

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**GÜÇLENDİRİLMİŞ POLİETERETERKETON, ZİRKONYA VE
TİTANYUM MATERYALLERİNDEN ELDE EDİLEN İMPLANT
ÜSTÜ PARŞİYEL HİBRİT PROTEZLERİN ALT YAPILARININ
TERMOMEKANİK YAŞLANDIRMA SONRASI MARJİNAL
UYUM, KIRILMA DAYANIMLARI VE KIRILMA TİPLERİ
AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Arş. Gör. Dt. Kemal Ulaş EROL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Saadet SAĞLAM ATSÜ

KIRIKKALE – 2021

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**GÜÇLENDİRİLMİŞ POLİETERETERKETON, ZİRKONYA VE
TİTANYUM MATERYALLERİNDEN ELDE EDİLEN İMPLANT
ÜSTÜ PARSİYEL HİBRİT PROTEZLERİN ALT YAPILARININ
TERMOMEKANİK YAŞLANDIRMA SONRASI MARJİNAL
UYUM, KIRILMA DAYANIMLARI VE KIRILMA TİPLERİ
AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Arş. Gör. Dt. Kemal Ulaş EROL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Saadet SAĞLAM ATSÜ

**Bu Çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından
Desteklenmiştir (Proje No: 2020/009)**

KIRIKKALE – 2021

KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Diş Hekimliğinde Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütülen bu çalışma aşağıdaki Jüri üyeleri tarafından uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:16/06/2021

Prof. Dr. Cavidan AKÖREN

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

Prof.Dr. Saadet SAĞLAM ATSÜ

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi

Üye

Prof.Dr.Selim ERKUT

Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi

Üye

Dr.Öğr.Üye Ali Can BULUT

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi

Üye

Doç.Dr.Meltem HENDEK

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi

Üye

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	ii
ÖNSÖZ	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR	v
ŞEKİLLER	viii
ÇİZELGELER	xi
ÖZET	xii
ABSTRACT	xii
1. GİRİŞ	1
1.1. Dental İmplantın Tarihçesi, Avantajları ve Sınıflandırılması	2
1.2. İmplant Üstü Protezlerin Sınıflandırılması.....	3
1.2.1 Hibrit Protezler.....	3
1.2.1.1. ‘All-on-four’ Tekniği.....	7
1.3. Hibrit Protez Yapımında Kullanılan Alt Yapı Malzemeleri	11
1.3.1. Soy Alaşımlar.....	11
1.3.2. Soy Olmayan Alaşımlar.....	12
1.3.3. Titanyum ve Alaşımları.....	13
1.3.4. Zirkonya.....	16
1.3.5. Polietereterketon (PEEK)	19
1.3.5.1. Güçlendirilmiş PEEK Materyalinin Dental Alanda Kullanımı.....	24
1.4. İmplant Üstü Protezlerin Marjinal Uyumu (Pasif ve Vertikal Uyum).....	27
1.5. Yaşlandırma işlemleri: Dinamik Yükleme, Çiğneme Simülatörü ve Termal Siklus	30
1.6. Amaç	33
1.7. Hipotez	33
2. GEREÇ VE YÖNTEM	35
2.1. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	36
2.2. Deney Örneklerinin Hazırlanması	37
2.2.1. Çalışma Modellerinin Elde Edilmesi	37
2.2.2. Güçlendirilmiş PEEK, Zirkonya ve Titanyum Altyapıların Tasarlanması ve Üretilmesi	39

2.2.3. Güçlendirilmiş PEEK ve Zirkonya Altyapıların Resin Siman ile Titanyum Ara Parçalara Simantasyonu	41
2.3. Örneklerin Termomekanik Yaşlandırılması	43
2.4. Örneklerin Yaşlandırma İşlemi Sonrası Sağ Kalım Oranlarının İncelenmesi.....	44
2.5. Örneklerin Yaşlandırma İşlemi Sonrası Marjinal Uyumunun (Pasif ve Vertikal Uyum) Stereo Mikroskopta İncelenmesi.....	44
2.6. Örneklerin Kırılma Dayanımlarının Belirlenmesi	46
2.7. Kırılan örneklerin kırılma tiplerinin belirlenmesi.....	48
2.8. İstatistiksel olarak verilerin değerlendirilmesi	48
3. BULGULAR	49
3.1. Termomekanik Yaşlandırma İşlemi Sonrası Marjinal Uyum (Vertikal ve Pasif Uyum) Ölçümleri	49
3.1.1. Vertikal Uyum.....	49
3.1.2. Pasif Uyum	52
3.2. Kırılma Dayanımı Test Bulguları	55
3.3. Kırılma Tiplerinin Değerlendirilmesi	57
4. TARTIŞMA VE SONUÇ	61
5. KAYNAKLAR.....	79
ÖZGEÇMİŞ	98

ÖNSÖZ

Tez sürecim boyunca ve tüm uzmanlık eğitimimde beni destekleyen, yönlendiren ve bilgi birikimini benimle paylaşan sevgili danışman hocam Prof. Dr. Saadet SAĞLAM ATSÜ'ye,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarıma,

Birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım başta dönem arkadaşlarım Dt. İlker DARICI, Dt. Alim AKYEL ve Dt. Vildan ASLIYÜCE olmak üzere tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Uzmanlık eğitim sürecimi birlikte başlayıp çok güzel anılarla tamamladığım değerli dostum Dt. Uğur DERDİYOK'a

Bu zorlu süreçte bana destek olan sevgili eşim Dt. Başak Yılmaz EROL'a

Bu günlere gelmemde desteklerini esirgemeyen kıymetli aileme

tüm kalbimle teşekkür ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

°C	: Santigrat derece
Ag-Pd-Au	: Gümüş-Paladyum-Altın
BaPO₄	: Baryum Fosfat
BioHPP	: %20 oranında seramik dolduruculu güçlendirilmiş modifiye PEEK polimeri
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
C₆H₄	: Benzen
CAD	: Computer Aided Design/Drafting – Bilgisayar Destekli Dizayn/Tasarım
CAM	: Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim
CaO	: Kalsiyum Oksit
CeO₂	: Seryum Oksit
Ce-TZP/A	: Seryum stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri
CFR	: Karbon fiberle güçlendirilmiş
Cr-Co	: Krom-kobalt
GFR	: Cam fiberle güçlendirilmiş
GPa	: Gigapascal (N/mm ²)
HA	: Hidroksiapatit
HV	: Vickers sertlik birimi
ISO	: Uluslararası Standardizasyon Örgütü (International Organization For Standardization)
k	: Kübik faz
KGy	: KiloGray
m	: Monoklinik faz

MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
mm	: Milimetre
mm³	: Milimetreküp
MGy	: MegaGray
MgO	: Magnezyum Oksit
MPa	: Megapascal (N/mm ²)
N	: Newton (kg.m/s ²)
Ni-Cr	: Nikel-krom
Ni-Cr-Ti	: Nikel-Krom-Titanyum
PAEK	: Poliarileterketon
PEEK	: Polietereterketon
PMMA	: Polimetilmetakrilat
PSZ	: Parsiyal stabilize zirkonya
SP-3	: Sabit Protez 3
Sr-HA	: Stronsiyum ilaveli hidroksiapatit
Tg	: Camsı geçiş sıcaklığı
Tm	: Erime sıcaklığı
Tf	: Akma sıcaklığı
t	: tetragonal faz
Ti	: Titanyum
Ti-6Al-4V	: Titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum (titanyum alaşımı)
Ti-6Al-7Nb	: Titanyum6-alüminyum7- niyobyum (titanyum alaşımı)
Ti-5Al-2.5Fe	: Titanyum 5-alüminyum 2.5-demir (titanyum alaşımı)
Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd	: Titanyum 15-Zirkonyum 4-niyobyum2-tantalyum 0.2-paladyum (titanyum alaşımı)

Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr: Titanyum 29- niyobyum 13-tantalyum 4.6-zirkonyum

(titanyum alaşımı)

TiO₂ : Titanyum dioksit

Y₂O₃ : İttriyum oksit

Y-TZP : İttriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri

Zr : Zirkonya

ZrO₂ : Zirkonya, zirkonyum dioksit, baddeleyit

ZrO₂-SiO₂ : Zirkonyum silikat

ZrSiO₄ : Zirkonyum silikat

ZTA : Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina

μm : Mikrometre

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Parsiyal sabit hibrit protez.....	4
Şekil 1.2. Parsiyal sabit hibrit protez.....	5
Şekil 1.3. Prepare edilmiş diş ve yumuşak dokuyu yansıtacak şekilde dizayn edilmiş hibrit protez altyapısı.....	7
Şekil 1.4. All on four konseptinin şematik gösterimi.....	8
Şekil 1.5. Zirkonya fazları	17
Şekil 1.6. Çatlak ucunda meydana gelen zirkonya martensitik faz dönüşümünün ve sıkıştırma kuvvetlerinin şematik gösterimi.....	19
Şekil 1.7. PEEK'in kimyasal yapısı	20
Şekil 2.1. Plastik alt çene modeline implantların yerleştirilmesi ve multi-ünit implant dayanaklarının yerleştirilmesi	38
Şekil 2.2. Model üzerine açık ölçü postlarının yerleştirilmesi.....	38
Şekil 2.3. Akrilik kaşık hazırlanması ve modelden açık kaşık tekniği ile ölçü alınması.....	39
Şekil 2.4. Çalışma modelleri.....	39
Şekil 2.5. CAMcube D15 Laboratuvar CAD sistemi.....	40
Şekil 2.6. Alt yapı tasarımı	40
Şekil 2.7. Altyapı boyutları.....	41
Şekil 2.8. Yenemak D30, Bilgisayar destekli kazıma cihazı	41
Şekil 2.9. Titanyum snap coping.....	42
Şekil 2.10. DTK Adeziv	42
Şekil 2.11. Hazırlanmış örnekler (soldan sağa Zirkonya, PEEK ve Titanyum)	42
Şekil 2.12. Çiğneme simülatörü SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.....	43
Şekil 2.13. Termomekanik yaşlandırma sonrası (A) PEEK, (B) Zirkonya, (C) Titanyum örnekler	44
Şekil 2.14. (A)Güçlendirilmiş PEEK (B)Zirkonya (C)Titanyum örnek ölçüm bölgeleri.	45
Şekil 2.15. Modellerin ölçüm bölgelerinin gösterimi.....	45
Şekil 2.16. Ölçümlerin yapıldığı stereo mikroskop.....	45
Şekil 2.17. Görüntü işleme programının ölçüm için kalibrasyonu	46

Şekil 2.18. (A)Distaldeki tek dayanak vidası torklanarak yapılan pasif uyum ölçümü	
(B) Her 2 dayanak vidasının torklanması ile vertial uyum ölçümü.....	46
Şekil 2.19. Elektromekanik Universal Test Cihazı	47
Şekil 2.20. Kırma testi sırasında kuvvetin homojen dağılması için örnekler ile kırma	
ucu arasında 0,5 mm kalınlığında alüminyum folyo kullanılmıştır.	47
Şekil 2.21. Üniversal test cihazına yerleştirilen zirkonya örneğin fotoğrafı	47
Şekil 3.1. Termomekanik yaşlandırma sonrası deformasyon görülen PEEK	
örnekler	49
Şekil 3.2. PEEK örneğin vertikal uyumunun değerlendirmek için alınan x100	
büyütme stereo mikroskop fotoğrafı	50
Şekil 3.3. Zirkonya örneğin vertikal uyumunun değerlendirmek için alınan x100	
büyütme stereo mikroskop fotoğrafı	50
Şekil 3.4. Titanyum örneğin vertikal uyumunun değerlendirmek için alınan x100	
büyütme stereo mikroskop fotoğrafı	50
Şekil 3.5. Grupların vertikal uyum ortalama ve standart deviasyon (μm) değerleri..	52
Şekil 3.6. PEEK örneğin pasif uyumunun değerlendirmek için alınan x100	
büyütme stereo mikroskop fotoğrafı	53
Şekil 3.7. Zirkonya örneğin pasif uyumunun değerlendirmek için alınan x100	
büyütme stereo mikroskop fotoğrafı	53
Şekil 3.8. Titanyum örneğin pasif uyumunun değerlendirmek için alınan x100	
büyütme stereo mikroskop fotoğrafı	53
Şekil 3.9. Grupların pasif uyum ortalama ve standart deviasyon (μm) değerleri	55
Şekil 3.10. Grupların kırılma dayanımı ortalama ve standart deviasyon	
değerleri (N).....	56
Şekil 3.11. (A) PEEK altyapıda görülen vida kırığı ile beraber görülen altyapıda	
deformasyon (Skor 6), (B)PEEK altyapıda görülen vida kırığı (Skor2), (C)	
PEEK altyapıda görülen desimantasyon beraber görülen altyapıda	
deformasyon (Skor5).....	57
Şekil 3.12. Termomekanik yaşlandırma sonrası stereo mikroskop altında incelenen	
PEEK örnekler	58
Şekil 3.13. (A) Zirkonya altyapıda görülen desimantasyon ile beraber görülen altyapı	
kırığı (Skor8), (B)Zirkonya altyapıda görülen kırık (Skor6), (C) Zirkonya	
altyapıda görülen desimantasyon ile beraber görülen altyapı	
kırığı (Skor8).....	58

Şekil 3.14. Termomekanik yaşlandırma sonrası stereo mikroskop altında incelenen Zirkonya örnekler	58
Şekil 3.15. (A)Titanyum örnekte görülen altyapı deformasyonu (Skor4), (B) ve (C) Titanyum örnekte görülen vida kırığı ile birlikte altyapı deformasyonu(Skor6)	59
Şekil 3.16. Termomekanik yaşlandırma sonrası stereo mikroskopta incelenen titanyum örnekler	59



ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. Titanyum tiplerinin gerilme dayanımları	15
Çizelge 1.2. Farklı materyallerin elastikiyet modülleri	21
Çizelge 1.3. BioHPP'nin karakteristik fiziksel özellikleri.....	23
Çizelge 1.4. Pasif uyum değerlendirme yöntemleri	28
Çizelge 1.5. Uyum ve uyumsuzluk sınıflaması.....	29
Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan malzemeler	36
Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan cihazlar.....	37
Çizelge 2.3. Çalışma grupları.....	37
Çizelge 3.1. Grupların vertikal uyum tanımlayıcı istatistikleri (μ m) (n=10)	51
Çizelge 3.2. Grupların vertikal uyum değerleri için tek yönlü ANOVA sonuçları ...	51
Çizelge 3.3 Grupların vertikal uyum değerlerinin tukey post-hoc testi	51
Çizelge 3.4. Grupların pasif uyum değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri (μ m) (n=10)	54
Çizelge 3.5. Grupların pasif uyum değerleri için tek yönlü ANOVA sonuçları.....	54
Çizelge 3.6. Grupların pasif uyum değerlerinin tukey post-hoc testi sonuçları.....	54
Çizelge 3.7. Grupların kırılma dayanımı tanımlayıcı istatistikleri (N) (n=10).....	55
Çizelge 3.8. Grupların kırılma dayanımı değerleri için tek yönlü ANOVA sonuçları.....	56
Çizelge 3.9. Grupların kırılma dayanımı değerlerinin post-hoc Tukey testi	56
Çizelge 3.10. Örneklerin kırılma tipleri.....	57
Çizelge 3.11. Grupların ortalama pasif ve vertikal uyum değerleri (μ m), kırılma değerleri (N) ve kırılma tipleri.....	59

