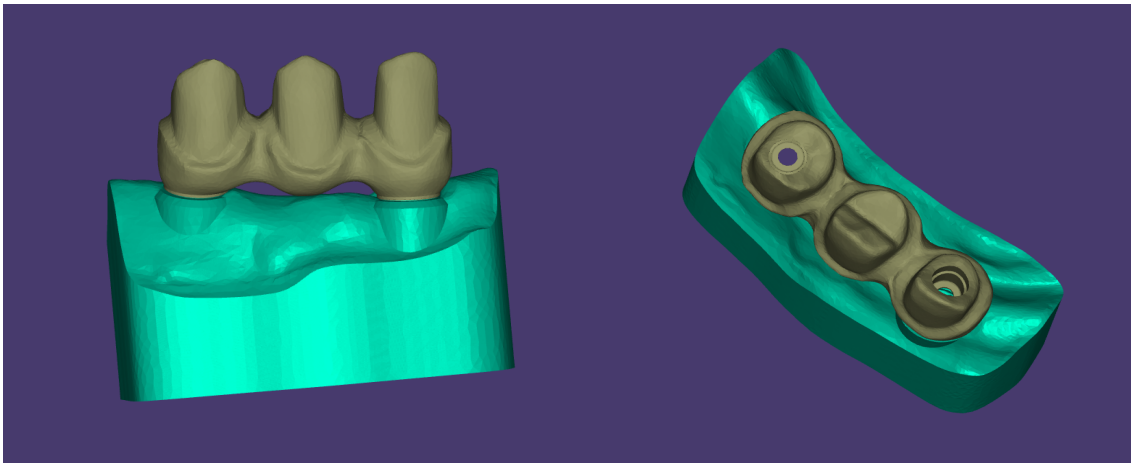
Şekil 3.6. Çalışma modelleri



Şekil 3.7. 3 boyutlu yazıcıda modellerin üretilmesi

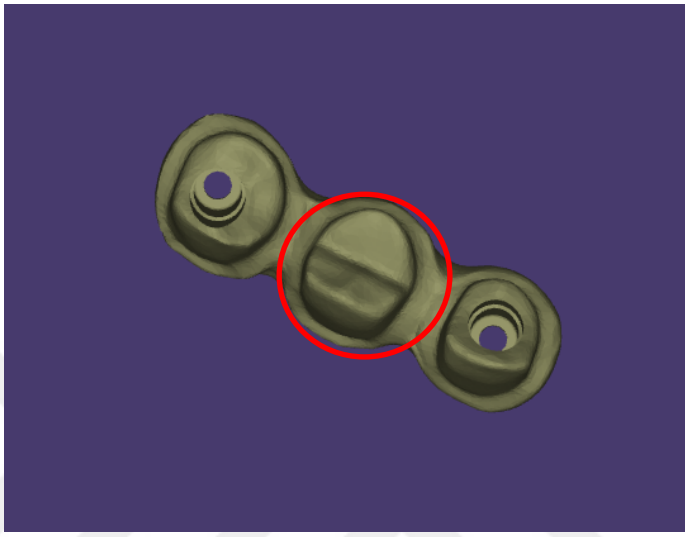
3.2.2. Güçlendirilmiş PEEK, Zirkonya, Krom-Kobalt ve Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Altyapılarının Tasarlanması ve Üretilmesi

Exocad programına aktarılan STL dosyası kullanılarak model üzerine hibrit protez altyapı tasarımı yapıldı (Şekil 3.8). Ağız içi durumu temsil edecek ideal tasarım gerçekleştirildi. Altyapının oklüzogingival kalınlığı 12 mm, mezyodistal uzunluğu 24 mm ve bağlantı bölgesinin kesit alanı 16 mm² olacak şekilde tasarlandı.



Şekil 3.8. Altyapı tasarımı

Elektromekanik üniversal test cihazında yükleme ucunun temas edeceği alanı standardize etmek amacıyla 44 numaralı dişin oklüzali yükleme ucun uyum sağlayabileceği şekilde oluşturuldu (Şekil 3.9).



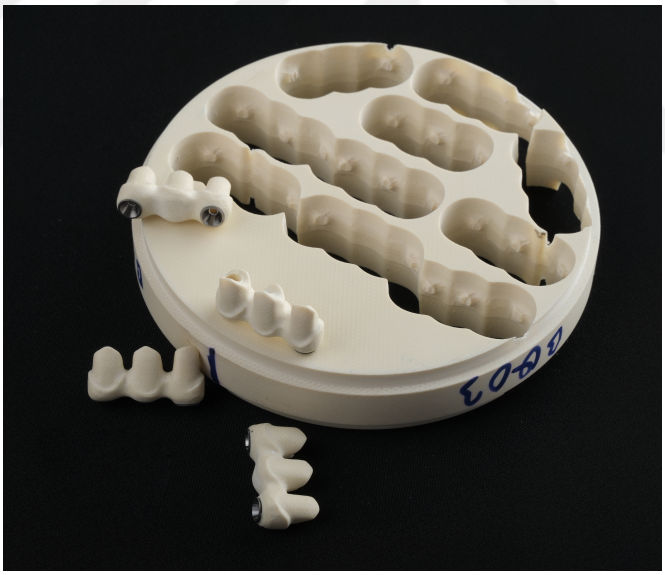
Şekil 3.9. Elektromekanik üniversal test cihazında yükleme ucunun temas edeceği alan

Elde edilen tasarım bilgisayar destekli 5 eksenli kazıma cihazına (Redon HYBRID, Redon Teknoloji A.Ş., Türkiye) üretim için aktarıldı (Şekil 3.10). Üretim sırasında, Redon Manager yazılımı aracılığıyla kazıma yolu oluşturuldu ve her materyalin üretici firma tarafından önerilen kazıma parametreleri (frezleme hızı, ilerleme oranı, takım çapı vb.) dikkate alındı. Bloklar, üretime uygun şekilde sabitlendi ve kuru frezeleme yöntemi kullanıldı.

Altyapı materyalleri olarak; PEEK (BioHPP; Bredent GmbH/Co KG, Almanya), zirkonya (Duradent GC Corp, Japonya) ve FRC (Trilor Fiber Disk, Bioloren Srl, İtalya) bloklar tercih edildi. Her materyal grubundan 10'ar adet olacak şekilde, toplamda 30 adet hibrit protez altyapısı elde edildi (Şekil 3.11).

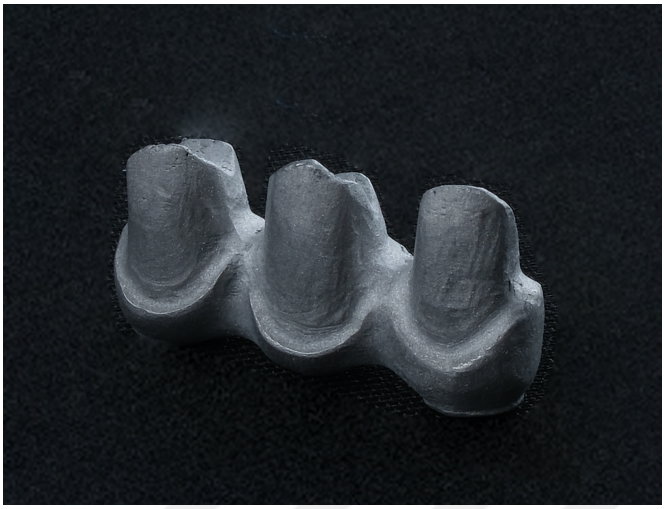


Şekil 3.10. 5 akslı kazıma cihazında örneklerin üretilmesi



Şekil 3.11. Bloklardan altyapı üretimi

Cr-Co altyapılar, SLS yöntemi kullanılarak üretildi. Üretim tamamlandıktan sonra, altyapılar kontrollü olarak soğutuldu, yapıdan ayrıldı ve yüzeysel işlemler (kumlama, temizleme) uygulandı (Şekil 3.12). Bu yöntem sayesinde, geleneksel döküm yöntemlerine kıyasla daha homojen, gözeneksiz ve detaylı altyapılar elde edildi.



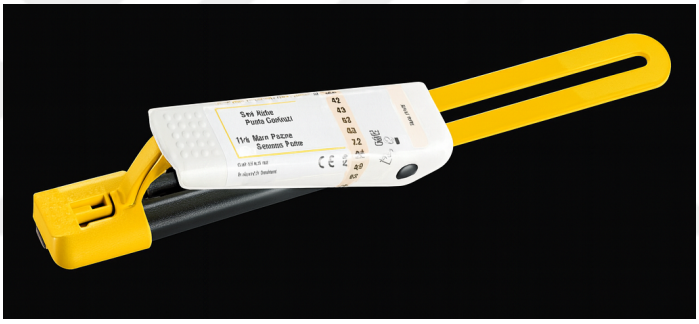
Şekil 3.12. Üretilen krom-kobalt altyapı örneği

3.2.3. Güçlendirilmiş PEEK, Zirkonya ve Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Altyapılarının Rezin Siman ile Titanyum Ara Parçalara Simantasyonu

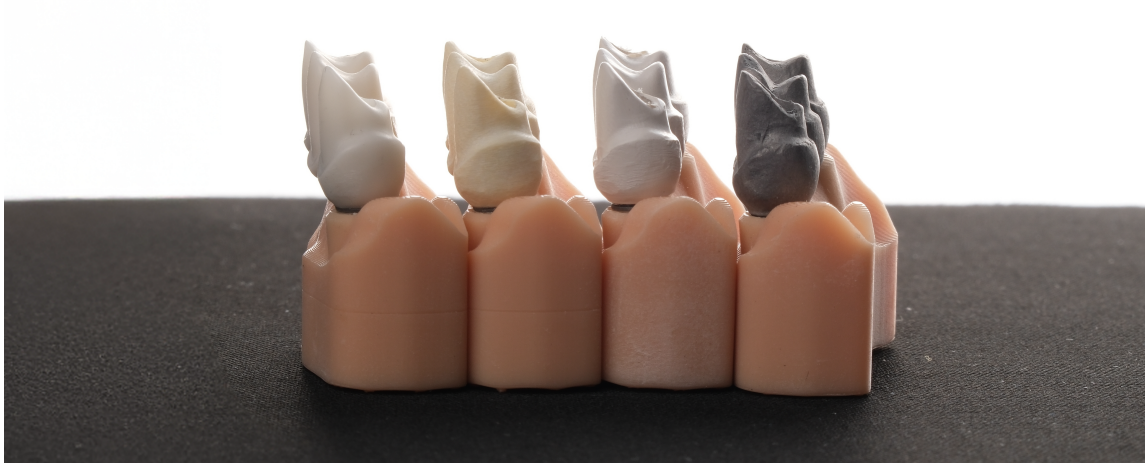
Güçlendirilmiş PEEK, zirkonya ve FRC altyapılar, titanyum ara parçalara (Multi abutment cemented cylinder, NTA, Türkiye) (Şekil 3.13) simante edilmeden önce, üretici firma talimatları doğrultusunda yüzey işlemlerine tabi tutuldu. Bu doğrultuda, altyapıların iç yüzeyleri 2 bar basınç altında, titanyum ara parçaların dış yüzeyleri ise 3 bar basınç altında, 110 μm alüminyum oksit partikülleri ile 15 mm mesafeden ve 45° açıyla 10 saniye süreyle kumlandı. Kumlama işlemi sonrasında, dual polimerize, kendinden adezivli rezin siman olan 3M RelyX U200 (3M ESPE, Almanya) doğrudan uygulanarak yapıştırma işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.14). Polimerizasyon işlemi, ışıkla her yüzeye 20 saniye uygulanarak aktive edildi ve kalan materyal kendi kendine ortalama 5 dakika içinde tamamen polimerize oldu. Taşan siman artıkları dikkatlice uzaklaştırılarak örnekler hazır hale getirildi (Şekil 3.15).



Şekil 3.13. Altyapılara simante edilen titanyum ara parça



Şekil 3.14. Rezin siman

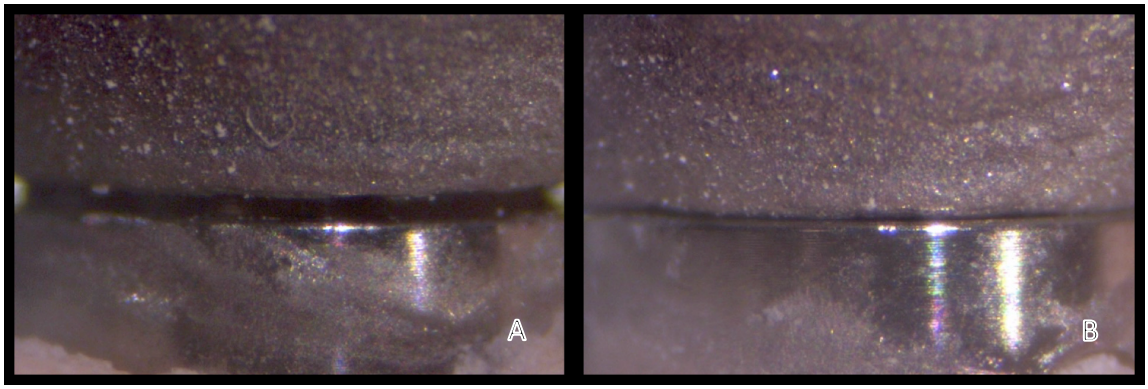


Şekil 3.15. Teste hazır altyapı örnekleri (soldan sağa FRC, Zr, PEEK, Cr-Co)

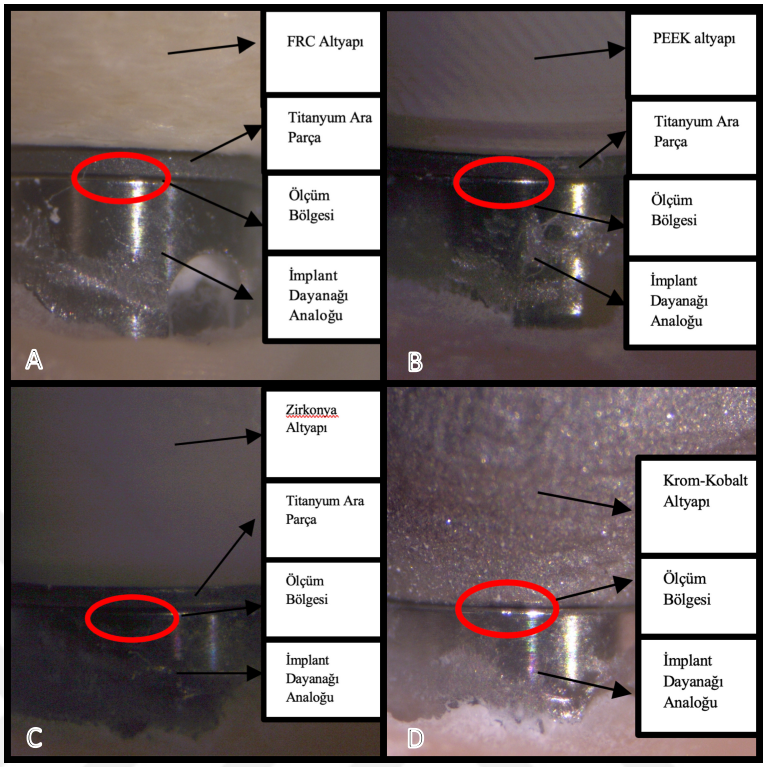
Hazırlanan PEEK, zirkonya ve Cr-Co ve FRC altyapılar, firma önerisi doğrultusunda 30 N/cm torkla rezin modellere gömülü analoglara vidalandı. Torklama işlemi ön yük kaybını önlemek amacıyla 10 dk sonra tekrarlandı.

3.3. Örneklerin Marjinal Uyumunun (Pasif ve Vertikal Uyum) Stereomikroskopta İncelenmesi

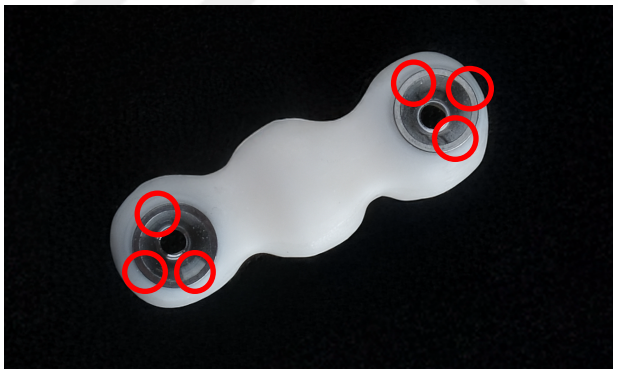
Vertikal uyumun değerlendirilmesinde, örneklerin her iki vidası da torklu durumdayken her implant dayanağının 3 yüzeyinden (bukkal, lingual, mezyal/distal) olacak şekilde 9 adet, her örnek için 18 adet ve toplamda 720 adet fotoğraf çekildi. Pasif uyum değerlendirilmesi için distaldeki vida torklu durumdayken mezyaldeki vida gevşetilerek mezyaldeki implantın 3 yüzeyinden (bukkal, lingual, mezyal/distal) olacak şekilde 9 adet toplamda tüm örnekler için 360 adet fotoğraf çekildi (Şekil 3.16). Her bölge için ortalama değer hesaplanarak pasif ve vertikal uyum değerleri ölçüldü (198) (Şekil 3.17, Şekil 3.18). Ölçümler için Carl Zeiss Stemi 305 stereomikroskop (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Almanya) ile x80 büyütmede fotoğraflar çekildi (199,200) (Şekil 3.19). Olası hataları engellemek için restorasyonlar ve model hep aynı pozisyonda yerleştirildi ve ölçümler aynı kişi tarafından gerçekleştirildi (G.A). Marjinal aralığın ölçümü için bir ölçüm programı (Fiji 1.53t National Institutes of Health (NIH) destekli, açık kaynak kodlu görüntü analiz yazılımı, ABD) programı kullanıldı (201). Programdaki ölçeği kalibre etmek için uzunluğu bilinen iki nokta referans alındı ve ölçülen piksel değeri mikrometre cinsinden kalibre edildi (202) (Şekil 3.20).