ÖZET

Güçlendirilmiş Polietereterketon, Zirkonya ve Titanyum Materyallerinden Elde Edilen İmplant Üstü Parsiyel Hibrit Protezlerin Alt Yapılarının Termomekanik Yaşlandırma Sonrası Marjinal Uyum, Kırılma Dayanımları ve Kırılma Tipleri Açısından Değerlendirilmesi

Bu in vitro çalışmanın amacı güçlendirilmiş PEEK, zirkonya ve titanyum (Ti-6Al-4Va) materyallerinden CAD/CAM tekniği ile üretilen implant üstü parsiyel hibrit protez alt yapılarının 5 yıllık klinik kullanımı yansıtan termomekanik yaşlandırma işlemi sonrasında sağ kalım oranları, marjinal uyum (pasif ve vertikal uyum), kırılma dayanımları ve başarısızlık tiplerinin değerlendirilmesidir.

Parsiyel dişsiz mandibular modele 2 implant (Nobel Biocare) yerleştirilerek ana model elde edilmiştir. Altyapı planlaması (Exocad 2.3 Mavera) prepare edilmiş diş formu içerecek şekilde yapılmıştır. Toplamda 30 adet örnek güçlendirilmiş PEEK (BioHPP), zirkonya (Whitepeaks Dental Solutions) ve Ti-6Al-4Va (kontrol) (Whitepeaks Dental Solutions) materyallerinden, 3 grup (n=10) oluşturacak şekilde üretilmiştir (Yenemak D30). PEEK ve Zirkonya grupları, üretici firma tarafından üretilen titanyum ara parçalar (snap coping, Nobel Biocare) üzerine simante edilerek (DTK adhesive) oluşturulmuştur. Örnekler çigneme simülöründe (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4) 1.200.000 siklusa 120 N ve 1.6Hz 'de ve 5-55°C de termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Üretilen altyapıların yaşlandırma sonrası multi-ünit analoglar ile olan marjinal uyumu (pasif ve vertikal uyum) stereo mikroskop ile ölçülmüştür. Örneklerin kırılma dayanımları ve kırılma tipleri universal test cihazı ve stereo mikroskop kullanılarak saptanmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tek yönlü ANOVA ve Tukey post-hoc testi kullanılmıştır ($\alpha=0.05$).

Termomekanik yaşlandırma işlemleri sırasında ve sonrasında sadece PEEK alt yapılarda makine ucunun temas ettiği bölgede deformasyonlar görülmüş olup gruplarda sağ kalım oranı %100 olarak belirlenmiştir. Örneklerin ortalama pasif uyum ve standart sapma değerleri sırası ile PEEK, Zirkonya ve Titanyum grubu için; 70,89 $\pm$ 19,64 μ m, 49,26 $\pm$ 16,21 μ m ve 91,26 $\pm$ 24,20 μ m; ortalama vertikal uyum ve standart sapma değerleri ise sırası ile PEEK, Zirkonya ve Titanyum grubu için; 23,74 $\pm$ 4,62 μ m, 32,96 $\pm$ 8,71 μ m ve 52,55 $\pm$ 10,63 μ m olarak bulunmuştur. Pasif uyum açısından Zirkonya ve Titanyum grupları arasında ($p<0.001$), vertikal uyum açısından da Titanyum grubu, ile PEEK ve Zirkonya grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.001$). Örneklerin ortalama kırılma dayanımları değerlendirildiğinde en düşük değer sırası ile PEEK (3449 $\pm$ 486 N), Zirkonya (7319 $\pm$ 1385 N) ve Titanyum (14800 $\pm$ 3442 N) grubunda bulunmuştur. Her 3 grup arasında da anlamlı istatistiksel fark bulunmuştur ($p<0.001$). PEEK grubunda en çok altyapıda deformasyon ile desimantasyon, zirkonya grubunda en çok desimantasyon ile altyapı kırığı ve titanyum grubunda en çok vida kırığı ile altyapı deformasyonu görülmüştür.

Gruplar termomekanik yaşlandırma işlemi sonrası ideal pasif uyum değerlerini (25 μ m' dan az) sağlayamamakla birlikte, vertikal uyumları klinik olarak kabul edilebilir değerlerde bulunmuştur. Grupların kırılma dayanımları ise fizyolojik çigneme kuvvetlerinin üzerindedir. Çalışmamızda, PEEK ve zirkonya materyallerinin alternatif parsiyel hibrit protez altyapısı olarak kullanılabilir olduğu gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Polietereterketon, zirkonya, titanyum, hibrit protez altyapısı, dinamik yükleme, kırılma dayanım

ABSTRACT

Evaluation Of Marginal Adaptation, Fracture Strength And Fracture Types In Implant Supported Hybrid Prosthesis Made Of Polyetheretherketon, Zirconia And Titanium Materials After Thermomechanical Aging Procedure

Aim of this study is to evaluate the survival rate, marginal adaptation, (both passive and vertical fit), fracture strength and failure types after 5 years thermomechanical aging process of hybrid prosthesis which were manufactured by CAD/CAM technology from materials of reinforced PEEK, zirconia and titanium materials.

The master model is fabricated by insertion of 2 implants (Nobel Biocare). Impression was taken from the master model and study models were prepared, scanned in laboratory scanner and the framework planning (Exocad 2.3 Matera) were made including the prepared tooth form. 30 framework, divided into 3 groups (n=10), were manufactured from reinforced PEEK (BioHPP), Zirconia (Whitepeaks Dental Solutions) and Titanium (Whitepeaks Dental Solutions). PEEK and zirconia groups were fabricated after titanium sleeves (Nobel Biocare) were cemented (DTK adhesive) on them. Models were undergone thermomechanical aging procedure (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4), in 1.2×10^6 cycle, 120 N and 1.6 Hz, 5-55°C. Survival rates were evaluated during and afterwards the aging procedure. After the aging procedure, the marginal adaptation measurement (passive and vertical fitness) between multiunit analogue and framework were done in microscope (n=18, in total 810 measurement). The fracture strength of the study groups and breakage types were evaluated by stereo microscope. The data were analyzed using one sided ANOVA and Tukey post-hoc test ($\alpha=0.05$).

During and after the thermomechanical aging, deformations were seen in the parts that machine's steel ball touches, however decementation, deformation, fracture and screw loosening weren't seen; survival rate was recorded as %100. The mean values of passive fit and standard deviation of the study groups were given as in order; PEEK, zirconia and titanium groups; $70,89 \pm 19,64 \mu\text{m}$, $49,26 \pm 16,21 \mu\text{m}$ ve $91,26 \pm 24,20 \mu\text{m}$. The mean vertical fit and standard deviation were $23.74 \pm 4.62 \mu\text{m}$, $32.96 \pm 8.71 \mu\text{m}$ ve $52.55 \pm 10.63 \mu\text{m}$. By means of passive fit, zirconia and titanium groups were found to be statistically different from each other ($p < 0.001$) and by means of vertical fit titanium group was statistically different from zirconia and PEEK group. ($p < 0.001$) The mean values of fracture strength were as follow, PEEK ($3449 \pm 486 \text{ N}$), Zirconia ($7319 \pm 1385 \text{ N}$) and Titanium ($14800 \pm 3442 \text{ N}$). These values were found to be statistically different from each other ($p < 0.001$). In PEEK group deformation with decementation, in zirconia group decementation with framework fracture and in titanium group screw fracture with framework deformation were the most seen failure types.

Despite the fact that after thermomechanical aging procedure the groups couldn't reach the ideal passive fit values (less than $25 \mu\text{m}$), vertical fit were found to be acceptable. Groups' fracture strength were higher than physiological chewing forces. In our study, it is shown that PEEK and zirconia materials with prefabricated titanium sleeves can be good alternatives for hybrid prosthesis framework.

Key words: Polyetheretherketon, zirconia, titanium, hybrid prosthesis framework, dynamic load, fracture strength

1. GİRİŞ

Parsiyel veya tam dişsiz çenelerin implant destekli protezlerle rehabilitasyonu, posterior bölgedeki zayıf kemik kalitesi, uzun süren dişsizliğe bağlı kemik hacmindeki yetersizlik ve alveolar kemikteki anatomik sınırlamalar nedeniyle sıklıkla karmaşık hale gelmektedir (Agliardi vd. 2010; Maló vd. 2012; Maló, Rangert, ve Nobre 2003). Özellikle vertikal ve horizontal kemik kaybının fazla olduğu vakalarda ileri cerrahi augmentasyon tekniklerinden çok, sıklıkla hibrit protez yapımı tercih edilmektedir (Misch 2014).

Hibrit protez kavramı, geleneksel bir tasarıma sahip olmayan ve farklı malzemelerin birlikte kullanılmasıyla üretilen protezleri içermektedir. Sabit, çıkarılabilir veya maksillofasiyal protez şeklinde olabilir (Driscoll vd. 2017). Genel olarak hibrit protezler, takım akrilik dişler kullanılmış ve implantlara vidalanmış metal alt yapıdan oluşan protezlerdir. Altyapı malzemesi olarak soy metaller dışında titanyum alaşımları, zirkonya, fiber ve polimerik malzemeler de kullanılabilir (Sirandoni vd. 2019). Hibrit protezlerin; dişler ve diş etini rehabilitasyonu için kompozit ve seramik gibi estetik materyaller kullanılabilmesi (Misch 2014), gerekli durumunda protezin rahatlıkla diş hekimi tarafından çıkartılabilmesi (Carlson ve Carleson 1994), maksiller sinüs ve mental foramen gibi anatomik yapılara zarar vermeden implantları daha meziale konumlandırıp distalde kantilever kullanımına olanak sağlaması (Brånemark, Svensson, ve Van Steenberghe 1995) gibi avantajları bulunmaktadır.

Protez alt yapısı ve implant arasında pasif bir uyum sağlamak, başarılı ve uzun vadeli osseointegrasyon için kritiktir (Branemark 1983). Çok üyeli implant destekli protezlerde mükemmel kenar ve iç uyumun sağlanamaması, rezidüel statik streslere neden olabilmektedir (Tamac, Toksavul, ve Toman 2014). Stres büyüklüğü uyumsuzluk miktarına bağlıdır. Uyumsuzluk miktarı arttıkça protezde stabilite eksikliği doğar. Dental protezlerde oluşan bu eksiklik vertikal, horizontal ve lateral hareketlere neden olur.

Hibrit protezlerde estetik ve mekanik beklentileri karşılamak için farklı malzeme arayışı bulunmaktadır. Bu amaç doğrultusunda literatür incelendiğinde polieteterketon (PEEK) materyalinin hibrit protez altyapısı olarak kullanıldığı makalelerin sınırlı sayıda olduğu görülmektedir (de Araújo Nobre vd. 2020; Maló vd. 2018). Bu çalışmada literatürdeki bilgi eksikliği göz önüne alınarak güçlendirilmiş

PEEK, zirkonya ve titanyum implant üstü parsiyal hibrit protez altyapıları 5 yıllık klinik kullanıma eş değer dinamik yükleme ve eş zamanlı termal sıklusa (1.2×10^6 siklus, 5-55 °C) maruz bırakılmış ve bu yaşlandırma işlemleri sonucu örneklerin marjinal uyumu, sağ kalım oranı, kırılma dayanımı ve kırılma tipinin incelenmesi amaçlanmıştır.

1.1. Dental İmplantın Tarihçesi, Avantajları ve Sınıflandırılması

İnsan vücudunda hasara uğramış ya da eksik bir bölgenin ya da organın yerini alması ve kaybedilen fonksiyonun geri kazandırılması amacıyla doku içerisine yerleştirilen tüm yabancı maddelere implant denilmektedir. Dental implantlar mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak amacıyla kullanılan materyallerdir (Driscoll vd. 2017).

1938 yılında Dahl, kemik üzerine yerleştirerek ilk subperiosteal implant uygulamasını yapmıştır. Tramonte'nin 1961 yılında geliştirdiği vida şeklindeki implantlar günümüzde kullanılan implantlara öncülük etmiş, 1968 yılında ise Linkow tarafından geliştirilen titanyumdan yapılmış blade implantlar kullanıma sunulmuştur (Güzel, Meşe, ve Dündar 2016; Strock 1939). Branemark'ın titanyum bir implantı tavşan kemiğine yerleştirmesi günümüz oral implantolojisinin başlangıcı olmuştur ve 1971 yılında Branemark dental implant sistemi tanıtılmıştır (Duraccio, Mussano, ve Faga 2015).

İmplant destekli protezlerin avantajları şu şekildedir (Misch 2014);

1. Kemiği korur.
2. Oklüzal dikey boyutun geri kazanılması ve korunmasını sağlar.
3. Yüz estetiğini ve kas tonusunu korur.
4. Estetiği geliştirir.
5. Fonetik geliştirir.
6. Oklüzyonu geliştirir.
7. Oral proprioepsiyonun (oklüzal farkındalık) iyileştirilmesi sağlar.
8. Protez başarısını artırır.
9. Çiğneme performansı artırır.
10. Protez boyutunu azaltır (protez kaidesini, kroşeleri ortadan kaldırır).
11. Sabit ve çıkarılabilir protez olanakları sağlar.

12. Sabit protezlerin stabilitesini ve tutuculuğunu iyileştirir.
13. Protezlerin sağkalım sürelerini arttırır.
14. Diş preparasyonu yapmaya gerek kalmaz.
15. Daha kalıcı tedavi hizmeti sunar.
16. Psikolojik sağlığı geliştirir.

1.2. İmplant Üstü Protezlerin Sınıflandırılması

İmplant üstü protezler, şu şekilde sınıflandırılabilir (Misch 2014);

1. Sabit protez-1: Kronu restore eder, doğal diş gibi görünür.
2. Sabit protez-2: Kronu ve kökün bir kısmını restore eder. Kron konturu oklüzal yarıda normaldir ama servikal yarıda uzamıştır. Aşırı konturlu bir görüntüsü vardır.
3. Sabit protez-3: Kronu ve dişeti dokusunun bir kısmını restore eder. Protez çoğu zaman yapay diş ve pembe akrilden yapılır ama bazı durumlarda metal destekli porselen de olabilir. Servikal yarıda kron uzamış ve aşırı konturlu gibi görünür.
4. Hareketli protez-4: Sadece implantlarla desteklenen hareketli protezlerdir.
5. Hareketli protez-5: Hem implant hem de yumuşak doku tarafından desteklenmiş hareketli protezlerdir.