Şekil 3.16. (A) Distaldeki tek dayanak vidasının torklanması ile yapılan pasif uyum ölçümü, (B) her iki dayanak vidasının torklanması ile marjinal uyum ölçümü



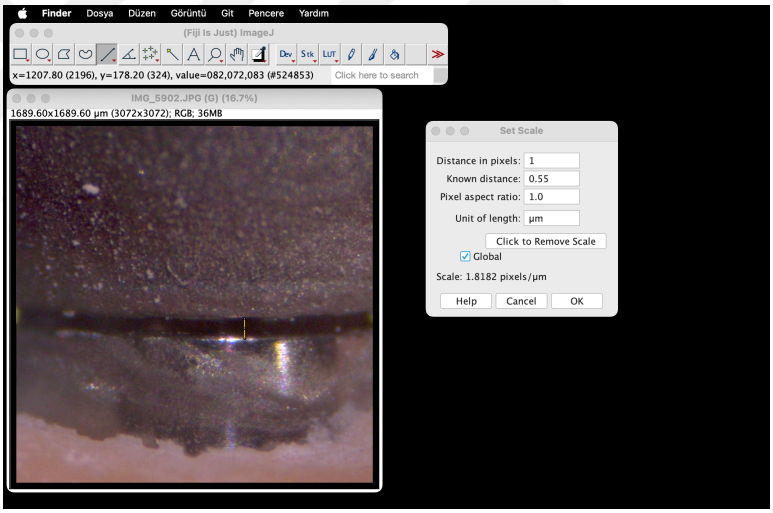
Şekil 3.17. Örneklere ait ölçüm bölgeleri (A) FRC, (B) PEEK, (C) Zr , (D) Cr-Co



Şekil 3.18. Örneklerde ölçümlerin gerçekleştirildiği bölgeler



Şekil 3.19. Stereomikroskop ile ölçümlerin yapılması



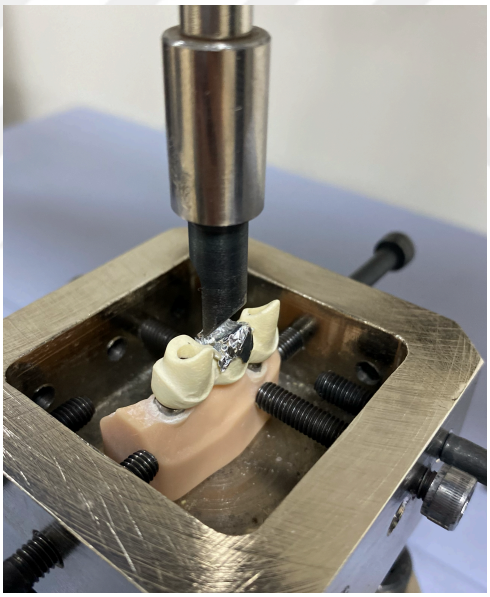
Şekil 3.20. Görüntü işleme programının ölçüm için kalibrasyonu

3.4. Kırılma Dayanımı Testinin Gerçekleştirilmesi

Kırılma testi, statik yük altında elektromekanik üniversal test cihazı (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.21). Dinamik yükleme ile uyumlu şekilde, her bir örneğe aynı noktadan 6 mm uzunluğunda paslanmaz çelik uç aracılığıyla, 0,1 mm/dk hız ile sıkıştırma tipi kuvvet uygulandı. Bu test sonucunda elde edilen kırılma dayanımı değerleri Newton (N) cinsinden kaydedildi. Uygulanan kuvvetin örnek yüzeyine homojen biçimde dağılmasını sağlamak amacıyla, paslanmaz çelik uç ile örnek arasına 0,5 mm kalınlığında alüminyum folyo yerleştirildi (Şekil 3.22).



Şekil 3.21. Elektromekanik üniversal test cihazında kırma testinin gerçekleştirilmesi



Şekil 3.22. Üniversal test cihazına yerleştirilen FRC altyapı örneği

3.5. Örneklerin Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi

Kırılan örneklerin kırılma tipleri incelendi (Şekil 3.23). Her bir örneğe ait kırık tipleri ve kırılma bölgeleri görüntülendi, literatürdeki benzer sınıflandırmalar esas alınarak (203,204) toplamda 8 farklı kategori altında değerlendirildi.

Skor 1: Desimantasyon

Skor 2: Vida kırığı

Skor 3: Vida kırığı ile birlikte görülen desimantasyon

Skor 4: Altyapıda deformasyon

Skor 5: Desimantasyon ile birlikte görülen altyapıda deformasyon

Skor 6: Vida kırığı ile birlikte görülen altyapıda deformasyon

Skor 7: Altyapı kırığı

Skor 8: Desimantasyon ile birlikte görülen altyapı kırığı



Şekil 3.23. Kırılma dayanımı testinin ardından elde edilen örneklerin genel görünümü (Soldan sağa PEEK, Cr-Co, FRC, Zr)

3.6. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Tanımlayıcı istatistikler ortalama, standart sapma, minimum, maksimum, medyan, 25. çeyreklik (Q_1) ve 75. çeyreklik (Q_3) değerleri ile sunuldu. Normallik varsayımı Shapiro Wilk Testi ile kontrol edildi. Dört materyal grubunun sayısal verileri arasındaki farkın analizinde veriler normal dağılıma uyduğu durumlarda parametrik tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı. Anlamlı çıkan farkın sonucunda ikili karşılaştırmalar için Duncan çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uymadığı durumlarda ise parametrik olmayan Kruskal Wallis H Testi kullanıldı. Anlamlı çıkan farkın sonucunda ikili karşılaştırmalarda Bonferroni-Dunn Prosedürü uygulandı. İki sayısal değişken arasındaki ilişki Pearson korelasyon katsayısı ile verildi. Materyal ve marjinal aralığın, kırılma dayanımı üzerindeki etkisi doğrusal regresyon analizi ile elde edildi. Analizler SPSS 23.0 programı ile yapıldı. $P<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

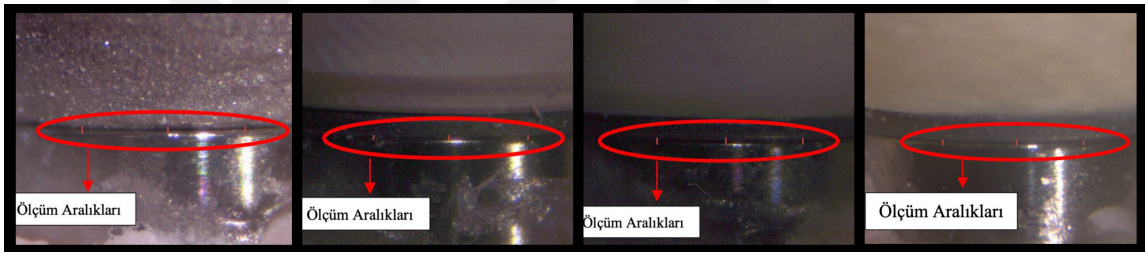
4. BULGULAR

Marjinal uyuma ilişkin vertikal ve pasif uyum, kırılma dayanımı, kırılma tipleri ve marjinal uyum ile kırılma dayanımı arasındaki ilişki olmak üzere bu çalışmada elde edilen tüm bulgular aşağıda sunulmuştur.

4.1. Marjinal Uyum Bulguları

4.1.1. Vertikal Uyum

Çalışmada elde edilen vertikal uyuma ait tanımlayıcı istatistiksel veriler Tablo 4.1'de sunuldu. Ortalama vertikal uyum ve standart sapma değerleri sırasıyla; Cr-Co grubu için 60,96±27,36 µm, PEEK grubu için 30,55±9,99 µm, Zr grubu için 36,85±14,34 µm ve FRC grubu için 28,61±10,03 µm şeklinde bulundu (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Örneklerin vertikal uyum ölçümüne yönelik x80 büyütmede elde edilen stereomikroskop görüntüleri (soldan sağa Cr-Co, PEEK, Zr, FRC)

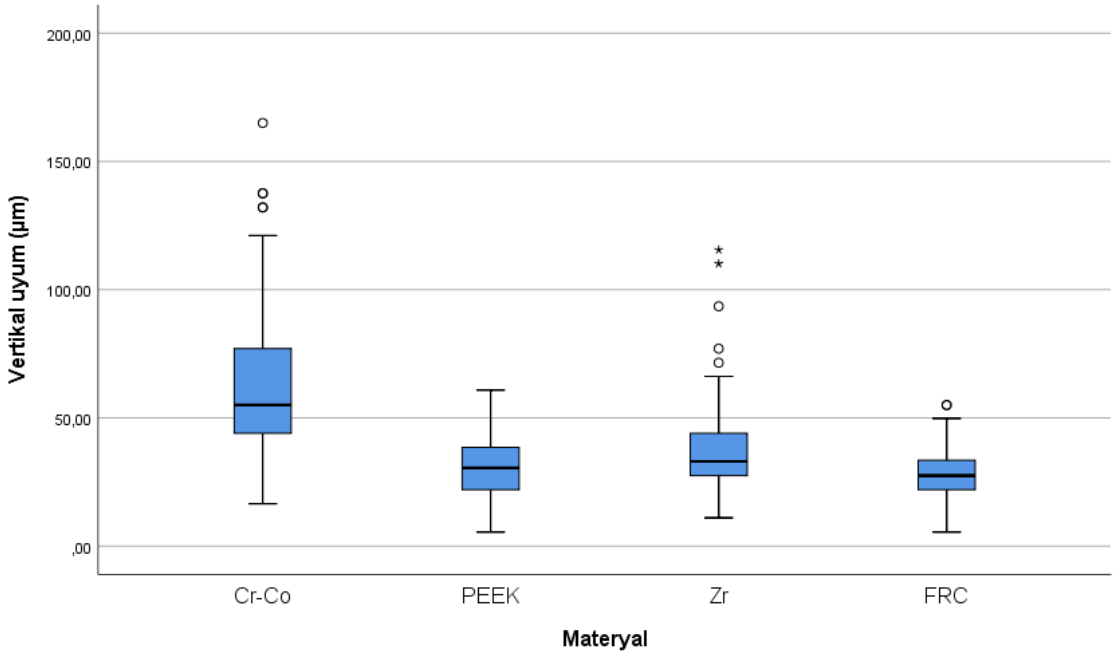
Tablo 4.1. Grupların vertikal uyum değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri (µm) (n=10)

Materyal	**Ort±SS(Min-Max)**	**Medyan(Q_1-Q_3)**	**p**
Marjinal Aralık (µm)			
Cr-Co	60,96±27,36 (16,5-165) A	55 (44-77)	<0,0001
PEEK	30,55±9,99 (5,5-60,8) B	30,5 (22-38,5)	
Zr	36,85±14,34 (11-115,5) B	33 (27,5-44)	
FRC	28,61±10,03 (5,5-55) B	27,5 (22-33,5)	

* Sütun boyunca farklı büyük harfler, istatistiksel olarak farklılığı göstermektedir (p<0,05).

Tablo 4.1'e göre vertikal uyum ölçümleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak fark görülmektedir (p<0,0001). Cr-Co grubu vertikal uyum bakımından diğer materyallerden istatistiksel olarak farklıdır ve istatistiksel olarak en yüksek değere sahiptir. PEEK, FRC ve Zr grupları arasında vertikal uyum bakımından istatistiksel olarak fark görülmemektedir (p>0,05).

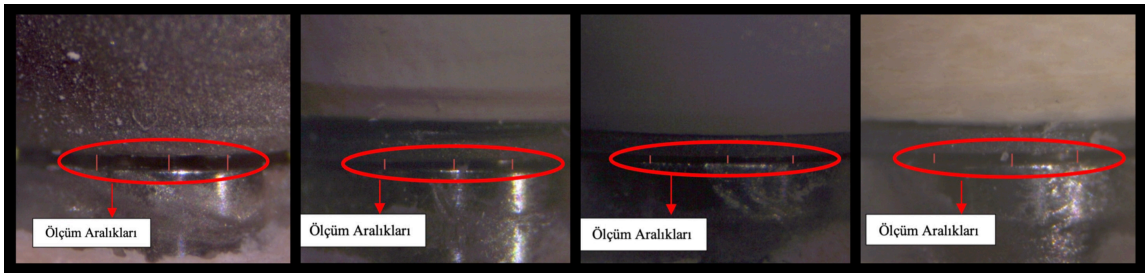
Elde edilen veriler her grup için ortalama ve standart sapma şeklinde hesaplanmış ve sütun grafiği ile gösterilmiştir (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Gruplara ait vertikal uyum ortalama ve standart sapma değerleri (µm)

4.1.2. Pasif Uyum

Çalışmada elde edilen pasif uyuma ait tanımlayıcı istatistiksel veriler Tablo 4.2'de verildi. Ortalama pasif uyum değeri ve standart sapma Cr-Co grubu için 137,03±98,41 µm, PEEK grubu için 54,39±26,25 µm, Zr grubu için 65,77±25,7 µm ve FRC grubu için 58,02±38,18 µm şeklinde bulundu (Şekil 4.3).



Şekil 4.3. Örneklerin pasif uyum ölçümüne yönelik x80 büyütmede elde edilen stereomikroskop görüntüleri (soldan sağa Cr-Co, PEEK, Zr, FRC)

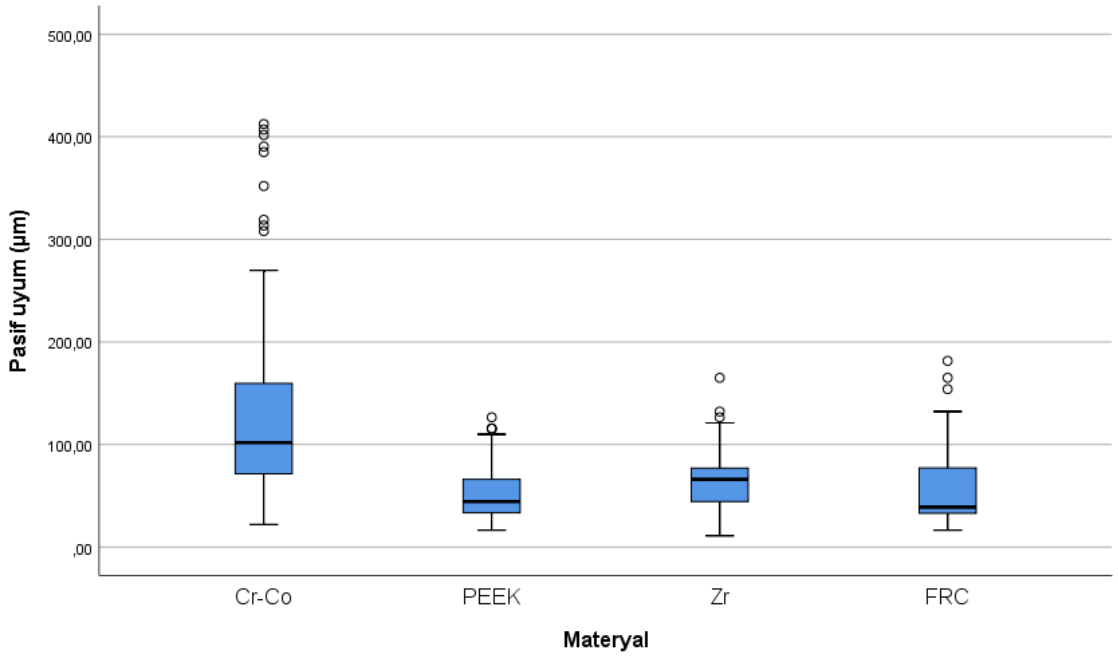
Tablo 4.2. Grupların pasif uyum değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri (µm) (n=10)

Materyal	Ort±SS(Min-Max)	Medyan(Q_1-Q_3)	p
Pasif uyum (µm)			
Cr-Co	137,03±98,41 (22-412,5) A	101,8 (71,5-159,6)	<0,0001
PEEK	54,39±26,25 (16,5-126,5) B	44,3 (33,5-66)	
Zr	65,77±25,7 (11-165) B	66 (44,3-77)	
FRC	58,02±38,18 (16,5-1815) B	38,9 (33-77,2)	

*Sütun boyunca farklı büyük harfler istatistiksel olarak farklılığı göstermektedir (p<0,05).

Tablo 4.2'ye göre pasif uyum ölçümleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak fark görülmektedir (p<0,0001). Cr-Co grubu pasif uyum bakımından diğer gruplardan istatistiksel olarak farklıdır (p<0,0001) ve en yüksek değere sahiptir. PEEK, Zr ve FRC grupları arasında pasif uyum bakımından istatistiksel olarak fark görülmemektedir (p>0,05).