Sabit Protez-3 (SP-3) restorasyonlar doğal dişler ile birlikte yumuşak dokuyu da yerine koyarlar. Dişeti rengi verilmiş SP-3 protezler, kaybedilen dişeti seviyesini ve interdental papillayı da taklit ederler, böylelikle büyüklük ve form olarak daha doğal bir görünüme sahip olurlar. Kemik kaybının fazla olduğu böyle durumlarda kaybedilen dişeti seviyesini tekrar sağlamak için dişeti renginde akrilik veya porselen kullanılmaktadır. SP-3 protezlerde temel iki yaklaşım söz konusudur; metal-porselen restorasyonlar ya da metal alt yapı, akrilik ve yapay dişlerden oluşan karma (hibrit) restorasyonlardır (Misch 2014).

1.2.1 Hibrit Protezler

Hibrit protezler bir profesyonel tarafından takıp çıkartılabilen sabit-hareketli protezlerdir (Driscoll vd. 2017). Desteğinin tamamen implantlardan sağlamaktadır. Altyapı; metal, akrilik rezin, kompozit rezin ve güçlendirilmiş polimerik materyaller gibi protetik malzemeler ile tasarlanır. Bu tasarım bar veya prepare edilmiş dişler şeklinde yapılabilir (Montero, de Paula, ve Albaladejo 2012; Nematollahi, Alikhasi,

ve Beyabanaki 2018). Üst yapı materyali olarak; akrilik, kompozit veya seramik kullanılır. Yumuşak dokuya bakan yüzeyleri temizlenebilirliği sağlamak için dış bükey formda, doku teması minimum olacak şekilde hazırlanmaktadır. Hibrit protezler tam ark rehabilitasyonunda en az dört olmak üzere değişen sayıda implant üzerine yapılabilme ile birlikte ideali uygun olan en çok sayıda implant kullanılmasıdır (Attard, Zarb, ve Frcd 2004). Parsiyel dişsiz boşluklarda vertikal mesafenin arttığı vakalarda da yeterli sayıda implant desteği sağlanarak kullanılmaktadır (Egilmez vd. 2015; Nematollahi, Alikhasi, ve Beyabanaki 2018; Rosenstiel, Land, ve Fujimoto 2016) (Şekil 1.1, Şekil 1.2). Geleneksel tam protezlerle karşılaştırıldığında hastaların yaşam konforunu arttıran; fonksiyonel, estetik ve psikolojik avantajları bulunmaktadır (Harris vd. 2013). Hibrit protezler; vertikal mesafenin arttığı parsiyal veya tam ark dişsizlik vakalarında ileri cerrahilere gerek kalmadan estetik bir çözüm sunmaktadır (Baig, Gunaseelan, ve Manoj 2009; Nematollahi, Alikhasi, ve Beyabanaki 2018). Ayrıca uygunsuz açı ve /veya konumda uygulanan implantlar için de çözüm olmaktadır (Egilmez vd. 2015).



Şekil 1.1. Parsiyal sabit hibrit protez



Şekil 1.2. Parsiyal sabit hibrit protez

İmplant destekli hibrit protezlerin avantajları;

- Kaybedilen sert ve yumuşak dokuların rehabilitasyonu.
- Artmış kron-kök oranında sabit protezin olası biyomekanik dezavantajlarının önlenmesi
- Doğru dikey boyut sağlanarak hastaya estetik ve fonksiyon kazandırılır(Misch 2014).
- Hibrit protezler iyi bir tutuculuğa sahiptir.
- İmplantların uygun olmayan açı ve konumda olduğu vakaları tolere edilebilmektedir (Carlson ve Carleson 1994).
- Vidalı sistem kullanıldığı için siman artığı kalma riski yoktur (Baig, Gunaseelan, ve Manoj 2009)
- Protez hekim tarafından kolaylıkla çıkarılabilir (Carlson ve Carleson 1994).

İmplant destekli hibrit protezlerin dezavantajları;

- Protetik vidaların gevşemesi veya kırılması en çok karşılaşılan sorundur (Real-Osuna, Almendros-Marqués, ve Gay-Escoda 2012)
- Rezin dişlerin metal/akrilik protezden ayrılması, aşınması ya da kırılması görülebilir.

-Metal/seramik veya zirkonya/seramik protezlerde porselende küçük parçalar halinde kopmalar (chipping) ya da porselen ve alt yapı kırıkları oluşabilir (Rojas-Vizcaya 2011).

-Akrilik rezinden metalin koyu renginin yansıması ve estetik olarak görüntüyü bozması.

-Hibrit protezlerde bazı vakalarda yeterli dudak desteği sağlanamayabilir (Sadowsky 1997).

- Konuşma esnasında hava kaçıışı ile fonetik problemler görülebilir (Misch 2008).

- Protezin dokuya bakan yüzeyi hasta tarafından çok iyi temizlenmelidir. Bu amaçla protezin dokuya bakan kısmı çok iyi polisajlanmalı ve dışbükey olmalıdır (Baig, Gunaseelan, ve Manoj 2009; Misch 2014). Yeterli hijyen sağlanamazsa çevre yumuşak dokuda mukozitis ve periimplantitis görülebilir (Real-Osuna, Almendros-Marqués, ve Gay-Escoda 2012).

Hibrit protez konsepti geleneksel bir dizayna sahip değildir. Vakalara uygun olan birçok farklı materyal ve dizayn kullanılarak üretilebilir. Bu yüzden standart bir sınıflandırma yoktur. Literatür bilgileriyle aşağıdaki gibi bir sınıflandırma yapılabilir; (Baig, Gunaseelan, ve Manoj 2009; Balshi 1989; Drago ve Howell 2012; Driscoll vd. 2017; Kapos vd. 2009; Kapos ve Evans 2014; Lekholm 1998; Salenbauch ve Langner 1998; Taşın 2016)

I. Hareketli parsiyel protezler

II. Çene yüz protezleri

III. Sabit Protezler

a) Alt ve üst yapı materyallerine göre sabit hibrit protezler

- Altyapı materyallerine göre
 - Metal; soy metal, krom-nikel, krom-kobalt, titanyum ve alaşımları
 - Seramik;Y-TZP zirkonya
 - Fiber; örgü tipi, cam fiber
- Üstyapı materyallerine göre
 - Akrilik

- Kompozit
- Seramik

b) Dizayn tiplerine göre sabit hibrit protezler

- L dizayn
- I dizayn
- U dizayn
- Eliptik dizayn
- Prepare edilmiş diş ve yumuşak dokunun bir kısmını içeren dizayn(Toronto Köprü) (Şekil 1.3)

c)Üretim tekniklerine göre sabit hibrit protezler

- Geleneksel yöntem
- CAD/CAM
 - CAD/CAM frezeli (milling)
 - CAD/CAM eklemeli (additive)

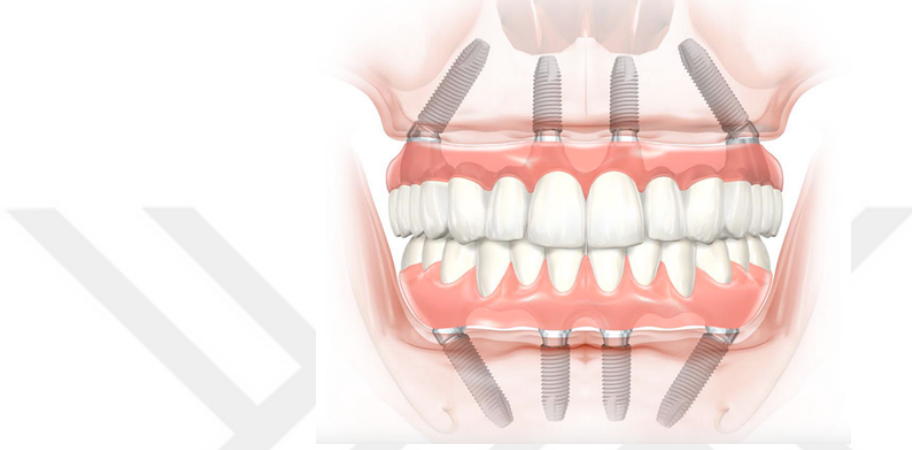


Şekil 1.3. Prepare edilmiş diş ve yumuşak dokuyu yansıtacak şekilde dizayn edilmiş hibrit protez altyapısı