Şekil 4.4'te her grup için elde edilen pasif uyum değerleri sütun grafiği ile gösterilmiştir.



Şekil 4.4. Gruplara ait pasif uyum ortalama ve standart sapma değerleri (µm)

4.2. Kırılma Dayanımı Test Bulguları

Kırılma dayanımı testi sırasında, üniversal test cihazının uyguladığı maksimum kuvvete rağmen Cr-Co grubundan 6, PEEK grubundan 5, Zr grubundan 4 ve FRC grubundan 2 örnekte kırılma gözlenmedi. Bu örnekler, testin üst limitini aşan bir dayanıma sahip

oldukları için analizden çıkarıldı. Bu nedenle, Tablo 4.3'te sunulan tanımlayıcı istatistiksel analizler, yalnızca kırılmanın gözlendiği örnekler (Cr-Co için n=4, PEEK için n=5, Zr için n=6, FRC için n=8) üzerinden yapıldı. Ortalama kırılma değerleri ve standart sapma Cr-Co grubu için 2572,39±783,5526 N, PEEK grubu için 1812,736±473,6262 N, Zr grubu için 2922,44±296,2173 N ve FRC grubu için 1354,4138±116,4957 N şeklinde bulundu.

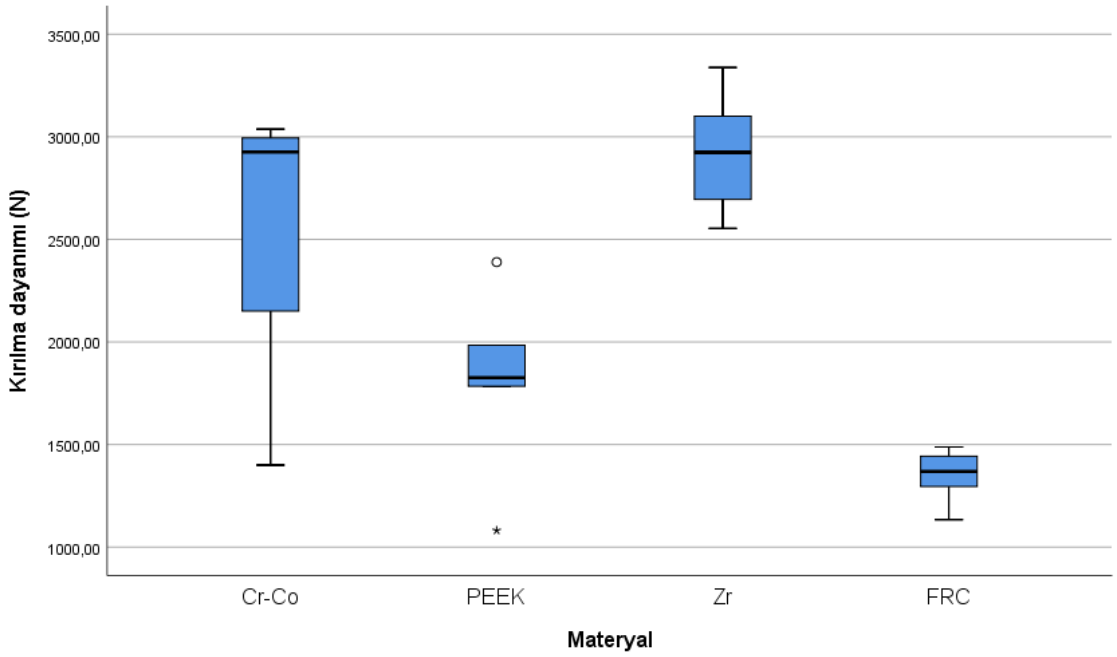
Tablo 4.3. Grupların kırılma dayanımına ait tanımlayıcı istatistikleri (N)

Materyal	**n**	**Ort±SS (Min-Max)**	**Medyan (Q_1-Q_3)**	**p**
KIRILMA DAYANIMI (N)				
Cr-Co	4	2572,39±783,5526 AB (1400,1-3037,64)	2925,91 (2150,81-2993,97)	0,002[2]
PEEK	5	1812,736±473,6262 AB (1081,28-2388,92)	1825,81 (1783,86-1983,81)	
Zr	6	2922,44±296,2173 A (2553,82-3337,92)	2923,905 (2694,87-3100,22)	
FRC	8	1354,4138±116,4957 B (1134-1487,69)	1368,64 (1294,925-1443,245)	

*****Her bir değişken için sütun boyunca farklı büyük harfler istatistiksel olarak farklılığı göstermektedir ($p<0,05$).

Kırılma dayanımı (N) değeri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmektedir ($p<0,05$). Zr grubu, FRC grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır ve daha yüksek değere sahiptir. Cr-Co ve PEEK grupları, Zr grubundan da FRC grubundan da istatistiksel olarak anlamlı farka sahip değildir.

Grupların kırılma dayanımına ilişkin değerleri ortalamaları ve standart deviasyonları sütun grafiği ile gösterilmiştir (Şekil 4.5).



Şekil 4.5. Gruplara ait kırılma dayanımı ortalama ve standart deviasyon değerleri (N)

4.3. Kırılma Tiplerinin Değerlendirilmesi

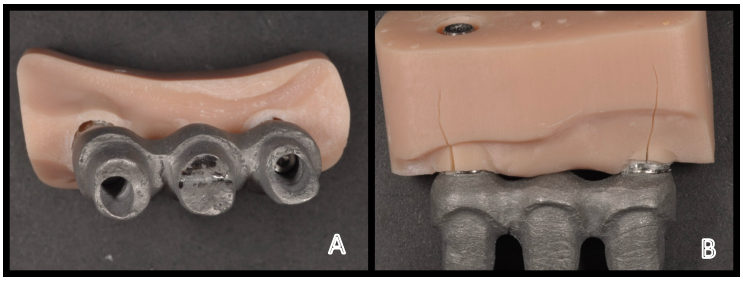
Elde edilen bulgular Tablo 4.4'te sayı ve yüzde oranlarıyla verildi.

Tablo 4.4. Örneklerin kırılma tiplerinin sayı ve yüzde dağılımları

Gruplar	Skor 1 n (%)	Skor 2 n (%)	Skor 3 n (%)	Skor 4 n (%)	Skor 5 n (%)	Skor 6 n (%)	Skor 7 n (%)	Skor 8 n (%)
Cr-Co				2 (%20)				
PEEK				2 (%20)			8 (%80)	
Zr							2 (%20)	3 (%30)
FRC							9 (%90)	

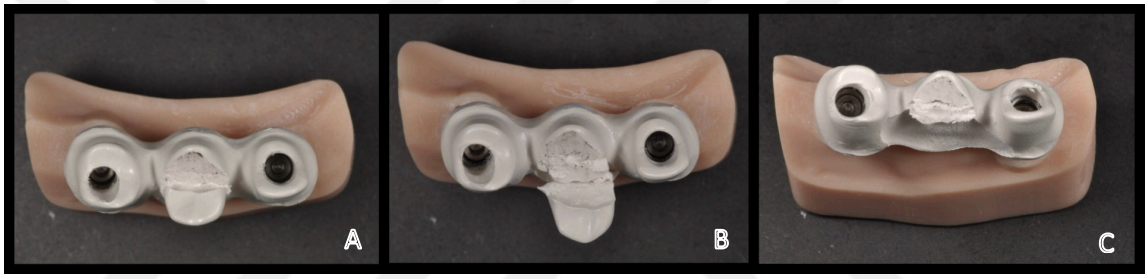
***Skor 1:** Desimantasyon, **Skor 2:** Vida kırığı, **Skor 3:** Vida kırığı ile birlikte görülen desimantasyon, **Skor 4:** Altyapıda deformasyon, **Skor 5:** Desimantasyon ile birlikte görülen altyapıda deformasyon, **Skor 6:** Vida kırığı ile birlikte görülen altyapıda deformasyon, **Skor 7:** Altyapı kırığı, **Skor 8:** Desimantasyon ile birlikte görülen altyapı kırığı

Cr-Co grubunda 2 örnekte altyapıda deformasyon (%20) ve 2 örnekte model kırığı (%20) görüldü (Şekil 4.6). Ayrıca 6 örnekte test limitini aşan dayanım (%60) görüldü. Hiçbir örnekte altyapı kırığı ve vida kırığı görülmedi.



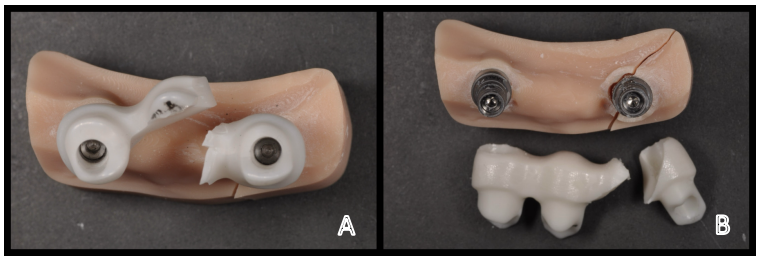
Şekil 4.6. (A) Cr-Co grubunda görülen altyapı deformasyonu (Skor 4), (B) Cr-Co grubunda görülen model kırığı

PEEK grubunda 2 örnekte altyapıda deformasyon (%20) ve 8 örnekte altyapı kırığı (%80) görüldü (Şekil 4.7). Hiçbir örnekte vida kırığı görülmedi.



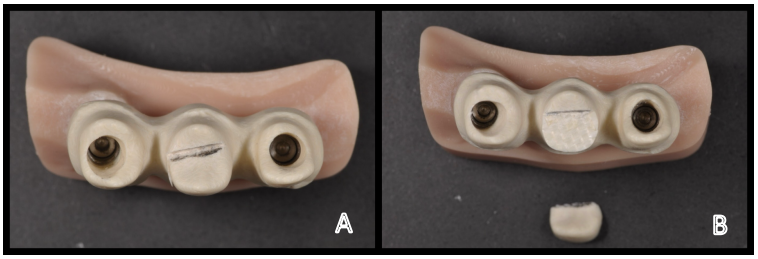
Şekil 4.7. (A) PEEK grubunda görülen altyapı deformasyonu (Skor 4), (B-C) PEEK grubunda görülen altyapı kırığı (Skor 7)

Zr grubunda 2 örnekte altyapı kırığı (%20) ve 3 örnekte desimantasyon ile birlikte altyapı kırığı (%30) görüldü (Şekil 4.8). Hiçbir örnekte vida kırığı görülmedi.



Şekil 4.8. (A) Zr grubunda görülen altyapı kırığı (Skor 7), (B) Zr grubunda desimantasyon ile görülen altyapı kırığı (Skor 8)

FRC grubunda 9 örnekte altyapı kırığı (%90) görüldü (Şekil 4.9). Hiçbir örnekte vida kırığı görülmedi.



Şekil 4.9. (A) FRC grubunda görülen altyapı deformasyonu (Skor 4), (B) FRC grubunda görülen altyapı kırığı (Skor 7)

Tablo 4.5. Grupların ortalama pasif ve vertikal uyum değerleri (µm), kırılma değerleri (N) ve kırılma tipleri

Gruplar	Pasif Uyum±SD (µm)	Vertikal Uyum±SD (µm)	Kırılma Dayanımı±SD (N)	Kırılma Tipleri							
				Skor 1	Skor 2	Skor 3	Skor 4	Skor 5	Skor 6	Skor 7	Skor 8
Cr-Co	137,03±98,41 (22-412,5) A	60,96±27,36 (16,5-165) A	2572,39±783, 5526 AB		2 (%20)						
PEEK	54,39±26,25 (16,5-126,5) B	30,55±9,99 (5,5-60,8) B	1812,736±473 ,6262 AB		2 (%20)					8 (%80)	
Zr	65,77±25,7 (11-165) B	36,85±14,34 (11-115,5) B	2922,44±296, 2173 A							2 (%20)	3 (%30)
FRC	58,02±38,18 (16,5-181,5) B	28,61±10,03 (5,5-55) B	1354,4138±11 6,4957 B							9 (%90)	

4.4. Marjinal Uyum ile Kırılma Dayanımı Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

Kırılma dayanımını etkileyen faktörleri incelemek amacıyla, bağımsız değişkenler olarak materyal türü ve marjinal aralığın dahil edildiği bir çoklu doğrusal regresyon modeli oluşturulmuştur. Modelin genel anlamlılık testi sonuçları Tablo 4.6'da sunulmuştur. Test sonuçları, kurulan regresyon modelinin bir bütün olarak istatistiksel açıdan ileri düzeyde anlamlı olduğunu göstermektedir ($F(4, 18) = 13,8$, $p < 0,001$). Modelin belirlilik katsayısı (R^2), kırılma dayanımındaki toplam varyansın %75,5'inin modeldeki bağımsız değişkenler tarafından açıklandığını ortaya koymaktadır ki bu, modelin açıklayıcılık gücünün yüksek olduğunu göstermektedir.

Tablo 4.6. Kırılma dayanımına etki eden regresyon modeline ait uyum ölçütleri

Overall Model Test						
Model	**R**	**R^2**	**F**	**df1**	**df2**	**p**
1	0,869	0,755	13,8	4	18	<0.001

Modelin genel başarısını takiben, modele dahil edilen her bir bağımsız değişkenin kırılma dayanımı üzerindeki bireysel etkileri Tablo 4.7'de incelenmiştir. Analiz sonuçlarına göre, marjinal aralık değişkeninin tek başına kırılma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmamıştır ($p>0,05$). Buna karşın, materyal türünün kırılma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkisi olduğu ve özellikle Zr grubunun, referans olarak alınan FRC grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bir kırılma dayanımı sergilediği saptanmıştır ($p<0,05$).

Tablo 4.7. Regresyon analizi sonuçları

Bağımsız Değişken	**Öngörü**	**SE**	**t**	**p**
Sabit	1056.9	516.7	2,043	0,056
Marjinal Aralık	10.4	17.2	0,603	0,554
Materyal:				
Cr-Co-FRC	890.8	600.8	1,483	0,155
PEEK-FRC	431	244.9	1,760	0,095
Zr-FRC	1511	246.8	6,123	0,001

*FRC referans seviyesi

Tablo 4.8'de, her bir materyal grubunun kendi içinde, marjinal uyum ile kırılma dayanımı arasındaki doğrusal ilişkiyi ölçen Pearson korelasyon analizi sonuçları sunulmuştur. Analiz sonuçları, incelenen dört materyal grubunun hiçbirinde marjinal uyum ile kırılma dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon olmadığını göstermektedir (tüm gruplar için $p>0,05$). Bu bulgu, tek bir materyal türü içinde marjinal aralıktaki değişimin, kırılma dayanımında öngörülebilir bir artışa veya azalışa neden olmadığını ortaya koymaktadır.

Tablo 4.8. Her bir materyal grubunda kırılma dayanımı (N) ile marjinal uyum (µm) arasındaki ilişki

Materyal	**Pearson's r**	**p**
Cr-Co	0,38	0,62
PEEK	-0,059	0,925
Zr	-0,414	0,414
FRC	0,332	0,421

5. TARTIŞMA

Bu in vitro çalışmada, güçlendirilmiş PEEK, zirkonya, Cr-Co ve FRC materyallerinden üretilmiş, prepare edilmiş diş formu yapısında parsiyel hibrit protez alt yapılarının marjinal uyum, kırılma dayanımı ve kırılma tipleri açısından incelenmesi amaçlanmıştır.

Elde edilen bulgular, altyapı materyaline göre hem pasif hem de vertikal uyum değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğunu göstermiştir ($p<0,0001$). Özellikle Cr-Co grubu, pasif ($137,03 \pm 98,41$ μm) ve vertikal uyum ($60,96 \pm 27,36$ μm) açısından en yüksek uyumsuzluk değerlerini sergilerken, FRC ve PEEK gruplarında daha düşük uyumsuzluk değerleri elde edilmiştir. Bu bulgular, altyapı materyallerinin elastik modülü, üretim yöntemleri ve yapısal özelliklerinin marjinal uyum üzerinde etkili olduğunu ortaya koymaktadır ve bu nedenle birinci sıfır hipotez reddedilmiştir.

Kırılma dayanımı açısından ise gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p<0,0001$). En yüksek ortalama kırılma dayanımı Zr grubunda ($2922,44 \pm 296,21$ N), en düşük değer ise FRC grubunda ($1354,41 \pm 116,49$ N) bulunmuştur. Cr-Co ve PEEK grupları da farklı dayanıklılık değerleri sergilemiştir. Bu bulgular doğrultusunda, materyal tipine bağlı olarak protezin mekanik direncinin değiştiği ortaya konmuştur ve ikinci sıfır hipotez de reddedilmiştir.

Yapılan regresyon ve korelasyon analizleri, bu iki değişken arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığını ortaya koymuştur ($p>0,05$). Regresyon analizi, kırılma dayanımındaki farklılıkları açıklamada asıl belirleyici faktörün marjinal uyumdan ziyade, kullanılan materyalin kendisi olduğunu doğrulamıştır. Bu bulgular ışığında, incelenen koşullar altında marjinal uyumdaki değişikliklerin kırılma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde etkilemediği sonucuna varılmış ve üçüncü sıfır hipotez kabul edilmiştir.

PEEK, zirkonya, Cr-Co ve FRC materyalleri birbiri yerine literatüde sıklıkla önerilmektedirler. Özden ve Demir (205), PEEK materyalinin metal alaşımlar kadar dayanıklı, estetik açıdan avantajlı ve CAD-CAM sistemleriyle uyumlu olması nedeniyle kullanımının giderek arttığını bildirmişlerdir. Hazır ve ark. (206) tarafından yapılan sonlu

elemanlar analizinde, PEEK'in elastisite modülünün (3,7 GPa) titanyum (110 GPa) ve krom-kobalt (200 GPa) alaşımlarına kıyasla kemik dokusuna yakın olduğu ve bu sayede peri-implant bölgede stres konsantrasyonunu azalttığı bildirilmiştir. Cinquini ve ark. (207), zirkonya materyalinin implant destekli sabit tam protezlerde %88 ile %100 arasında yüksek sağkalım oranlarına sahip olduğunu rapor etmiş ve 2018 ITI Konsensus Raporu'nun bu materyalin gelecekte önemli bir seçenek olabileceği vurgulanmıştır. Cr-Co alaşımları ise iyi mekanik özellikleri ve düşük maliyeti nedeniyle tercih edilmekte, ancak yüksek elastik modülü nedeniyle stres birikimine neden olabilmektedir. De Giorgis ve ark. (208) tarafından FRC materyali geleneksel metal alaşımlarına alternatif olarak önerilmiş, azaltılmış maliyetler, kolay tamir edilebilirlik, düşük ağırlık ve şok emme kapasitesi gibi avantajlarıyla öne çıkmıştır.

Görüldüğü üzere, güncel literatürde bu materyallerin her birine ait farklı klinik ve biyomekanik avantajlar bildirilmiştir. Bu durum, klinisyenlere vakaya özgü bireyselleştirilmiş materyal seçimi yapma olanağı sunmaktadır. Ancak söz konusu materyallerin birbirleriyle olan karşılaştırmalı değerlendirmeleri literatürde yeterince araştırılmamıştır. Bu bağlamda, bu çalışmada dört farklı altyapı materyalinin marjinal uyum ve kırılma dayanımı açısından gösterdiği özellikler anlaşılmaya çalışılmıştır.

Tam dişsizlik vakalarında yaygın olarak tercih edilen All-on-Four konsepti, açılı implant yerleşimi sayesinde anatomik sınırlamalardan kaçınma, daha yoğun kemik bölgelerine ulaşma ve kantilever etkisini azaltma gibi önemli avantajlar sunmaktadır. Ancak bu çalışmada, marjinal uyum ve kırılma dayanımı gibi biyomekanik parametreleri daha kontrollü ve standardize koşullarda değerlendirebilmek amacıyla tam ark yerine parsiyel dişsizlik modeli tercih edilmiştir. Bu doğrultuda, iki implant üzerine planlanan üç üyeli hibrit protez tasarımı ile hem yükleme koşulları standartlaştırılmış hem de materyal performansı izole biçimde analiz edilebilmiştir. Parsiyel tasarımda implantların açılı yerleştirilmesi, oklüzal kuvvetlerin daha dengeli iletilmesini sağlarken, yükün doğrudan pontik bölgesine uygulanabilmesi sayesinde kırılma davranışı net biçimde gözlemlenebilmektedir. Tam ark bir modelde ise yükleme bölgesi belirsizleşecek, orta ya da distal bölgelere uygulanan kuvvetin farklı implantlar üzerindeki etkisi ölçümü karmaşıklaştıracaktı. Bu nedenle, sınırlı sayıda implant kullanılan parsiyel model,

materyallerin yapısal özelliklerini doğrudan değerlendirmeye olanak sağlamıştır. Ayrıca, Eğilmez ve ark. (19), parsiyel hibrit protezlerin dinamik oklüzal yüklerin darbe kuvvetini azalttığını, üretiminin daha az maliyetli olduğunu ve yüksek estetik restorasyonlar sağladığını bildirmişlerdir. Bu yönüyle tercih edilen parsiyel hibrit protez tasarımı, sadece deneysel uygunluğu açısından değil, aynı zamanda güncel protetik uygulamalarda sıkça karşılaşılan klinik ihtiyaçlara da yanıt vermektedir.

Mevcut çalışmada Cr-Co grubunun lazer sinterleme ile, diğer grupların ise titanyum ara parça üzerine CAD/CAM ile üretilmiştir. Bu farklılık, bir sınırlamadan ziyade, çalışmanın klinik gerçekliği yansıtma çabasının bir sonucudur. Güncel diş hekimliği pratiğinde her materyal, kendi yapısına en uygun ve en yaygın kullanılan teknolojiyle üretilmektedir. Tüm materyalleri tek bir yöntemle üretmenin, bazı materyallerin yapısına aykırı olacağı ve elde edilen verilerin klinik geçerliliğini azaltacağı öngörülmüştür. Dolayısıyla seçilen yaklaşım, her bir materyalin kendi içindeki performansının en gerçekçi şekilde değerlendirilmesini sağlamıştır.

Altyapı materyallerinin implant-abutment bağlantı bölgesindeki davranışı da klinik başarı açısından kritik öneme sahiptir. Literatürde, rijit (Zr) veya polimer esaslı (PEEK, FRC) materyallerin bu bölgede deformasyon veya kırılma riski taşıdığı belirtilmiştir. Malo ve ark. (12) tarafından yapılan çalışmada, tek parça PEEK altyapılarda vida başı çevresinde deformasyon gözlenmiş ve bu durumun önlenebilmesi için altyapının titanyum ara parça ile desteklenmesi önerilmiştir. Benzer şekilde, zirkonya altyapılarda da dinamik ve statik yükler altında vida çevresi ve bağlantı bölgelerinde kırılmalar görüldüğü ve zirkonya dayanakların da titanyumla güçlendirilmesinin kırılma riskini azalttığı bildirilmiştir (209–211). Elastik yapısı nedeniyle FRC grubu da titanyum destek gerektirmektedir. Bu bağlamda, çalışmada PEEK, Zr ve FRC gruplarında titanyum ara parça kullanımı tercih edilmiştir.

Altyapı geometrisinin de pasif uyum üzerinde etkili olduğu gözlemlenmiştir. Bar tipi altyapıların daha küçük hacimli olmaları nedeniyle boyutsal stabilite sağladıkları, dolayısıyla uyumu kolaylaştırdığı bildirilmektedir (32). Hibrit protezlerde bar formunda olmayan daha hacimli altyapıların kullanılması, yapısal gerilimlerin artmasına ve uyum

değerlerinin yükselmesine neden olabilir. Çalışmamızda elde edilen bulgularda bunu doğrular niteliktedir.

İmplant üstü protezlerdeki üretim toleransları da uyumu etkileyen önemli faktörlerdendir. İmplant sistem bileşenleri arasındaki üretim boşluklarının 22–100 µm arasında değişebildiği (212,213), bu toleransın tek bir dayanak düzeyinde 61 µm'ye kadar çıkabileceği rapor edilmiştir (214). Bazı araştırmacılar, protezdeki toplam deformasyon bu tolerans sınırları içinde kalırsa pasif uyumun sağlanabileceğini ileri sürmektedir (168,212,215). Çalışmada ölçülen bazı uyumsuzluk değerlerinin bu üretim toleranslarından kaynaklandığı düşünülmektedir. PEEK, FRC ve Zr gruplarında ölçümler, fabrikasyon titanyum ara parçalar ile multi-ünit implant dayanağı arasındaki bağlantılardan alınırken, Cr-Co grubu doğrudan multi-ünit dayanak üzerine lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiştir. Cr-Co grubunun bu doğrudan üretimi ve diğerlerinde ara parça kullanımının varlığı Cr-Co grubunda yüksek uyumsuzluk değerlerinin bir nedeni olabilir. Bu durum, üretim sürecindeki farklılıkların, materyallerin marjinal ve pasif uyum değerlerini doğrudan etkilediğini göstermektedir.

Marjinal uyum, implant destekli protezlerin biyolojik ve mekanik başarısında temel belirleyici faktördür. Uyumsuzluk, mikrosızıntı, peri-implantitis ve vida gevşemesi gibi komplikasyonlara yol açabilmektedir. Ayrıca, çiğneme kuvvetlerinin dengesiz dağılımı, vida gevşemesi veya materyal kırıkları gibi mekanik komplikasyonlara da zemin hazırlamaktadır. Bu nedenle, marjinal uyumun değerlendirilmesinde kullanılan yöntemin doğruluğu kritik önem taşır. Kesit alma, replika tekniği ve mikro-BT gibi alternatif yöntemlerin bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Kesit alma yöntemi yıkıcı doğası gereği örneğin yeniden kullanımını engellerken, replika tekniği materyal büzülmesi gibi hata paylarına açıktır. Mikro-BT ise metal restorasyonlarda artefakt oluşturma riski ve yüksek maliyetleri nedeniyle erişilebilirliği sınırlamaktadır. Bu çalışmada kullanılan stereomikroskop yöntemi ise invaziv olmayan, yüksek doğruluklu ve tekrarlanabilir ölçümler sağlayarak literatürde altın standart olarak kabul edilmektedir (161,200). Beuer ve ark.'nın (216) yaptığı çalışmada, zirkonya altyapıların marjinal uyumu hem simantasyon öncesi hem de sonrası stereomikroskop ile başarılı bir şekilde karşılaştırılmıştır. Jemt ve ark.'nın (217) yaptığı kapsamlı bir sistematik derlemede,

marjinal uyumun klinik başarıdaki önemi vurgulanırken, in-vitro çalışmalarda kullanılan ölçüm yöntemlerinin sonuçları nasıl etkilediği tartışılmış ve stereomikroskop yönteminin standardizasyon sağladığı belirtilmiştir. Mevcut çalışmada stereomikroskopun tercih edilmesi, hem literatürdeki yaygın kabul görmüş standartlara uymak hem de diğer yöntemlerin potansiyel dezavantajlarından kaçınarak en doğru ve güvenilir veriyi elde etme amacına dayanmaktadır.

Materyallerin kırılma dayanımı, restorasyonların uzun dönem başarısını belirleyen temel mekanik parametrelerden biridir. Aynı materyalin dayanım değerlerinin farklı test yöntemleriyle değerlendirilmesi, elde edilen sonuçları doğrudan etkileyebilmektedir. Literatürde yaygın olarak kullanılan üç nokta bükülme, dört nokta bükülme ve biaksiyel bükülme testleri, daha çok homojen yapılı, simante edilmemiş disk veya çubuk formundaki materyaller için uygundur ve tek başına materyalin özelliklerini değerlendirmeye yöneliktir (218). Ancak bu çalışmada olduğu gibi, klinik koşulları taklit eden, implant destekli ve titanyum ara parçalara simante edilmiş hibrit altyapı sistemlerinde, tüm yapının birlikte maruz kaldığı yüklenmenin değerlendirilmesi esastır. Bu nedenle çalışmada, elektromekanik üniversal test cihazı kullanılarak her örneğe statik sıkıştırma yükü uygulanmıştır. Bu test protokolü, çiğneme esnasında proteze gelen dikey kuvvetleri doğrudan simüle etmekte ve sadece materyal dayanımını değil, aynı zamanda bağlantı bölgeleri ile simantasyon yüzeylerinin dayanımını da kapsayan bütüncül bir değerlendirme sunmaktadır.

Bu çalışmada kullanılan istatistiksel analiz yöntemleri, veri setinin özelliklerine ve araştırma sorularının doğasına uygun olarak seçilmiştir. Öncelikle Shapiro-Wilk normallik testi, örneklem büyüklüğünün 50'den küçük olduğu durumlarda en güçlü normallik testi olarak kabul edilmektedir ve bu nedenle veri dağılımının belirlenmesinde tercih edilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluğuna göre parametrik (ANOVA) veya parametrik olmayan (Kruskal-Wallis) testlerin seçilmesi, tip I ve tip II hata risklerini minimize ederek analiz gücünü maksimize etmektedir. Duncan çoklu karşılaştırma testi, gruplar arası farkları belirlemede yüksek istatistiksel güce sahip olması ve tip I hata kontrolünü etkili şekilde sağlaması nedeniyle tercih edilmiştir. Parametrik olmayan veriler için Bonferroni-Dunn prosedürü, çoklu karşılaştırmalarda alfa hatasını kontrol altında

tutarak güvenilir sonuçlar vermektedir. Pearson korelasyon analizi, sürekli değişkenler arasındaki doğrusal ilişkinin gücünü ve yönünü objektif olarak değerlendirirken, doğrusal regresyon analizi bağımsız değişkenlerin bağımlı değişken üzerindeki etkisini nicel olarak belirleme imkanı sunmaktadır. Bu kapsamlı istatistiksel yaklaşım, araştırma bulgularının güvenilirliğini ve genellenebilirliğini artırmaktadır.

İmplant destekli sabit protez altyapılarında klinik olarak kabul edilebilir marjinal uyum değerlerine ilişkin literatürde tam bir fikir birliği bulunmamaktadır (172–175). Klineberg ve ark. (219) marjinal aralık miktarının 30 µm'ye kadar klinik açıdan kabul edilebilir olduğunu belirtirken, diğer çalışmalar 100–120 µm'nin altındaki değerleri kabul edilebilir bulmuştur (220). Bazı çalışmalarda ise, implant dayanağı seviyesindeki protezler için 91 µm ile 111 µm arasındaki uyumsuzluk değerlerinin en yüksek kabul edilebilir sınırlar olduğu belirtilmiştir (171,176). Jemt ve ark. (162) 150 µm düzeyindeki uyumsuzluğun klinik olarak tolere edilebilir bir değer olduğu belirtmişlerdir. Ancak bu sonuçların teorik temellere ve in vitro koşullarda elde edilen verilere dayandığı göz önünde bulundurulmalıdır. Carr ve ark. (177) hayvan modellerinde gerçekleştirdikleri bir çalışmada, 38 µm ile 345 µm arasında değişen uyumsuzlukların marjinal kemik seviyesine etkileri incelenmiş ve hiçbir grupta kemik rezorpsiyonuna rastlanmadığı rapor edilmiştir. Mevcut çalışmada elde edilen en yüksek marjinal uyumsuzluk değeri Cr-Co grubunda (60,96±27,36 µm) ölçülmüştür. Ancak bu değer bile literatürde belirtilen sınırların oldukça altında kalmıştır. Çalışmanın limitasyonları da dahil edilerek bu durum, test edilen tüm altyapı materyallerinin iki implant üzerine planlanan üç üyeli hibrit protezlerde marjinal uyum açısından klinik olarak kabul edilebilir düzeyde olduğunu göstermektedir.

Gruplar kendi içinde karşılaştırıldığında, çalışmada PEEK, Zr ve FRC gruplarının marjinal uyum değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0,05$), her üç grubun da Cr-Co grubuna göre anlamlı düzeyde daha iyi uyum sağladığı belirlenmiştir. Bu bulgu, Atsu ve Erol'un (197) PEEK, titanyum ve zirkonya grupları arasında benzer uyum eğilimleri gözlemlediği ve PEEK grubunun daha iyi uyum sergilediğini rapor ettiği çalışmasıyla paralellik göstermektedir. Benzer şekilde, bu çalışmada Cr-Co altyapılarda gözlenen yüksek marjinal aralık değeri, Atsu ve Erol'un (197) çalışmasındaki bulgularla uyumludur; nitekim ilgili çalışmada Ti grubu diğer

gruplardan daha yüksek uyumsuzluk değeri göstermesi metal altyapıların üretim sürecinde marjinal uyumun olumsuz yönde etkilenebileceğini düşündürmektedir. Bu durum, aynı zamanda Khan ve ark.'nın (221) metal altyapıların teknik komplikasyonlara daha yatkın olduğunu belirten derlemesiyle de desteklenmektedir. Bununla birlikte, çalışmamızda elde edilen marjinal uyum değerleri (PEEK: 30,55±9,99 µm, Zr: 36,85±14,34 µm), Atsu ve Erol'un (197) bildirdiği değerlerden (PEEK: 83,5±27,1 µm, Zr: 81,8±17,8 µm) daha iyi sonuçlar sunmaktadır. Bu farklılığın, ilgili çalışmada termomekanik yaşlandırma süreçlerinin dahil edilmesi ve örnek hazırlama koşullarındaki değişkenliklerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmada elde edilen PEEK (30,55±9,99 µm) ve FRC (28,61±10,03 µm) gruplarındaki marjinal uyum bulguları, Ghodsi ve ark.'nın (222) çalışmasıyla çelişmektedir. Ghodsi ve ark. (222), PEEK ve FRC gruplarının klinik kabul sınırlarının üzerinde marjinal aralık gösterdiğini bildirmiştir. Bu bulgu mevcut çalışmada elde edilen bulgulardan farklıdır. Bu farklılığın, ilgili çalışmada titanyum ara parça kullanılmaması, termomekanik yaşlandırma uygulanması ve farklı protez tasarımlarının değerlendirilmesi gibi metodolojik farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Elde edilen bulgular, Papathanasiou ve ark.'nın (223) uygun üretim parametrelerinin PEEK materyali söz konusu olduğunda marjinal uyumu olumlu etkileyebileceğine dair vurgusuyla desteklenmektedir.