1.2.1.1. ‘All-on-four’ Tekniği

Malo ve arkadaşları açılı yerleştirilmiş distal implantlarla toplam 4 implant üzeri sabit protez prensibine dayanan All-on-4 tekniğini 2003 yılında tanımlamışlardır (Patzelt vd. 2014). All-on-4 konsepti; hem maksilla hem de mandibula için 2 anterior ve 2 posterior toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit hibrit protezi kapsamaktadır

(Ho vd. 2012; Maló vd. 2012; Maló, Rangert, ve Nobre 2005). Anterior implantlar alt çene ve üst çenede lateral kesici bölgesine dik olarak, posterior implantlar alt çenede mental foramenin hemen önüne, üst çenede ise maksiler sinüsün anterior duvarına paralel şekilde yaklaşık 30-45° distale eğimli yerleştirilirler (Şekil 1.4) (Maló, Rangert, ve Nobre 2005). Tercihen posterior 4/4,3 mm çapında 18 mm uzunluğunda, anterior 3,75/4 mm çapında 10 mm uzunluğunda implantlar kullanılır (Babbush, Kanawati, ve Brokloff 2013; Malo vd. 2011; Maló, Rangert, ve Nobre 2003).



Şekil 1.4. All on four konseptinin şematik gösterimi

Vertikal mesafenin fazla olduğu, yaklaşık 13-15 mm restoratif boşluk olan, vakalarda protez dayanağının ve materyallerinin seçimi, protez hacmi ile ilgili teknik zorluklardan dolayı önemlidir. Bu tür rehabilitasyon genellikle cerrahi olarak greftleme uygulamaları ile elde edilen ek dikey alan oluşturulması gerektirir. Ancak, bu tedavi sıklıkla titiz cerrahi işlemler gerektirmekte, işlem sırasında veya sonrasında komplikasyon gelişebilmekte ve maliyeti yüksek olmaktadır (Agliardi vd. 2010).

Posterior bölgede vertikal kemik yetersizliğinin üstesinden gelebilmek için; uzun distal kantilever, kısa implant ya da zigoma veya ptreygoid kemiğe implant yerleşimi gibi farklı tedavi yaklaşımları bulunmaktadır (Hinze vd. 2010). Ancak, zigoma veya ptreygoid kemiğe implant yerleşimi tedavi seçeneklerinde operasyon risklidir ve tedavi sonrası komplikasyon oluşturabilmektedir (Agliardi vd. 2010). Ayrıca bu alternatif metotların maliyetleri yüksektir ve tedavi sürecini uzatırlar.

Standart yaklaşım olan mandibulada 6 implantın yerleştirilip üst yapının 3 parça yapıldığı duruma alternatif olan All-on-4 tekniği başarılı sonuçlar göstermektedir (Malo vd. 2011; Özdemir Doğan vd. 2014; Patzelt vd. 2014; Silva vd. 2010). Yapılan çalışmada; uygun açı ile yerleştirilmiş yeterli uzunluktaki 4 implantın tüm ark

restorasyonları için yeterli desteği sağladığı görülmüştür. Biyomekanik analizler daha fazla sayıda implantın mekanik açıdan gerekli olmadığını göstermiştir (Maló, Rangert, ve Dvårsäter 2000). Bunun yanısıra, farklı distal implant açılarıyla (0°-15°-30°-45°) All-on-4 ve 6 implant tedavilerini implant etrafındaki kortikal kemik gerilmeleri açısından incelendiğinde; gerilmelerin en fazla distaldeki implantlarda yoğunlaştığı, ve 4 implantlı modellerde, 6 implantlı modellere göre daha fazla olduğu saptamışlardır (Takahashi, Shimamura, ve Sakurai 2010).

Mandibulanın aşağı ve protrüziv hareketi sırasında kemikte oluşan gerilmeler mental foramenin distalinde meydana gelmektedir. Mental foramenler arasına yerleştirilecek implantlar bu bükülme kuvvetlerine karşı daha stabil olmaktadır (Misch 2011). Bu görüşe uygun şekilde, mandibulada all-on-4 tedavi tekniğinde implantlar mental foramenler arasına yerleştirilmektedir.

All-on-4 tekniğinde, posteriordaki implantlar genellikle 30° açılıdır; bu açılma, açılı dayanaklarla tolere edilebilmektedir. İmplant açılma maksimum 45° olmalıdır (Özdemir Doğan vd. 2014). Yapılan çalışmada 15° ve 30° distal implant açılmasında benzer gerilme dağılımları görülürken, 45° açılma sahip distal implantların çevresinde yüksek gerilmeler olduğu görülmüştür (Sannino 2015). Bir diğer çalışmada 0°, 15°, 30°, ve 45° açı ile yerleştirilmiş distal implantlarda kuvvet iletim özelliklerini araştırılmıştır; 15° ve 30° açılı distal implantlar, aksiyal implantlarla benzer gerilme modeli gösterirken, 45° açılıya sahip distal implantın çevresinde en fazla baskı yoğunlaşması gözlenmiştir (Begg ve Geerts 2009). Bu çalışmaların sonuçlarından yola çıkılarak distal implantlarda en uygun gerilme oluşturan maksimum açılma miktarının 30° olduğu dikkat çekmektedir.

Distal implantın açılma ile implantlar arası mesafeyi artırarak protezin anteroposterior (AP) mesafesi artırılır (Jensen ve Adams 2009). İmplantın açılı konumlandırılması sayesinde daha uzun implant kullanımına olanak sağlar ve cerrahi risk oluşturmada uygun implant pozisyonuna izin verir. Aynı zamanda oluşturulan üst yapıdaki kantilever uzunluğu da azaltılmış olur (Malhotra vd. 2012). Kantilever kullanımı protez ve implantlarda biyomekanik gerilme oluşumuna neden olur. Kantilever uzunluğu arttıkça implant çevresinde kemik kaybı, protezde vida gevşemesi ya da kırılması gibi başarısızlıklar daha çok görülmektedir (Duyck vd. 2000; Kim vd. 2005). Bu komplikasyonları azaltmak için kantilever uzunluğunun mümkün olduğunca azaltılması önerilir (Ho vd. 2012).

All-on-four tekniğinin endikasyonları (Bhardwaj vd. 2014):

1. Genel sağlık iyi ve kabul edilebilir oral hijyen bulunmalıdır.
2. Dişsiz maksillada kaninler arası minimum kemik genişliği 5 mm ve minimum kemik yüksekliği 10 mm olmalıdır.
3. Dişsiz mandibulada mental foramenler arası kemik genişliği minimum 5 mm kemik yüksekliği minimum 8 mm olmalıdır (Taruna 2014).
4. All-on-four tekniğinde dayanak, alt yapı ve protetik restorasyona yer sağlamak için arklar arası mesafenin en az 15 mm olmalıdır (Misch 2014).
5. Ciddi bir parafonksiyon bulunmamalıdır.
6. Erken yüklemeyi sağlamak için implantlardan yeterli stabilitenin elde edilmelidir (Ho vd. 2012).