Ghodsi ve ark. (222) (92,08 µm) ve Zaghloul ve Younis (224) (CAD/CAM grubunda 80,6 µm) tarafından zirkonya grubunda bildirilen ortalama marjinal aralık değerleri, mevcut çalışmada elde edilen ortalama değere (36,85±14,34 µm) kıyasla daha yüksektir. Buna karşılık, Fontoura ve ark. (202) (9,05±3,69 µm) ise çok daha düşük değerler elde etmiştir. Bu farklılığın temel nedenleri arasında, Fontoura ve ark.'nın (202) yalnızca vertikal aralığı SEM ile sınırlı sayıda noktadan ölçmesi, mevcut çalışmada ise stereomikroskop ile çok sayıda noktadan ve açılı implantlar üzerinde ölçüm yapılması yer almaktadır.

Tüm bu bulgular ışığında, çalışmada değerlendirilen tüm materyal gruplarının marjinal uyum değerleri, literatürde kabul görmüş 150 µm klinik sınırının oldukça altında kalmaktadır (169). Bu durum, tüm materyallerin klinik kullanıma uygun hassasiyette üretildiğini göstermektedir. Sonuç olarak gerek bu çalışmada elde edilen veriler gerekse

literatürdeki diğer çalışmalar, PEEK, Zr ve FRC gibi modern materyallerin, özellikle titanyum ara parçalarla birlikte kullanıldığında, geleneksel metal altyapılara kıyasla marjinal uyum açısından önemli avantajlar sunduğunu ve protetik başarıyı artıracak güvenilir alternatifler olduğunu ortaya koymaktadır.

İmplant destekli restorasyonlarda klinik olarak kabul edilebilir pasif uyum değerlerine ilişkin literatürde kesin bir görüş birliği bulunmamaktadır. Brånemark (225) ideal pasif uyum için bu değerin 10 µm'den az olması gerektiğini belirtirken, Paniz ve ark. (226) 25 µm'den küçük bir aralığın yeterli olabileceğini bildirmiştir. Daha geniş bir perspektiften bakan bazı araştırmacılar ise, uzun dönemde klinik komplikasyonlara yol açmayan ve 150 µm'nin altındaki uyumsuzlukların tolere edilebilir olduğunu ileri sürmüştür (227). Bu çalışmada elde edilen değerler, Brånemark tarafından tanımlanan ideal sınırların üzerinde yer almaktadır. Bununla birlikte, literatürdeki birçok çalışmada da belirtildiği gibi (198,228,229) klinik pratikte ideal pasif uyuma ulaşmanın oldukça güç olduğu bir kez daha ortaya konmuştur.

Çalışmada, PEEK, FRC ve zirkonya gruplarında elde edilen pasif uyum bulguları Atsu ve Erol'un (197) çalışmasıyla paralellik göstermektedir. İlgili çalışmada, titanyum ara parça üzerine üretilen PEEK (70,9±19,6 µm) ve zirkonya (49,3±16,2 µm) altyapıların, doğrudan üretilen titanyum altyapıya (91,3±24,2 µm) kıyasla daha iyi pasif uyum sergilediği rapor edilmiştir. Çalışmanın bulguları da benzer aralıklarda olması, bu materyallerin titanyum ara parçalarla kombine edildiğinde pasif uyumu iyileştirdiğini desteklemektedir. Benzer şekilde, Yılmaz ve ark. (198) da polimer esaslı altyapıların metal ve zirkonya altyapılara göre daha iyi pasif uyum gösterdiğini bildirmiştir; bu durum çalışmadaki polimer içerikli PEEK ve FRC gruplarının daha düşük uyumsuzluk değerleri sergilemesiyle örtüşmektedir. Bununla birlikte, Yılmaz ve ark. (198) polimer materyallerin esnekliğinin vidalama sırasında deformasyonu tolere ederek uyum ölçümlerini yanıltabileceğine dikkat çekmiştir; bu durum çalışmadaki FRC ve PEEK grupları için de bir sınırlılık olarak göz önünde bulundurulmalıdır.

Mevcut çalışmada elde edilen bulgular, Jin ve ark.'nın (204) PEEK altyapılar için bildirdiği ortalama pasif uyum değeriyle (19 ± 4 µm) karşılaştırıldığında farklılık göstermektedir. Çalışmadaki PEEK grubunda ölçülen değerin (54,39 ± 26,25 µm) belirgin

şekilde daha yüksek olmasının, her iki çalışmada da yaşlandırma uygulanmamış olmasına rağmen, ölçüm yöntemlerindeki farklılıktan (çalışmada stereomikroskop, ilgili çalışmada SEM) kaynaklandığı düşünülmektedir. Benzer şekilde, Katsoulis ve ark.'nın (230) dijital yöntemlerle ürettiği titanyum (16-25 μm) ve zirkonya (35 μm) altyapılarda bildirdiği düşük uyumsuzluk değerleri de çalışmanın sonuçlarından farklıdır. Bu farklılıkların; üretim tekniği, tarama teknolojisi, örnek sayısı ve protez tasarımındaki değişkenliklerden kaynaklandığı söylenebilir. Ancak, Katsoulis ve ark.'nın (229) bir diğer çalışmasında geleneksel döküm Cr-Co grubunda 236 μm gibi oldukça yüksek bir uyumsuzluk değeri bildirmesi, çalışmanın Cr-Co grubunda gözlemlenen yüksek uyumsuzluk değerini (137,03 μm) destekler niteliktedir.

Tüm bu bulgular ışığında, çalışmadaki tüm grupların pasif uyum değerleri, literatürde sıklıkla referans gösterilen 150 μm'lik klinik kabul sınırının altında kalmaktadır. Ancak Torres ve ark. (200) 10 μm'nin altındaki boşluklarda dahi bakteri sızıntısı ve kolonizasyon gelişebileceğini bildirmiştir. Bu doğrultuda, çalışmada Cr-Co (137,03 ±98,41 μm), Zr (65,77 ±25,7 μm), FRC (58,02 ± 38,18 μm) ve PEEK (54,39 ± 26,25 μm) gruplarında elde edilen pasif uyum değerlerinin, potansiyel biyolojik etkileriyle birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir. İdeal pasif uyumun klinik başarı için önemini koruduğunu göstermektedir. Bu bulgular, ideal pasif uyumun implant üstü restorasyonlarda klinik başarı açısından kritik bir öneme sahip olduğunu ortaya koymaktadır.

Atsu ve Erol (197), termomekanik yaşlandırma sonrası PEEK, Zr ve Ti gruplarının kırılma dayanımlarını sırasıyla 3448,9 N, 7318,7 N ve 14800,2 N olarak bildirilmiştir. Bu çalışmada ise en yüksek kırılma dayanımını Zr grubu (2922,4 N) göstermiş, bunu Cr-Co (2572,4 N), PEEK (1812,7 N) ve FRC (1354,4 N) grupları izlemiştir. İki çalışma arasındaki bu belirgin farkın, Atsu ve Erol'un (197) uyguladığı yoğun yaşlandırma protokolü (1.2×10^6 döngü, 120 N yük, 5–55 °C termal döngü) ve farklı yükleme hızından (0.5 mm/dk) kaynaklandığı düşünülmektedir. Bununla birlikte, her iki çalışmada da zirkonyanın yüksek kırılma dayanımı sunduğu, PEEK'in ise daha düşük değerlere sahip olduğu bulgusu tutarlıdır. Bu durum, PEEK'in düşük elastik modülü ve gerilimi absorbe etme kapasitesiyle ilişkilendirilebilir.

Atsu ve Erol'un (197) yaptığı çalışmada PEEK grubu daha az katastrofik kırılma davranışı sergilemiştir. Bu bulgular mevcut çalışmayla örtüşmektedir. Atsu ve Erol'un (197) çalışmasında PEEK'te deformasyonla birlikte desimantasyon (Tip 5) sık görülürken, Zr grubunda daha yıkıcı kırılmalar (Tip 8) rapor edilmiştir. Benzer şekilde, mevcut çalışmada da PEEK grubunda %80 oranında sadece altyapı kırığı gözlenirken, Zr grubunda %30 oranında desimantasyonla birlikte altyapı kırığı gibi daha karmaşık bir komplikasyon gözlenmiştir. Bu benzerliklerin, PEEK'in plastik deformasyona elverişli yapısına karşın zirkonyanın kırılgan yapısından kaynaklandığı düşünülmektedir. Öte yandan, Cr-Co grubunda kırık yerine yalnızca altyapı deformasyonu gözlenmesi, bu materyalin yüksek dayanıklılığına rağmen sınırlı esnekliğine işaret etmektedir. Bu sonuçlar, altyapı materyalinin yalnızca kırılma dayanımı değil, aynı zamanda kırılma davranışı açısından da dikkatle değerlendirilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.

Yılmaz ve ark. (231), Zr, PEEK ve FRC materyallerinden üretilen üç üyeli implant destekli sabit protez altyapılarının kırılma dayanımlarının, bağlantı tasarımına göre değiştiğini bildirmiştir. Üçgen bağlantı formunda en yüksek kırılma dayanımı Zr grubunda (3200 N) elde edilirken, bunu kare (2920 N) ve oval (2700 N) tasarımlar izlemiştir. Mevcut çalışmada, oval bağlantı formundaki Zr altyapı materyalinin 2922,4 N ile en yüksek kırılma dayanımını göstermesi, bu bulguyu desteklemektedir. Bu durum, zirkonyanın yüksek elastik modülü ve rijit yapısının yük taşıma kapasitesini artırdığı, ancak aynı zamanda kırılganlığı nedeniyle bağlantı bölgelerinde çatlak başlatma eğilimini güçlendirdiği yönündeki literatür bilgisiyle örtüşmektedir. Kırılma tipi açısından da her iki çalışmada benzer sonuçlara ulaşılmış; kırıkların çoğunlukla bağlantı bölgesinden başlayıp pontik gövdesine yayıldığı ve materyalin kırılgan yapısı nedeniyle katastrofik kırılmaların gözlemlendiği belirtilmiştir.

Yılmaz ve ark. (231), PEEK ve FRC gruplarında ise bağlantı tasarımlarına bağlı olarak farklı kırılma dayanımı değerleri (PEEK: 2410 N, FRC: 2630 N) elde etmiş ve bu gruplarda kırılmaların genellikle deformasyon sonrası kopma şeklinde geliştiğini ifade etmiştir. Mevcut çalışmada ise PEEK (1812,7 N) ve FRC (1354,4 N) gruplarında ölçülen değerler, Yılmaz ve ark.'nın (231) verilerinden daha düşüktür. Bu farkın; örnek tasarımındaki, bağlantı şeklindeki, yükleme protokolündeki (başlangıç noktası ve

yükleme hızı) ve üretim parametrelerindeki metodolojik değişkenlerden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bununla birlikte, her iki çalışmada da PEEK ve FRC gruplarında kırılmadan önce deformasyon gözlenmesi ve kırık tiplerinin zirkonyaya kıyasla daha az yıkıcı olması tutarlıdır. Bu durum, polimer esaslı materyallerin enerjiyi absorbe ederek yükü dağıtma eğilimini göstermektedir. Çalışmada PEEK grubunda %80, FRC grubunda ise %90 oranında sadece altyapı kırığı tespit edilmesi, bu materyallerin yeterli elastikiyet göstermesine rağmen uzun dönemli yük altında kırılgan hale gelebildiğini düşündürmektedir.

Papathanasiou ve ark.'nın (232) yaptıkları derlemede, üç üyeli sabit PEEK protezlerinin ortalama kırılma dayanımının 1383–2354 N arasında değiştiğini ve plastik deformasyonun yaklaşık 1200 N seviyesinde başladığını bildirmiştir. Bu veriler, PEEK'in düşük elastik modülü (yaklaşık 4 GPa) sayesinde çiğneme kuvvetlerini absorbe edebildiğini ve stresi implant bileşenlerine daha az aktardığını göstermektedir. Mevcut çalışmada elde edilen 1812,7 N'lik ortalama kırılma dayanımı, Papathanasiou ve ark.'nın (232) bulgularıyla uyumludur. Benzer şekilde, El-asfahani ve Badr (233) da üç üyeli sabit PEEK köprülerde ortalama kırılma dayanımını 1076 N olarak ölçmüş ve kırıkların tüm örneklerde konektör bölgelerinde başladığını rapor etmiştir. Bu çalışmada PEEK altyapıların titanyum ara parçalara simante edilmiş olması, mekanik dayanımı artırarak literatürde bildirilen bazı değerlerden daha yüksek sonuçlar elde edilmesine katkı sağlamış olabilir. Yükleme hızı, bağlantı tasarımı ve test cihazı gibi metodolojik farklılıklar da bu sonuçlardaki değişkenliği açıklayabilecek diğer unsurlardır. Kırılma tipi açısından her iki literatür de incelendiğinde, PEEK materyalinin kırılmadan önce belirgin bir plastik deformasyon sergilediği, çatlakların yavaş ilerlediği ve kırılmanın çoğunlukla konektör bölgesinden başladığı bildirilmektedir (232,233). Bu bulgular, çalışmada gözlenen %80 oranındaki altyapı kırığı ile örtüşmektedir. PEEK'in sünek yapısı, ani ve yıkıcı kırılmaların önüne geçerek yük altında enerjiyi absorbe etmesine olanak tanımaktadır. Bu özellik, özellikle bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların bulunduğu hastalarda ani protez kırıklarını önleme açısından önemli bir klinik avantaj sağlayabilir. Ancak bu olumlu özelliğine rağmen PEEK'in, zirkonya ve metal alaşımlara kıyasla daha düşük kırılma dayanımına sahip olması, yüksek oklüzal streslerin söz konusu olduğu posterior bölgelerdeki kullanımını sınırlandırabilecek bir faktör olarak değerlendirilmelidir.

De Giorgis ve ark. (208) FRC altyapılarla üretilen üç üyeli implant destekli sabit protezlerde ortalama kırılma dayanımını 1200–1600 N aralığında bildirmiştir. İlgili çalışmada, kırıkların büyük oranda bağlantı bölgelerinde başladığı ve cam fiber demetlerinin matristen ayrılması sonucu lamine tarzı bir kırılma paterni izlendiği rapor edilmiştir. Mevcut çalışmada FRC grubunda ölçülen 1354,41 ± 116,5 N'lik ortalama kırılma dayanımı, De Giorgis ve ark.'nın (208) belirttiği değer aralığıyla büyük ölçüde uyum göstermektedir. Bu bulgu, FRC materyalinin fonksiyonel yükleri karşılayabilecek, ancak sınırlı bir mekanik kapasiteye sahip olduğunu düşündürmektedir. Kırılma tipi açısından değerlendirildiğinde, De Giorgis ve ark. (208) tarafından bildirilen sonuçlarla benzer şekilde, çalışmada da FRC örneklerindeki başarısızlığın büyük oranda altyapı kaynaklı olduğu (%90 altyapı kırığı) gözlemlenmiştir. Cam fiberlerin polimer matris içindeki dağılımı, kırılma enerjisinin lifler boyunca yayılmasına ve çatlak ilerlemesinin yavaşlamasına katkı sağlasa da matrisin kendisindeki zayıflıklar çatlak başlatıcı noktalar haline gelebilmektedir. Bu nedenle FRC materyaller, özellikle yük aktarımının yoğun olduğu posterior bölgelerde veya uzun köprü restorasyonlarında, bağlantı bölgelerinin dikkatle tasarlanmasını gerektiren bir restoratif alternatif olarak değerlendirilmelidir.

Yüzbaşıoğlu ve ark. (234) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, üç üyeli implant destekli sabit restorasyonlarda kullanılan zirkonya altyapıların ortalama kırılma dayanımı 2651,88 ± 109,98 N olarak bildirilmiştir. Bu sonuç, çalışmada elde edilen 2922,44 ± 296,2 N'lik ortalama kırılma dayanımıyla önemli ölçüde benzerlik göstermekte ve zirkonya materyalinin yüksek mekanik performansını teyit etmektedir. Her iki çalışmada da kırıkların genellikle bağlantı bölgelerinden başladığı ve çatlakların kısa sürede pontik alanına yayılarak katastrofik bir kırılma paternine yol açtığı rapor edilmiştir. Sonuç olarak, Yüzbaşıoğlu ve ark.'nın (234) bulguları ile mevcut çalışmanın bulguları paralellik göstermekte; zirkonyanın yük taşıyıcı bölgelerde güvenle kullanılabilecek bir materyal olduğunu, ancak kırılma tipi nedeniyle restorasyon tasarımında dikkatli yaklaşım gerektirdiğini ortaya koymaktadır.

Çiğneme ve yutkunma esnasında oluşan ısırma kuvvetleri, 10 ila 120 N arasında değişkenlik göstermektedir (188,189,235). Posterior bölgede ise bu kuvvetler, genellikle 200–360 N aralığında ölçülmekle birlikte (188,190,191), bazı araştırmalar 250 ile 900 N

arasında değerler de sunmaktadır (192,193). Gibbs ve ark. (196) tarafından yapılan bir çalışmada, bruksizm vakalarında maksimum ısırma kuvvetinin altı katına kadar çıkabildiği bildirilmiştir. İmplant destekli restorasyonlar üzerine aktarılan oklüzal kuvvetlerin, doğal dişlere oranla daha yüksek olduğu bilinmektedir (6). Bu durum, periodontal proprioreseptörlerin bulunmaması ve çiğneme basıncının fizyolojik geri bildirim mekanizmaları ile kontrol edilememesiyle ilişkilidir. Bu nedenle, implant destekli restorasyonlarda kullanılan altyapı materyalinin mekanik dayanımı büyük önem taşımaktadır. Çalışmada test edilen tüm altyapı materyalleri, Tinschert ve ark. (236) tarafından klinik başarı için önerilen minimum 1000 N'lik kırılma direncini aşarak fizyolojik kuvvetler altında yeterli mekanik performans sergileyeceklerini göstermiştir. Ancak, materyallerin kırılma sonrası sergilediği davranışlar, klinik sonuçları öngörmede daha kritik bir rol oynamaktadır.

Yüksek rijitliğe sahip Cr-Co grubunda hiçbir örnekte kırık gözlenmemesi, ancak %20 oranında kalıcı deformasyon tespit edilmesi, materyalin literatürde belirtilen mekanik karakteriyle uyumludur (237,238). Cr-Co alaşımlarının yüksek akma dayanımı, yapısal bütünlüğü koruma eğilimini açıklarken, gözlemlenen deformasyonlar, bu rijit yapının esneklik sınırları aşıldığında dahi kırılmak yerine bükülme eğiliminde olabileceğini düşündürmektedir. Bu durum, materyalin öngörülebilir ancak tamir gerektiren bir başarısızlık sunduğuna işaret eder.

Polimer esaslı materyaller ise daha az yıkıcı kırılma davranışları sergilemiştir. İnorganik doldurucularla güçlendirilmiş PEEK grubunda, materyalin literatürde vurgulanan elastik yapısı gereği (118), kırıkların büyük çoğunluğu (%80) altyapıda meydana gelmiş ve öncesinde deformasyon gözlenmiştir. Bu, PEEK'in enerjiyi absorbe ederek ani ve yıkıcı kırıkları önleme potansiyelini desteklemektedir. Benzer şekilde, FRC grubunda da kırıkların %90'ının altyapı kaynaklı olması, bu materyalin esnek ancak sınırlı bir yük taşıma kapasitesine sahip olduğunu göstermektedir. Literatürle uyumlu olarak, FRC'nin başarısızlığı genellikle lif-matris arayüzeyindeki zayıflıklardan kaynaklanmakta, bu da materyalin yapısal bütünlüğünün belirli bir yük sınırının üzerinde korunamadığını göstermektedir (239).

Mevcut çalışmada dikkat çeken önemli bir bulgu, özellikle Cr-Co ve PEEK gruplarındaki bazı örneklerin, test cihazının uyguladığı maksimum yük altında dahi kırılmamış olmasıdır. Bu durum, bu materyallerin klinik koşullarda oluşan kuvvetlerin çok üzerinde bir kırılma direncine sahip olabileceğini düşündürmektedir. Her ne kadar bu örnekler sayısal bir kırılma değeri vermedikleri için istatistiksel analizlere dahil edilememiş olsalar da, bu kırılmama durumu kendi başına bu materyallerin yüksek dayanıklılığının bir göstergesidir.

Zr grubunda ise, literatürle paralel olarak (240), başarısızlıkların %50'sinin konektör bölgesinde yoğunlaşması ve desimantasyonla birlikte ilerlemesi, bu materyalin tasarım hassasiyetinin altını çizmektedir. Mevcut çalışmada artmış interoklüzal mesafeyi tolere etmek amacıyla literatürde yeterli görülen 16 mm²'lik bir bağlantı kesit alanı kullanılmış olsa da (77), zirkonyanın kırılgan yapısı nedeniyle mikro çatlakların hızla yayılması, en zayıf nokta olan bağlantı bölgesinde katastrofik kırıklara yol açmış ve bu durum altyapı tasarımının önemini bir kez daha ortaya koymuştur.

Çalışmada gözlemlenen altyapı kırıkları ve kalıcı deformasyonlar, laboratuvar müdahalesi gerektirmeleri nedeniyle majör komplikasyon sınıfına girmektedirler (176). Özellikle altyapıdaki yapısal bozulmalar hem estetik hem de fonksiyonel açıdan tedavinin başarısını doğrudan tehdit etmektedir. Bu bulgular, materyal seçiminde yalnızca maksimum kırılma dayanımının değil, aynı zamanda kırılma tipinin, tamir edilebilirliğinin ve potansiyel başarısızlık türünün de klinik karar verme sürecinde ne denli önemli olduğunu ortaya koymaktadır.

Elde edilen sonuçlar klinik açıdan değerlendirildiğinde, marjinal uyumun birincil öncelik olduğu anterior (estetik) bölge restorasyonlarında, PEEK ve FRC'in Cr-Co'a göre daha güvenilir bir seçenek olabileceğini düşündürmektedir. Buna karşın, yüksek oklüzal kuvvetlerin beklendiği posterior bölgelerde veya bruksizm vakalarında, zirkonyanın üstün kırılma dayanımı onu daha uygun bir seçenek haline getirmektedir. Ancak bu durumda, katastrofik kırık riskini en aza indirmek için bağlantı tasarımına özen gösterilmelidir. PEEK'in deforme olma eğilimi, ani kırıkları önleyerek tamir edilebilir bir komplikasyon sunsa da bu durum uzun dönemde vida gevşemesi gibi komplikasyonlara yol açabilir. Bu nedenle, PEEK altyapılı restorasyonların periyodik takibi kritik önem taşımaktadır.

Bu çalışmanın temel metodolojisi, belirlenen araştırma hedeflerine en doğru ve güvenilir şekilde ulaşmak üzere planlanmasıyla birlikte, yine de bazı limitasyonlar içermektedir.

Mevcut çalışmanın temel sınırlılıklarından biri, in vitro koşullarda gerçekleştirilmiş olmasıdır. Bu bağlamda mevcut çalışma, oral kavitedeki pH dalgalanmaları, tükürük akışı ve hasta alışkanlıkları gibi klinik ortamda kontrol edilmesi zor değişkenlerden arındırılmıştır. Bu tür biyolojik ve davranışsal etkenler, gruplar arası karşılaştırmalarda sonuçların doğruluğunu etkileyebilmektedir. Örneğin, bruksizmli bir hastada ortaya çıkan yüksek çiğneme kuvvetleri, bruksizmi olmayan bir hastaya kıyasla farklı sonuçlara neden olabilmektedir. Bu çalışmada deney düzeneğinin tamamen standardize edilmesi sayesinde, yalnızca altyapı materyallerinin mekanik ve uyum özellikleri değerlendirilmiş; böylece dış etkenlerden arındırılmış ve doğrudan materyal özelliklerine dayalı bir karşılaştırma yapılması mümkün olmuştur. Bu yönüyle çalışma, elde edilen bulguların hastaya özgü bireysel faktörlerden değil, doğrudan materyalin kendisinden kaynaklandığını ortaya koymakta ve gelecekteki klinik araştırmalar için temel bir veri seti sunmaktadır.

Uygulanan statik yükleme protokolü, klinik koşullardaki dinamik çiğneme kuvvetlerini tam olarak simüle etmemektedir. Gerçek ağız içi koşullarda implant destekli protezler, vertikal kuvvetlerin yanı sıra lateral, oblik ve rotasyonel kuvvetlere de maruz kalmaktadır. Ayrıca, çiğneme sırasında oluşan darbe kuvvetleri ve yorulma yüklemeleri, materyallerin uzun dönem dayanıklılığını etkileyen kritik faktörlerdir. Ancak bu çalışmada, odak noktası altyapı materyallerinin kırılma dayanımı olduğundan, uygulanan testler yalnızca tek yönden ve doğrusal olarak artan kuvvetlerle gerçekleştirilmiştir. Bu yöntem, ağız içi koşulları tam anlamıyla yansıtamamakta ve bu durum, çalışmanın limitasyonu olarak karşımıza çıkmaktadır.

Çalışmanın bir diğer limitasyonu da termomekanik yaşlandırma prosedürü uygulanmamış olmasıdır. Bu kararın temel nedeni, çalışmanın öncelikli amacının farklı altyapı materyallerinin üretim sonrası elde edilen temel uyum özelliklerini standart koşullar altında karşılaştırmak olmasıdır. Klinik koşullarda hibrit protez altyapıları, günde yüzlerce kez tekrarlanan termal değişimlere (5-55°C) ve mekanik yüklemelere maruz kalmaktadır. Literatürde, termomekanik yaşlandırmanın plastik deformasyona ve pasif uyum kaybına

yol açabileceği belirtilmiştir (241). Bu nedenle, yaşlandırma gibi ek bir değişkenin dahil edilmemesi, materyallerin üretim sonrası başlangıç uyum değerlerini daha saf ve karşılaştırılabilir bir şekilde ortaya koyma amacına hizmet etmiştir.

Termomekanik yaşlandırmanın, iyon salınımı (242) ve kimyasal stabilite üzerindeki etkileri de göz ardı edilemez. Bu faktörler, materyallerin uzun vadedeki biyolojik ve mekanik ömrü için önemli olsa da çalışmanın odak noktası bu değildir. Araştırma "Bu materyaller, hasta ağzına ilk takıldığında bir uyum farkı sergiliyor mu?" sorusuna cevap aramaktadır. Dolayısıyla, yaşlandırma gibi karmaşık ve çok faktörlü bir sürecin etkilerini dahil etmemek, araştırma hedeflerini daha yalın ve yorumlanabilir kılmaktadır. Materyallerin ağız içi ortamda zamanla göstereceği değişimler, gelecekteki çalışmalar için önemli bir potansiyel taşımakla birlikte, bu araştırmanın kapsamı dışındadır.

CAD/CAM sistemiyle üretilmesi, gruplar arası karşılaştırmanın güvenilirliğini etkileyebilecek metodolojik bir farklılık oluşturmaktadır. Her ne kadar bu yaklaşım, klinik pratikte her materyalin kendi yapısına en uygun teknolojiyle üretilmesi gerçeğini yansıtsa da elde edilen sonuçların sadece materyal özelliklerinden mi yoksa üretim yönteminden mi kaynaklandığını belirsizleştirmektedir. Bu durum, materyaller arasındaki performans farklılıklarının yorumlanmasında dikkatli olunması gerektiğini ortaya koymaktadır.

Her grupta n=10 örneklem büyüklüğü, bazı istatistiksel analizler için sınırlı olabilir. Özellikle bazı gruplarda örneklerin %60'ının test sınırları içinde kırılmaması, istatistiksel gücü azaltmış ve veri kaybına neden olmuştur. Bu durum, materyallerin gerçek kırılma dayanımlarının tam olarak belirlenmesini engellemiş ve gruplar arası karşılaştırmaların hassasiyetini azaltmıştır. Daha büyük örneklem grupları ile çalışılması, sonuçların güvenilirliğini ve genellenebilirliğini artıracaktır.

Son olarak, çalışmada değerlendirilen parsiyel hibrit protez tasarımının, tam ark hibrit protezlerdeki biyomekanik davranışı tam olarak yansıtmayabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Klinik pratikte daha yaygın olan tam ark restorasyonlarda, kantilever uzunluğu, implant sayısı ve dağılımı gibi faktörler, materyal performansını farklı şekilde etkileyebilir. Bu nedenle, elde edilen bulgular öncelikle benzer parsiyel hibrit protez uygulamaları için geçerli kabul edilmelidir.

Mevcut çalışmanın sınırlılıkları göz önünde bulundurularak, gelecek araştırmaların bu eksiklikleri giderecek şekilde planlanması önerilmektedir. Öncelikle, aynı materyal grupları kullanılarak kapsamlı termomekanik yaşlandırma protokollerinin uygulandığı çalışmalar gerçekleştirilmelidir. En az 5000 termal döngü (5-55°C) ve 1.200.000 çiğneme döngüsü uygulanması, yaklaşık 5 yıllık klinik kullanımı simüle edecek ve materyallerin uzun dönem performansı hakkında daha gerçekçi veriler sağlayacaktır. Bu yaşlandırma süreçlerinin marjinal uyum, yüzey özellikleri ve mekanik dayanım üzerindeki etkilerinin sistematik olarak değerlendirilmesi, klinik öngörülebilirliği artıracaktır.

Çiğneme simülatörü kullanılarak dinamik yükleme testlerinin gerçekleştirilmesi, materyallerin yorulma davranışının anlaşılması açısından kritik önem taşımaktadır. 50-200 N arasında değişen dinamik yüklemeler ve 30° açılı lateral kuvvetlerin uygulandığı testler, gerçek çiğneme koşullarındaki materyal performansını ortaya koyacaktır. Ayrıca, farklı yükleme frekansları ve çiğneme döngü sayılarının etkilerinin araştırılması, materyallerin uzun dönem dayanıklılığı hakkında değerli bilgiler sağlayacaktır.

Materyallerin mikro-yapısal özelliklerinin detaylı analizi, başarısızlık mekanizmalarının anlaşılmasına katkı sağlayacaktır. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve X-ışını kırınımı (XRD) analizleri ile yüzey morfolojisi, kristal yapısı ve kırılma yüzeylerinin incelenmesi önerilmektedir. Özellikle yaşlandırma öncesi ve sonrası mikro yapısal değişimlerin karşılaştırılması, materyal degradasyon mekanizmalarının aydınlatılmasına olanak sağlayacaktır.

Klinik doğrulama açısından, en az 20 hasta ile prospektif pilot klinik çalışmanın planlanması önerilmektedir. Her materyal grubu için 5 hasta dahil edilerek, 2 yıllık takip süresi boyunca marjinal uyum değişimleri, protetik komplikasyonlar, periimplant doku sağlığı ve hasta memnuniyeti değerlendirilmelidir. Bu pilot çalışmanın sonuçları, daha büyük ölçekli randomize kontrollü çalışmaların tasarımında rehberlik sağlayacaktır. Sonlu elemanlar analizi yöntemiyle, farklı yükleme koşullarında implant-protez sistemindeki gerilme dağılımlarının incelenmesi önerilmektedir. Üç boyutlu modeller oluşturularak, materyal özelliklerinin implant çevresindeki kemik dokusuna olan etkilerinin analiz edilmesi, optimal protez tasarımı ve materyal seçimi için rehberlik

sağlayacaktır. Bu analizler, özellikle kantilever uzunluğu ve implant açılanmasının materyal performansına etkilerinin anlaşılmasına katkı sağlayacaktır.

Uzun dönemde, en az 100 hasta ile çok merkezli, randomize kontrollü klinik çalışmanın gerçekleştirilmesi önerilmektedir. Beş yıllık takip süresi ile implant sağkalımı, protetik komplikasyonlar, hasta yaşam kalitesi ve maliyet/etkinlik analizinin yapılması, farklı materyal seçeneklerinin klinik ve ekonomik değerinin belirlenmesine olanak sağlayacaktır. Bu kapsamlı çalışma, hibrit protez altyapı materyali seçiminde kanıta dayalı klinik rehberler oluşturulmasına katkı sağlayacaktır.

Tüm bu yaklaşımlar, elde edilen bulguların klinik pratiğe yansıtılabilirliğini ve uzun dönem başarısını daha sağlıklı bir şekilde değerlendirmeye olanak sağlayacaktır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

İmplant destekli hibrit protezlerde kullanılan dört farklı altyapı materyalinin (fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC), zirkonya (Zr), krom-kobalt (Cr-Co) ve polietereterketon (PEEK)) marjinal uyum, kırılma dayanımı ve kırılma tipi yönünden karşılaştırıldığı bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Vertikal ve pasif uyum değerleri açısından materyaller arasında anlamlı fark bulunmuş ($p<0,0001$), Cr-Co grubu en yüksek uyumsuzluk değerlerini göstermiştir. PEEK, Zr ve FRC grupları arasında ise anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$).

2. Tüm grupların marjinal uyum değerleri, klinik olarak kabul edilebilir sınırlar (<150 µm) içinde kalmıştır. CAD/CAM ile üretilen materyaller (PEEK, Zr, FRC), SLS yöntemiyle üretilen Cr-Co'ya kıyasla daha iyi marjinal uyum sergilemiştir.

3. Kırılma dayanımı açısından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Zr grubu en yüksek, FRC grubu ise en düşük değerlere sahip olmuştur. Tüm materyal gruplarının kırılma dayanımı değerleri, maksimum çiğneme kuvvetlerinin (200-300 N) üzerinde bulunmuş ve klinik kullanım için yeterli düzeyde olduğu sonucuna varılmıştır.

4. Kırılma tipi analizinde, FRC grubunda en fazla altyapı kırığı gözlenmiş, Cr-Co grubunda yalnızca deformasyon izlenmiştir. Bu bulgular, materyallerin kırılma davranışlarının farklı olduğunu ve klinik materyal seçiminde dikkate alınması gerektiğini göstermektedir.

5. Regresyon ve korelasyon analizlerine göre; altyapı materyali kırılma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahipken (Zr, $p <0,0001$), marjinal uyumun kırılma dayanımını anlamlı düzeyde etkilemediği görülmüştür ($p>0,05$). Bu durum, kırılma dayanımı üzerindeki asıl belirleyici faktörün altyapı materyalinin kendisi olduğunu göstermiştir.

6. Zr, yüksek kırılma dayanımı ve estetik avantajlarıyla en uygun materyal olarak öne çıkarken; PEEK, iyi uyum ve orta düzeyde dayanımı ile alternatif bir seçenektir. FRC

düşük dayanımı nedeniyle dikkatli değerlendirilmelidir. Cr-Co ise iyi mekanik özelliklerine rağmen marjinal uyum sorunları nedeniyle dezavantajlıdır.

7. İmplant üstü hibrit protezlerde materyal seçiminde estetik, biyomekanik ve klinik gereksinimlerin bütüncül olarak değerlendirilmesi önerilmektedir.