All-on-four tekniğinin kontrendikasyonları (Bhardwaj vd. 2014) :

1. Yetersiz kemik hacmi, düzensiz veya ince kemik kreti
2. İmplant yerleştirilmesi ve planlamasını engelleyebilecek artık dişlerin varlığı
3. Cerrahi müdahaleyi zorlaştıracak olan hastalardaki yetersiz ağız açıklığı

All-on-four tekniğinin avantajları (Agliardi vd. 2010; Bhardwaj vd. 2014; Ho vd. 2012; Taruna 2014):

1. Distal implantların açlandırılması, anatomik yapılarının korunmasını sağlar.
2. Açılı posterior implantlar sayesinde daha uzun implantlar ile daha kaliteli kemik ankrajı sağlar.
3. Posterior kantilever uzunluğu kısalmır.
4. İmplant uzunluğunun artmasıyla implant-kemik temas yüzeyi arttığı için greft ihtiyacı elemine edilir.
5. Yüksek başarı oranına sahiptir.
6. Anterior-posterior dayanaklar arası mesafe artar.
7. İmmEDIATE fonksiyon ve estetik sağlar.
8. İmplantların aralıklı yerleştirilmesi temizlemeyi kolaylaştırır ve biyomekanik avantaj sağlar.

9. İmplant sayısının azalması ile maliyet düşer.

All-on-four tekniğinin dezavantajları (Taruna 2014):

1. Cerrahi manipülasyon tecrübe gerektirir.
2. Protetik seçenekler kısıtlıdır.
3. Çok hasas bir tekniktir ve özenle hazırlanmış cerrahi splint gerektirir.
4. Protez için istenen implant yerleşimi, implantların rehber kullanılmadan yerleştirilmesi ile her zaman mümkün olmayabilir.
5. Kantilever uzunluğu belirli sınırın ötesine uzatılamaz.
6. Planlamada değişikliklere açık değildir. Tek bir implantın başarısızlığı bile protetik üst yapının yapılamamasına neden olur.

1.3. Hibrit Protez Yapımında Kullanılan Alt Yapı Malzemeleri

Diş hekimliğinde kullanılan alaşımlar; yeterli klinik performans için uygun fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklere sahip olmalıdır. Dental alaşımların klinik olarak uygunluklarını gösteren bu faktörler arasında, yeterli fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmaları koşulu oldukça önemli bir yere sahiptir.

Hibrit protezlerde alt yapı materyali olarak sıklıkla titanyum alaşımları ve baz metal alaşımları tercih edilmektedir (Anusavice ve Cascone, 2003; Wataha ve Messer, 2004). Soy metallerin yüksek maliyetlerine, yeterli mekanik ve fiziksel özellikleriyle bir alternatif olarak ortaya çıkmıştır (Murphy, Absi, Gregory ve Williams, 2002).

Diş hekimliğinde kullanılan metal alaşımlarını Mc Lean aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır (McLean 1991):

1.3.1. Soy Alaşımlar

Asit korozyonu ve oksidasyona karşı dirençli ve üstün biyolojik uyuma sahiptirler. Yüksek oranda dökülebilirlik ve kolay işlenebilirlik gösterirler. Ancak günümüzde yüksek maliyet dezavantajından dolayı daha çok soy olmayan metal alaşımları tercih edilmektedir (Sakaguchi ve Powers 2012). Dental alaşımların içinde 4 soy metal bulunmaktadır. Bunlar;

1. Altın
2. Palladyum
3. Gümüş
4. Platin'dir (Drago ve Howell 2012)

Bazı araştırmacılar gümüşü soy metaller grubuna sokarken, bazı araştırmacılar gümüşün ağız kavitesinde oksidasyona gösterdiği eğilim nedeniyle diş hekimliğinde soy metal grubunun içinde saymazlar (Philips ve Skinner 1991).

1.3.2. Soy Olmayan Alaşımlar

Doğada kolay bulunan ve elde edilmeleri maddi açıdan ucuz olan metallerdir. Soy olmayan metal alaşımlar yüksek sertlik, bükme dayanımı ve yüksek elastisite modülüne sahiptir (Drago ve Howell 2012).

Krom-kobalt (Cr-Co) alaşımı diş hekimliğinde protetik restorasyonlarda 1930'lerden itibaren tip 4 altın alaşımlarının yerine düşük fiyatı nedeniyle tercih edilmektedir. % 53-68 oranında kobalt, % 25-34 oranında krom içermektedir. Alaşımın yapısında eser element olarak karbon ilavesi alaşımın yapısını güçlendirir ve alaşımda bulunan diğer elementlerle etkileşerek karbidleri oluşturur. Oluşan karbidler sayesinde alaşımın yapısında değişiklikler oluşarak, dökülebilirlik, işleme ve mekanik özellikleri gelişir (McCabe ve Angus Walls 2008). Cr-Co alaşımlarının; düşük maliyet, yüksek sertlik ve gerilme dayanımı gibi avantajlarının yanı sıra, erime derecelerinin yüksek olması, yoğunluklarının düşük olması ve daha fazla oksitlenmesi gibi dezavantajları vardır. Bu olumsuz özelliklerinden dolayı döküm, parlatma ve uyumlama işlemleri daha zordur (Bayraktar ve Turfaner 1997; Bertolotti 1980). Krom-kobalt alaşımlarının biyolojik uyumlulukları ve korozyon dirençleri nikel-krom alaşımlarından daha üstündür (Valega, 1977).

Nikel-krom (Ni-Cr), içeriğinde berilyum elementinin bulunup bulunmamasına bağlı olarak iki grupta incelenebilir. Nikel-krom alaşımların yapısında % 68-80 nikel, % 11.9-26.3 krom, % 0.1-14 demir, alüminyum, berilyum, molibden, mangan, tantalyum gibi elementler bulunmaktadır. 1150°C erime derecesine sahiptir. Nikel dayanıklılık ve sertliği artırırken, krom materyali pasif oksit tabakası oluşturarak korozyonu engeller. Berilyum; akışkanlığı, porselen bağlantısını artırır ve yüksek ısılarda oluşan oksit tabakasını engeller. Molibden eklenmesi, termal genleşme

katsayısının düşürülmesini sağlar. Ni-Cr alaşımlar, yüksek elastik modülüne ve gerilme direncine sahiptir, ayrıca ekonomiktir. Esneme dirençleri ve yoğunlukları soy metallerden daha düşük, döküm sıcaklıkları ise daha yüksektir. Ni-Cr alaşımların korozyon dirençleri kabul edilebilir düzeydedir. Ni-Cr alaşımlarının dezavantajları; dokuda alerjik reaksiyona sebebiyet verebilmesi, marjinal açıklık miktarlarının altın alaşımlar kadar düşük olmaması ve içeriğine bağlı kontrol edilemeyen oksit tabakası nedeniyle metal-porselen bağlantısında sorunlar oluşabilmesidir (Bezzon vd. 1998; Huang vd. 2005).

1.3.3. Titanyum ve Alaşımları

Titanyum düşük elastisite modülü, düşük ağırlık, yüksek seviyede korozyon direnci, yüksek biyouyumluluk, kolay şekillendirilebilme gibi özelliklere sahiptir (Lautenschlager ve Monaghan 1993). Titanyumun erime noktası alaşım elementlerine göre değişmekle birlikte yaklaşık 1668 ° C'dir. Bu sıcaklık dental alanda kullanılan altın alaşımları (yaklaşık 950 ° C) ve kobalt-krom alaşımlarından (yaklaşık 1300 ° C) daha yüksektir. Saf titanyumun mekanik ve fiziksel özellikleri içerisinde bulunan oksijen, karbon, hidrojen, demir ve azot oranına göre farklılıklar göstermektedir. Oksijen bu özellikler üzerinde derin bir etkiye sahiptir: oksijen içeriği ne kadar büyükse titanyum o kadar güçlü, sert ve kırılgan hale gelir. Titanyum tipleri bu açıdan farklılıklar gösterse de, titanyum ve alaşımlarının esneklik modülleri, paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımlarının yaklaşık yarısıdır ve dental protez dökümünde kullanılan altın alaşımlarından biraz daha yüksektir (Koizumi vd. 2019). Ayrıca titanyumun korozyon direnci, paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımlarından daha üstündür. Titanyum, yüzeyinde pasif bir film oluşturan kararlı titanyum oksit (pasifizasyon tabakası) sayesinde mükemmel korozyon direnci gösterir. Bu nedenle titanyum, yüksek biyouyumluluğa sahiptir (Asri vd. 2017).

Titanyum 2 kristal modifikasyona sahiptir. 885°C'ye kadar kapalı altıgen paket yapı (α) ve bu sıcaklığın üzerinde gövde merkezli kübik (β) yapıdır. Genellikle metaller bu hekzagonal yapıdayken kırılgandır ancak titanyum bu yapıda şekillendirilebilir özelliğe sahiptir (Könönen ve Kivilahti 2001). Titanyum alaşımları oda sıcaklığındaki yapılarına göre α , β ve $\alpha + \beta$ tiplerine ayrılmıştır.

Alüminyum, karbon, nitrojen ve galyum elementleri α fazı stabilatörüdür ve α tipi titanyum alaşımları endüstriyel olarak ısıya dayanıklı alaşımlar olarak

kullanılmaktadır (Koizumi vd. 2019). Titanyum alaşımına molibden, kobalt, nikel, niobyum, bakır, palladyum, tantalyum ve vanadyum elementlerinin eklenmesi β -fazının oda sıcaklığında da sürdürülmesini mümkün kılar. β fazı gövde merkezli kübik yapısına sahip olduğundan altıgen paket yapısına sahip olan α fazına göre üstün işlenebilirlik gösterir. β tipi titanyum alaşımları iyi işlenebilirlik ve düşük elastik modül sergiler (Könönen ve Kivilahti 2001). $\alpha + \beta$ titanyum alaşımı, α parçacıklarının β fazında çöktüğü iki fazlı bir alaşımdır. Alüminyum genellikle titanyuma bir α stabilizatörü olarak eklenmesiyle uzama ve tokluktan ödün vermeden alaşımın direncini artırır. Alaşıma bir β -stabilizatör ilavesiyle direnci ve ısı işlem kabiliyeti yüksek bir alaşım elde edilir. Güçlü ve ısıya dayanıklı Ti-6Al-4V alaşımı, havacılık endüstrisinde kullanılmak üzere tipik bir $\alpha + \beta$ alaşımı olarak geliştirilmiştir. Bu alaşım, α stabilizatörü olarak % 6 alüminyum ve β stabilizatörü olarak % 4 vanadyum içerir. Dental alanda da en sık kullanılan titanyum alaşımıdır (Koizumi vd. 2019).

Titanyum saflık derecesine göre; Grade 1, Grade 2, Grade 3 ve Grade 4 olarak isimlendirilmektedir. Alaşımsız olarak isimlendirilen saf titanyumun içeriğinde demir, karbon, oksijen ve nitrojen bulunmaktadır. Bu eser elementler saf titanyumun mekanik özelliklerini yükseltmektedir ve Grade 1 den Grade 4'e doğru mekanik özelliği artmaktadır (Koizumi vd. 2019; Osman ve Swain 2015) (Çizelge 1.1). Diş hekimliğinde genel olarak Grade 2, Grade 4 ve Grade 5 titanyum implantlar kullanılmaktadır (Elias vd. 2008).

Titanyumun 5 çeşit kullanımı vardır(Sidambe 2014);

Tip 1 Saf Titanyum: Kimyasal olarak saf ve yumuşak formda olup; en düşük mekanik dayanıklılık, en yüksek yumuşaklık ve işlenebilirliğe sahiptir.

Tip 2 Saf Titanyum: En az 275 MPa akma dayanıklılığı değerine sahiptir; bu sebepten dolayı endüstriyel kullanım için idealdir ve üstün aşınma direncine sahiptir. Diş hekimliğinde ise genel olarak metal seramik restorasyonlarda kullanılmaktadır.

Tip 3 Saf Titanyum: Üstün korozyon direnci ve dayanıklılığa sahiptir.

Tip 4 Saf Titanyum: Saf titanyum sınıfının içinde en yüksek dayanıklılığa sahip olan titanyum türüdür.

Tip 5 Ti-6Al-4V Alaşımı: % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içerdiğinden; yüksek dayanıklılık ile korozyona ve yorulmaya karşı yüksek dirence sahiptir. % 90 titanyum, % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içermektedir. % 6'lık alüminyum, alaşımın özgül

ağırlığını azaltır ve elastisite modülünü iyileştirir. % 4'lük vanadyum ise ısı iletkenliği azaltmakta ve sertliği arttırmaktadır.

Diğer Tip 5 alaşımları

- Ti-6Al-7Nb: Üstün mekanik özellikleri, yüksek korozyon direnci ve biyouyumluluk nedeniyle eklem protezlerinde ve kemik vidalarında yaygın olarak kullanılmaktadır.
- Ti-5Al-2.5Fe
- Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd
- Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr

Çizelge 1.1. Titanyum tiplerinin gerilme dayanımları

	Çekme Gerilimi (MPa)	Akma Dayanımı (MPa)	Uzama (%)
Tip 1	240	170	24
Tip 2	345	275	20
Tip 3	450	380	18
Tip 4	550	483	15
Ti-6Al-4V Alaşımı	860	780	10
Ti-6Al-7Nb Alaşımı	900	800	10

Titanyum, 15 yılı aşkın süredir, kıymetli alaşımlara göre daha az maliyetli ve biyolojik ortamda iyi tolere edilebilir olması nedeniyle implant üstü protezlerde alt yapı tasarımları için altın dökümlerin alternatifi olarak kullanılmaktadır (Abrahamsson vd. 1998; Örtorp ve Jemt 2004). Mükemmel biyouyumluluk, yüksek korozyon direnci, düşük termal genleşme ve iyi mekanik özellikler göstermektedir (Örtorp ve Jemt 2004). Fakat döküm ısılarının yüksek olması, işlenebilirliklerinin zorluğu, düşük yoğunlukları ve oksidasyona kolayca maruz kalabilmeleri üretimindeki aşamaları zorlaştırmaktadır (Sakaguchi ve Powers 2012).

Titanyum altyapıların freze edilerek elde edilmesinde sıklıkla bilgisayar destekli tarama ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) olarak bilinen üretim teknolojisi kullanılmaktadır (Jorge vd. 2013). Bu sistemlerde bilgisayar tarafından taranan

modelin verileri sayısallaştırılarak bir tasarım elde edilir. Restorasyonun son şeklini gösteren bu tasarıma göre alt yapı, kullanılacak materyal bloktan aşındırılarak elde edilir. Bu sistemler çok yaygın olarak kullanılmasına rağmen, titanyum alt yapının bloktan kesilerek elde edilmesinin zaman alması ve pahalı olması dezavantajıdır (Jorge vd. 2013; Kucey ve Fraser 2000)