8. Bu çalışmanın in vitro ortamda yürütülmüş olması bir sınırlılık olup, materyallerin ağız içindeki uzun dönem performanslarının değerlendirilmesi için termomekanik yaşlandırma, dinamik yükleme testleri ve uzun süreli klinik takip çalışmalarına ihtiyaç vardır.

9. Gelecek çalışmalarda farklı hasta profilleri (yaş, cinsiyet, bruksizm, parafonksiyon) üzerinden yapılacak değerlendirmeler, kişiselleştirilmiş tedavi planlaması için önemli katkılar sağlayacaktır.

KAYNAKLAR

1. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: Interim results of a single cohort prospective study. Clin Oral Implants Res. 2010;21(5):459-65.

2. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-four" immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5(Suppl 1):2-9.

3. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M. "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14(Suppl 1):e155-64.

4. Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ. The Glossary of Prosthodontic Terms. J Prosthet Dent. 2017;117(5S):e1-e105.

5. Sirandoni D, Leal E, Weber B, Fuentes R, Borie E. Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2019;34(6):1329-36.

6. Misch CE. Dental Implant Prosthetics. St. Louis: Elsevier Mosby; 2005.

7. Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9(Suppl):120-4.

8. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. Clin Oral Implants Res. 1995;6(4):227-31.

9. Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants. 1986;1(1):11-25.

10. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2014;112(4):909-15.

11. de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A, Sereno N. Hybrid Polyetheretherketone (PEEK)–Acrylic Resin Prostheses and the All-on-4 Concept: A Full-Arch Implant-Supported Fixed Solution with 3 Years of Follow-Up. J Clin Med. 2020;9(7):2187.

12. Maló P, de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A, Sereno N. Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. Clin Implant Dent Relat Res. 2018;20(5):692-702.

13. Güzel K, Meşe A, Dündar B. Tür, form ve materyal açısından günümüz dental implantlarının tarihçesi. Turkiye Klinikleri J Med Ethics. 2006;14(3):165-71.

14. Duraccio D, Mussano F, Faga MG. Biomaterials for dental implants: current and future trends. J Mater Sci. 2015;50(14):4779-812.

15. Vizcaya FR. Full Zirconia Fixed Detachable Implant-Retained Restorations Manufactured From Monolithic Zirconia: Clinical Report After two Years in Service. J Prosthodont. 2016;25(3):232-40.

16. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. J Prosthet Dent. 1997;78(1):28-33.

17. Montero J, de Paula CM, Albaladejo A. The “Toronto prosthesis”, an appealing method for restoring patients candidates for hybrid overdentures: A case report. J Clin Exp Dent. 2012;4(5):e305-8.

18. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. J Prosthet Dent. 2004;91(6):545-53.

19. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Bozkaya S. Implant-supported hybrid prosthesis: Conventional treatment method for borderline cases. Eur J Dent. 2015;9(3):442-8.

20. Nematollahi F, Alikhasi M, Beyabanaki E. Restoring a post-traumatic partial edentulous mandible with the Toronto prosthesis: a clinical report. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2018;12(2):138-42.

21. Harris D, Höfer S, O’Boyle CA, Sheridan S, Marley J, Benington IC, et al. A comparison of implant-retained mandibular overdentures and conventional dentures on quality of life in edentulous patients: A randomized, prospective, within-subject controlled clinical trial. Clin Oral Implants Res. 2013;24(1):96-103.

22. Baig MR, Rajan G. Edentulous arch treatment with a CAD/CAM screw-retained framework and cemented crowns: a clinical case report. J Oral Implantol. 2009;35(6):295-300.

23. Osuna-Ruiz G, Pérez-Pevida E, Castillón-Serrano E, Pérez-López J, Montes-Salas M. Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2013;18(3):e467-73.

24. Rosa AC, da Rosa JC, Dias Pereira LA, Francischone CE, Sotto-Maior BS. Rehabilitation of the maxillary arch with implant-supported fixed restorations

guided by the most apical buccal bone level in the esthetic zone: A clinical report. J Prosthet Dent. 2012;107(5):281-7.

25. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. J Prosthet Dent. 1997;78(1):28-33.

26. Salenbauch NM, Langner J. New ways of designing suprastructures for fixed implant-supported prostheses. Int J Periodontics Restorative Dent. 1998;18(6):559-67.

27. Lekholm U. Surgical considerations and possible shortcomings of host sites. J Prosthet Dent. 1998;79(1 Suppl):20-3.

28. Kapos T, Evans C. CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29(Suppl):117-36.

29. Kapos T, Ashy LM, Gallucci GO, Weber HP, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24(Suppl):110-7.

30. Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. J Prosthodont. 2012;21(5):413-24.

31. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications. J Prosthet Dent. 1990;64(2):185-94.

32. Taşin S. Alt tam dişsiz çenede farklı yöntemler ile üretilmiş implant destekli hibrit protezlerin kemik üzerinde oluşturduğu gerilme miktarlarının karşılaştırılması [Tez]. İstanbul: Bezmialem Vakıf Üniversitesi; 2023.

33. Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. Clin Implant Dent Relat Res. 2014;16(6):836-55.

34. Ho CK. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the “All-on-4” immediate function concept. Australas Dent Pract. 2012;23(1):104-10.

35. Babbush CA, Kanawati A, Brokloff J. A new approach to the All-on-Four treatment concept using narrow platform NobelActive implants. J Oral Implantol. 2013;39(3):314-25.

36. Hinze M, Thalmair T, Bolz W, Wachtel H. Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25(5):1011-7.

37. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. J Am Dent Assoc. 2011;142(3):310-20.

38. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. Clin Implant Dent Relat Res. 2014;16(4):501-10.

39. Silva GC, Mendonca JA, Lopes LR, Landre J Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25(2):239-46.

40. Maló P, Rangert B, Dvärsäter L. Immediate function of Brånemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. Clin Implant Dent Relat Res. 2000;2(3):138-46.

41. Takahashi T, Shimamura I, Tsuji M, Tanimoto Y, Wada M. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. J Prosthodont Res. 2010;54(3):123-9.

42. Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24(4):663-71.

43. Sannino G, Gigola P, Barlattani A. All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. J Oral Implantol. 2015;41(2):163-70.

44. Jensen OT, Adams MW. The maxillary M-4: a technical and biomechanical note for all-on-4 management of severe maxillary atrophy--report of 3 cases. J Oral Maxillofac Surg. 2009;67(8):1739-44.

45. Malhotra AO, Padmanabhan TV, Mohamed K, Natarajan S, Elavia U. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. Aust Dent J. 2012;57(4):440-5.

46. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res. 2005;16(1):26-35.

47. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. Clin Oral Implants Res. 2000;11(5):465-75.

48. Ho CK. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the “All-on-4” immediate function concept. Australas Dent Pract. 2012;23(1):104-10.

49. Bhardwaj S, Srivastava R, Palekar U, Choukse V. The “All-on-4” immediate function concept: A Review. Natl J Dent Sci Res. 2014;2(1):21-5.

50. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. J Clin Diagn Res. 2014;8(10):ZE04-7.

51. Walker MP, Alderman N, Petrie CS, Melander J, McGuire J. Correlation of impression removal force with elastomeric impression material rigidity and hardness. J Prosthodont. 2013;22(5):362-6.

52. Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. J Prosthet Dent. 2017;117(5S):e1-e105.

53. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. Compend Contin Educ Dent. 2008;29(8):494-8, 500-5.

54. Song J, Chen Y, Lu G. Axial crushing of thin-walled structures with origami patterns. Thin-Walled Struct. 2012;54:65-71.

55. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental Impression Materials and Techniques. Dent Clin North Am. 2017;61(4):779-96.

56. Preston JD. CAD/CAM in dentistry. J Am Dent Assoc. 1997;128(8):1081-2.

57. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed. St. Louis: Saunders Elsevier; 2013.

58. McCabe JF, Walls AW. Applied Dental Materials. 9th ed. Oxford: Blackwell Publishing; 2008.

59. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. J Prosthodont. 2011;20(2):153-60.

60. Moreira AHJ, Rodrigues NF, Pinho ACM, Fonseca JC, Vilaça JL. Accuracy comparison of implant impression techniques: a systematic review. Clin Implant Dent Relat Res. 2015;17(Suppl 2):e751-64.

61. Sabouhi M, Bajoghli F, Dakhilalian M, Beygi A, Abolhasani M. Effects of Impression Coping Design, Impression Technique, and Dental Undercuts on the

Accuracy of Implant Impressions Assessed by 3-Dimensional Optical Scanning. Implant Dent. 2016;25(2):218-25.

62. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. J Prosthet Dent. 2008;100(4):285-91.

63. Selecman AM, Wicks RA. Making an implant-level impression using solid plastic, press-fit, closed-tray impression copings: A clinical report. J Prosthet Dent. 2009;101(3):158-9.

64. Faria J, Neves A, Silva-Neto JP, Prado C, Borges A, Fonesca D. Evaluation of the accuracy of different transfer impression techniques for multiple implants. Braz Oral Res. 2011;25(2):163-7.

65. Begum A, Ahmed R, Islam MS. Digital impression. City Dent Coll J. 2012;9(1):25-8.

66. Fuster-Torres MÁ, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD/CAM dental systems in implant dentistry: update. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2009;14(3):E141-5.

67. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. Dent Clin North Am. 2011;55(3):559-70.

68. Bosniac P, Rehmann P, Wöstmann B. Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo. Clin Oral Investig. 2019;23(5):2421-7.

69. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. Clin Oral Investig. 2014;18(6):1687-94.

70. Nedelcu RG, Persson AS. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: An in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. J Prosthet Dent. 2014;112(6):1461-71.

71. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. J Prosthet Dent. 2013;109(2):121-8.

72. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression. J Healthc Eng. 2017;2017:8427595.

73. Pieper R. Digital impressions--easier than ever. Int J Comput Dent. 2009;12(1):47-52, 54-6.

74. Garino F, Garino G. The iTero intraoral scanner in Invisalign treatment: a two-year report. J Clin Orthod. 2014;48(4):258-63.

75. Mizumoto RM, Yilmaz B, McGlumphy EA, Seidt J, Johnston WM. Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. J Prosthet Dent. 2020;123(1):96-104.

76. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. Quintessence Int. 2016;47(4):343-9.

77. Oh W, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 2002;87(3):289-96.

78. Wataha JC. Casting alloys. Dent Clin North Am. 2004;48(2):vii, 409-22.

79. Murphy WM, Absi EG, Gregory MC, Williams KR. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. Int J Prosthodont. 2002;15(2):133-8.

80. McLean JW. The science and art of dental ceramics. Vol. 1: The nature of dental ceramics and their clinical use. Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1979.

81. Sakaguchi RL, Powers JM, editors. Craig's Restorative Dental Materials. 13th ed. Philadelphia: Elsevier/Mosby; 2012.

82. McCabe JF, Walls AW. Applied Dental Materials. 9th ed. Oxford: Blackwell Publishing; 2008.

83. Bertolotti RL. Calculation of interfacial stress in porcelain-fused-to-metal systems. J Dent Res. 1980;59(11):1972-7.

84. Bayraktar G, Turfaner M. Krom-Kobalt Alaşımlarının Dökülebilirliğine Eritme ve Döküm Yöntemlerinin Etkisi. J Istanbul Univ Fac Dent. 1997;31(2):123-9.

85. Valega TM, editor. Alternatives to Gold Alloys in Dentistry. Proceedings of a conference held at the National Institutes of Health; 1977 Jan 24-26; Bethesda, MD. Washington: U.S. Dept. of Health, Education, and Welfare; 1977.

86. Bezzon OL, de Mattos MGC, Ribeiro RF, de Almeida Rollo JMD. Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. J Prosthet Dent. 1998;80(5):570-4.

87. Huang HH, Lin MC, Lee TH, Yang HW, Chen FL, Wu SC, et al. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. J Oral Rehabil. 2005;32(3):206-12.

88. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J. 1993;43(3):245-53.

89. Koizumi H, Takeuchi Y, Imai H, Kawai T, Yoneyama T. Application of titanium and titanium alloys to fixed dental prostheses. J Prosthodont Res. 2019;63(3):266-70.

90. Asri RIM, Harun WSW, Samykano M, Lah NAC, Ghani SAC, Tarlochan F, et al. Corrosion and surface modification on biocompatible metals: A review. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2017;77:1261-74.

91. Osman RB, Swain MV. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. Materials (Basel). 2015;8(3):932-58.

92. Elias CN, Lima JHC, Valiev R, Meyers MA. Biomedical applications of titanium and its alloys. JOM. 2008;60(3):46-9.

93. Sidambe AT. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants—A review. Materials (Basel). 2014;7(12):8168-88.

94. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. J Clin Periodontol. 1998;25(9):721-7.

95. Örtorp A, Jemt T. Clinical experiences of computer numeric control-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: A 5-year prospective study. Clin Implant Dent Relat Res. 2004;6(4):199-209.

96. Sakaguchi RL, Powers JM, editors. Craig's Restorative Dental Materials. 13th ed. Philadelphia: Elsevier/Mosby; 2012.

97. Jorge JRP, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Queiroz TP, Assunção WG. Titanium in Dentistry: Historical development, state of the art and future perspectives. J Indian Prosthodont Soc. 2013;13(2):71-7.

98. Kucey BKS, Fraser DC. The Procera Abutment-The Fifth-Generation Abutment for Dental Implants. J Can Dent Assoc. 2000;66(8):445.

99. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. J Istanbul Univ Fac Dent. 2010;44(3):197-204.

100. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20(1):1-25.

101. Volpato CA, Altoe Garbelotto LGD, Fredel MC, Bondioli F. Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. In:

Sikalidis C, editor. Advances in Ceramics - Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment. InTech; 2011. p. 397-418.

102. Helmer JD, Driskell TD. Research on Bioceramics: Symposium on Use of Ceramics as Surgical Implants. Clemson University; 1969.

103. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am. 2004;48(2):viii, 513-30.

104. Della Bona A, Pecho OE, Alessandretti R. Zirconia as a dental biomaterial. Materials (Basel). 2015;8(8):4978-91.

105. Kim JW, Covel NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM Zirconia. J Dent Res. 2010;89(1):91-5.

106. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO2 and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. J Prosthet Dent. 2008;100(4):274-84.

107. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater. 2008;24(3):299-307.

108. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. J Biomed Mater Res. 1989;23(1):45-61.

109. Malkoç M, Sevimay M. Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. SÜ Dişhek Fak Derg. 2009;18:133-9.

110. Flinn BD, deGroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. J Prosthet Dent. 2012;108(4):222-30.

111. Paolantoni G, Marenzi G, Mignogna J, Wang HL, Blasi A, Sammartino G. Comparison of three different crown-lengthening procedures in the maxillary anterior esthetic regions. Quintessence Int. 2016;47(5):415-22.

112. Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia abutments for single-tooth implants-rationale and clinical guidelines. J Oral Maxillofac Surg. 2010;68(2):352-62.

113. Turp V, Turkoglu P, Sen D. Influence of monolithic lithium disilicate and zirconia thickness on polymerization efficiency of dual-cure resin cements. J Esthet Restor Dent. 2018;30(4):360-8.

114. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. J Istanbul Univ Fac Dent. 2010;44(3):197-204.

115. Witek SR, Butler EP. Zirconia Particle Coarsening and the Effects of Zirconia Additions on the Mechanical Properties of Certain Commercial Aluminas. J Am Ceram Soc. 1986;69(7):523-9.

116. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. J Am Ceram Soc. 2000;83(3):461-87.

117. Williams D. Polyetheretherketone for long-term implantable devices. Med Device Technol. 2008;19(2):10-1.

118. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. Biomaterials. 2007;28(32):4845-69.

119. Hearle JWS. High-Performance Fibres. Cambridge: Woodhead Publishing; 2001.

120. Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, et al. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. Clin Oral Investig. 2014;18(1):163-70.

121. Patel P, Hull TR, McCabe RW, Flath D, Grasmeder J, Percy M. Mechanism of thermal decomposition of poly (ether ether ketone)(PEEK) from a review of decomposition studies. Polym Degrad Stab. 2010;95(5):709-18.

122. Staniland PA, Wilde CJ, Bottino FA, Di Pasquale G, Pollicino A, Recca A. Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. Polymer. 1992;33(9):1976-80.

123. Bismarck A, Hofmeier M, Dörner G. Effect of hot water immersion on the performance of carbon reinforced unidirectional poly (ether ether ketone)(PEEK) composites: stress rupture under end-loaded-split (ELS) conditions. Compos Part A Appl Sci Manuf. 2007;38(1):175-86.

124. Rocha RFV, Anami LC, Campos TMB, Melo RM, Souza ROA, Bottino MA. Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: effect of surface treatments. Braz Dent J. 2016;27(5):584-9.

125. Wiesli MG, Özcan M. High-performance polymers and their potential application as medical and oral implant materials: a review. Implant Dent. 2015;24(4):448-57.

126. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2012;100(4):1044-52.

127. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, von Foerster G. Polyetheretherketone--cytotoxicity and mutagenicity in vitro. Biomaterials. 2002;23(8):1749-59.

128. Sagomonyants KB, Jarman-Smith ML, Devine JN, Aronow MS, Gronowicz GA. The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. Biomaterials. 2008;29(11):1563-72.

129. Rivard CH, Rhalmi S, Coillard C. In vivo biocompatibility testing of peek polymer for a spinal implant system: A study in rabbits. J Biomed Mater Res. 2002;62(4):488-98.

130. Georgiev J, Vlahova A, Kissov H, Aleksandrov S, Kazakova R. Possible application of BioHPP in prosthetic dentistry: a literature review. J IMAB. 2018;24(1):1896-8.

131. Bechir ES, Bechir A, Gioga C, Manu R, Burcea A, Dascalu IT. The Advantages of BioHPP Polymer as Superstructure Material in Oral Implantology. Mater Plast. 2016;53(3):518-21.

132. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. J Prosthet Dent. 2018;119(4):524-9.

133. Nağaş IÇ. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin protetik uygulamalardaki yeri. GÜ Diş Hek Fak Derg. 2009;26(1):43-50.

134. Gürbulak AG, Çölgeçen Ö, Kesim B. Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler. Dicle Diş Hek Derg. 2009;10(1):55-62.

135. Karaalioğlu AGDO, Duymuş ZY. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin sabit bölümlü protez yapımında kullanımları. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2008;18(1):51-8.

136. Çulhaoğlu AK. Fiberle güçlendirilmiş indirekt kompozit sistemlerinin bazı fiziksel özelliklerinin IPS Empress seramik sistemi ile karşılaştırılarak incelenmesi [Tez]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2007.

137. Vallittu PK. A Review of Methods Used to Reinforce Polymethyl Methacrylate Resin. J Prosthodont. 1995;4(3):183-7.

138. Kürklü D, Yanıkoğlu ND, Sağsöz NP. Yapay Porselen Diş Kullanılarak Cam Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezin Köprü Uygulaması: 3 Olgu Raporu. EÜ Dişhek Fak Derg. 2011;32(3):141-7.

139. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent Mater. 1992;8(3):197-202.

140. Waltimo T, Tanner J, Vallittu P, Haapasalo M. Adherence of Candida albicans to the surface of polymethylmethacrylate-E glass fiber composite used in dentures. Int J Prosthodont. 1999;12(1):83-6.

141. Marei MKBDS. Reinforcement of denture base resin with glass fillers. J Prosthodont. 1999;8(1):18-26.

142. Spyrides SMM, Bastian FL. In vitro comparative study of the mechanical behavior of a composite matrix reinforced by two types of fibers (polyethylene and glass). Mater Sci Eng C. 2004;24(5):689-94.

143. Chen YC, Li H, Fok A. In vitro validation of a shape-optimized fiber-reinforced dental bridge. Dent Mater. 2012;28(2):e9-15.

144. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. Dent Mater. 2005;21(10):930-7.

145. Kanat Ertürk B, Dündar Çömlekoğlu M, Çömlekoğlu E, Güngör MA. Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan güncel tasarım ve üretim yöntemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2015;25(1):108-16.

146. Van Noort R. The future of dental devices is digital. Dent Mater. 2012;28(1):3-12.

147. Asgar K. Casting metals in dentistry: past-present-future. Adv Dent Res. 1988;2(1):33-43.

148. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed. St. Louis: Saunders Elsevier; 2013.

149. Eidenbenz S, Lehner CR, Schärer P. Copy Milling Ceramic Inlays From Resin Analogs: A Practicable Approach With the CELAY System. Int J Prosthodont. 1994;7(2):134-42.

150. Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. Dirim Tıp Gazetesi. 2011;86(1):35-40.

151. Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. Dent Clin North Am. 2011;55(3):559-70.

152. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. J Am Dent Assoc. 2001;132(9):1301-3.

153. Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Three-dimensional printing technology. J Clin Orthod. 2014;48(8):475-85.

154. Kang SY, Lee HN, Kim JH, Kim WC. Evaluation of marginal discrepancy of pressable ceramic veneer fabricated using CAD/CAM system: Additive and subtractive manufacturing. J Adv Prosthodont. 2018;10(5):347-53.

155. Fina F, Goyanes A, Gaisford S, Basit AW. Selective laser sintering (SLS) 3D printing of medicines. Int J Pharm. 2017;529(1-2):285-93.

156. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. Int J Mach Tools Manuf. 2006;46(12-13):1459-68.

157. Xin XZ, Chen J, Xiang N, Wei B. Surface Properties and Corrosion Behavior of Co-Cr Alloy Fabricated with Selective Laser Melting Technique. Cell Biochem Biophys. 2013;67(3):983-90.

158. Yap CY, Chua CK, Dong ZL, Liu ZH, Zhang DQ, Loh LE, et al. Review of selective laser melting: Materials and applications. Appl Phys Rev. 2015;2(4):041101.

159. Kruth JP, Leu MC, Nakagawa T. Progress in additive manufacturing and rapid prototyping. CIRP Ann. 1998;47(2):525-40.

160. Algellay A. Effect of Implant Angulations on the Accuracy of Multi-Implants Implant Level Impression Using Different Materials and Techniques [Tez]. İstanbul: Yeditepe University; 2018.

161. Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. J Oral Rehabil. 1996;23(11):782-9.

162. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. Clin Oral Implants Res. 1995;6(3):172-80.

163. Buzayan M, Baig MR, Yunus N. Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28(6):1543-50.

164. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25(3):506-15.

165. de França DGB, Morais MHST, das Neves FD, Barbosa GAS. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. J Prosthet Dent. 2015;113(1):39-45.

166. Baskai K. Evaluation of Digital Implant Impressions using an Intra-oral Computerized Scanner (iTero) versus Conventional Implant Impressions: A 3-Dimensional [Tez]. Rochester: University of Rochester; 2014.

167. Yilmaz B, Alshahrani FA, Kale E, Johnston WM. Effect of feldspathic porcelain layering on the marginal fit of zirconia and titanium complete-arch fixed implant-supported frameworks. J Prosthet Dent. 2018;120(1):71-7.

168. Hadi ALM, Yilmaz B, McGlumphy E, Brantley W, Johnston WM. In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. J Prosthet Dent. 2018;119(4):582-8.

169. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6(3):270-6.

170. Chia VA, Esguerra RJ, Teoh KH, Teo JW, Wong KM, Tan KB. In Vitro Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: The Effect of Implant Angulation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2017;32(2):313-21.

171. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(5):620-5.

172. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. J Prosthet Dent. 2000;84(6):602-7.

173. Oyagüe RC, Turrión AS, Toledano M, Monticelli F, Osorio R. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. J Dent. 2009;37(1):49-54.

174. Farina AP, Spazzin AO, Pantoja JMC, Consani RLX. An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with

different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27(5):1101-7.

175. Katsoulis J, Takeichi T, Gaviria AS, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. Eur J Oral Implantol. 2017;10(Suppl 1):121-38.

176. Papaspyridakos P, Hirayama H, Chen CJ, Ho CH, Chronopoulos V, Weber HP. Full-arch implant fixed prostheses: a comparative study on the effect of connection type and impression technique on accuracy of fit. Clin Oral Implants Res. 2016;27(9):1099-105.

177. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. J Prosthet Dent. 1996;76(5):500-9.

178. Kern M, Strub JR, Lü XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. J Oral Rehabil. 1999;26(5):372-8.

179. Cornell J, Jordan J, Ellis S. A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth. J Am Dent Assoc. 1957;54(5):608-14.

180. Craig RG, Powers JM. Wear of dental tissues and materials. Int Dent J. 1976;26(2):121-33.

181. Dickson G. Physical and Chemical Properties and Wear. J Dent Res. 1979;58(5):1535-43.

182. Harrison A, Lewis TT. The development of an abrasion testing machine for dental materials. J Biomed Mater Res. 1975;9(3):341-53.

183. Tillitson EW, Craig RG, Peyton FA. Friction and wear of restorative dental materials. J Dent Res. 1971;50(1):149-54.

184. Douglas WH, Delong R, Pintado MR, Latta MA. Wear rates of artificial denture teeth opposed by natural dentition. J Clin Dent. 1993;4(2):43-8.

185. Krejci I, Lutz F, Reimer M, Heinzmann JL. Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. J Prosthet Dent. 1993;69(4):425-30.

186. Krejci I, Lutz F. In-vitro-testverfahren zur evaluation dentaler restaurationssysteme. Computergesteuerter kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 1990;100(11):1299-302.

187. Wassell RW, McCabe JE, Walls AWG. A Two-body Frictional Wear Test. J Dent Res. 1994;73(9):1546-53.

188. Bulut A. Diş Hekimliğinde Restoratif Materyallerin Yaşlandırma İşlemleri Ve Çiğneme Simülatörleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2016;26(1):114-22.

189. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. Arch Oral Biol. 2004;49(12):1015-22.

190. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int J Prosthodont. 2002;15(1):20-7.

191. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. J Dent Res. 2000;79(7):1519-24.

192. Ozer F, Naden A, Turp V, Mante F, Sen D, Blatz MB. Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. J Prosthet Dent. 2019;121(5):827-33.

193. Lan TH, Liu PH, Chou MMC, Lee HE. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. J Prosthet Dent. 2016;115(1):76-83.

194. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary Orthodontics. 4th ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2007. Chapter 7, The Biomechanics of Tooth Movement; p. 228-59.

195. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. J Prosthet Dent. 1981;46(4):443-9.

196. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. J Prosthet Dent. 1986;56(2):226-9.

197. Atsu S, Erol U. Marginal fit and fracture resistance of polyetheretherketone, zirconia, and titanium implant-supported prosthesis frameworks for a partially edentulous arch after thermomechanical aging. J Prosthet Dent. 2024;131(2):273-80.

198. Yilmaz B, Kale E, Johnston WM. Marginal discrepancy of CAD-CAM complete-arch fixed implant-supported frameworks. J Prosthet Dent. 2018;120(5):696-701.

199. Barbosa GAS, Neves FD, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. Braz Dent J. 2010;21(4):327-32.

200. de Torres EM, Rodrigues RCS, de Mattos MGC, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. J Dent. 2008;36(2):117-22.

201. Shokry TE, Attia M, Mosleh I, Elhosary M, Hamza T, Shen C. Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. J Prosthet Dent. 2010;103(3):161-9.

202. da Cunha Fontoura D, de Magalhães Barros V, de Magalhães CS, Vaz RR, Moreira AN. Evaluation of Vertical Misfit of CAD/CAM Implant-Supported

Titanium and Zirconia Frameworks. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018;33(5):1086-92.

203. Alkharrat AR, Schmitter M, Rues S, Rammelsberg P. Fracture behavior of all-ceramic, implant-supported, and tooth–implant-supported fixed dental prostheses. Clin Oral Investig. 2018;22(4):1663-73.

204. Jin H, Teng M, Wang Z, Li X, Liang J, Wang W, et al. Comparative evaluation of BioHPP and titanium as a framework veneered with composite resin for implant-supported fixed dental prostheses. J Prosthet Dent. 2020;123(3):487-94.

205. Erbakan N, Özden S, Demir H. Polieter eter keton (peek) diş hekimliğinde yükselen materyal. NEU Diş Hek Fak Derg. 2021;4(2):106-13.

206. Hazir DS, Yanik IS, Guncu M. Biomechanical behavior of titanium, cobalt-chromium, zirconia, and PEEK frameworks in implant-supported prostheses: a dynamic finite element analysis. BMC Oral Health. 2025;25(1):5486.

207. Cinquini C, Alfonsi F, Marchio V, Gallo F. The use of zirconia for implant-supported fixed complete dental prostheses: a narrative review. Dent J (Basel). 2023;11(6):144.

208. De Giorgis L, Pesce P, Barberis F, Lagazzo A, Pera F, Baldi D, et al. Fiber-Reinforced Composites for Full-Arch Implant-Supported Rehabilitations: An In Vitro Study. J Clin Med. 2024;13(7):2060.

209. Stimmelmayr M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28(3):773-8.

210. de Val J, Guirado J. Immediate restoration in the digital workflow. EDI Journal. 2016;1:16-24.

211. Ferrari M, Vichi A, Zarone F. Zirconia abutments and restorations: from laboratory to clinical investigations. Dent Mater. 2015;31(1):e1-e12.

212. Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997;12(3):371-5.

213. Buzayan MM, Yunus NB. Passive fit in screw retained multi-unit implant prosthesis understanding and achieving: A review of the literature. J Indian Prosthodont Soc. 2014;14(1):16-23.

214. Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;21(5):747-55.

215. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. Int J Prosthodont. 1999;12(2):167-78.

216. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. Quintessence Int. 2009;40(3):243-50.

217. Jemt T, Hjalmarsson L. In Vitro Measurements of Precision of Fit of Implant-Supported Frameworks. A Comparison between “Virtual” and “Physical” Assessments of Fit Using Two Different Techniques of Measurements. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14(Suppl 1):e107-15.

218. Darvell BW. Mechanical test relevance—A personal perspective on some methods and requirements. Front Dent Med. 2022;3:948185.

219. Klineberg I. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. Aust Dent J. 1985;30(4):288-93.

220. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J. 1971;131(3):107-11.

221. Khan FR, Kazmi SMR, Siddiqui HK, Aziz A. Prosthetic complications with dental implants: a bibliometric analysis of 20 top-cited articles. J Pak Med Assoc. 2023;73(7):1423-7.

222. Ghodsi S, Zeighami S. Comparing Retention and Internal Adaptation of Different Implant-Supported, Metal-Free Frameworks. Int J Prosthodont. 2018;31(5):448-50.

223. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. J Prosthodont. 2016;25(7):580-4.

224. Zaghloul HH, Younis JF. Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks. J Oral Implantol. 2013;39(4):417-24.

225. Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants. 1986;1(1):11-25.

226. Paniz G, Stellini E, Meneghello R, Cerardi A, Gobbato EA, Bressan E. The precision of fit of cast and milled full-arch implant-supported restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28(5):1239-45.

227. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6(3):270-6.

228. Hjalmarsson L, Smedberg JI. A 3-year retrospective study of cresco frameworks: Preload and complications. Clin Implant Dent Relat Res. 2005;7(4):189-99.

229. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB. 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. Clin Oral Implants Res. 2014;25(2):165-74.

230. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Yates DM, Izutani N, Enkling N, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. Dent Mater. 2013;29(10):1043-51.

231. Yılmaz O, Saygın AG, Bolayır G. Comparison of fracture resistance of implant-supported fixed prothesis substructure materials with different cross-sectional geometry. BMC Oral Health. 2025;25(1):6033.

232. Papathanasiou I, Kamposiora P, Papavasiliou G, Ferrari M. The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. BMC Oral Health. 2020;20(1):223.

233. El-asfahani I, Badr A. Clinical, Radiographic, and Prosthetic Outcomes of Poly Ether Ether Ketone (PEEK) Versus Poly Ether Ketone Ketone (PEKK) Frameworks in Mandibular Fixed Implant Supported Prosthesis (A Randomized Clinical Trial). Egypt Dent J. 2022;68(4):3759-70.

234. Wagih M, Fouad Fakhr Z, Alansary H, Ezzat E, Hassanien Y. Internal fit and marginal adaptation of all-ceramic implant-supported hybrid abutment crowns with custom-milled screw-channels on Titanium-base: in-vitro study. BMC Oral Health. 2024;24(1):4810.

235. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function—a review of the literature: III. Masticatory performance and efficiency. J Oral Rehabil. 1976;3(1):57-67.

236. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. Int J Prosthodont. 2001;14(3):231-8.

237. Wojciechowski I, Klatkiewicz T, Prylińska-Czyżewska A, Borczyńska A, Jakubowska W, Pryliński M. Methods of Processing Dental Chromium-Cobalt Alloys for Production of Metal Frameworks Faced with Ceramics to Obtain the Best Mechanical Properties. Med Sci Monit Basic Res. 2024;30:e944051.

238. Delucchi F, De Giovanni E, Pesce P, Bagnasco F, Pera F, Baldi D, et al. Framework Materials for Full-Arch Implant-Supported Rehabilitations: A Systematic Review of Clinical Studies. Materials (Basel). 2021;14(12):3251.

239. Kokubo Y, Tsumita M, Sakurai S, Torizuka K, von Steyern PV, Fukushima S. The effect of core framework designs on the fracture loads of all-ceramic fixed partial dentures on posterior implants. J Oral Rehabil. 2007;34(7):503-7.

240. Garoushi SK, Lassila LVJ, Tezvergil A, Vallittu PK. Fiber-reinforced composite substructure: Load-bearing capacity of an onlay restoration and flexural properties of the material. J Contemp Dent Pract. 2006;7(4):1-8.

241. Attia RE, Mohammed HR, Haggag KM. Effect of thermomechanical aging on marginal fit of three CAD-CAM restorative materials: An in vitro study. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2024;18(3):193-9.

242. Sert M, Çakmak G, Subaşı MG, Donmez MB, Yilmaz B. Effect of different surface treatments and thermomechanical aging on the ion elution of CAD-CAM materials. J Prosthet Dent. 2022;128(6):1340.e1-1340.e9.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Gülnur	**Uyruğu**	T.C.
Soyadı	AKALAN	**Tel no**	
Doğum Tarihi		**e-posta**	

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		**Mezuniyet yılı**
Lise	Mehmet Cadıl Anadolu Öğretmen Lisesi	2015
Lisans	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2020
Yüksek Lisans		
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	**Kurum**	**Süre (yıl-yıl)**

Yabancı Dilleri	**Sınav türü**	**Puanı**
İngilizce	TIPDİL	50

Proje Deneyimi

Proje Adı	**Destekleyen kurum**	**Süre (Yıl-Yıl)**

Burslar-Ödüller:

Yayınlar ve Bildiriler: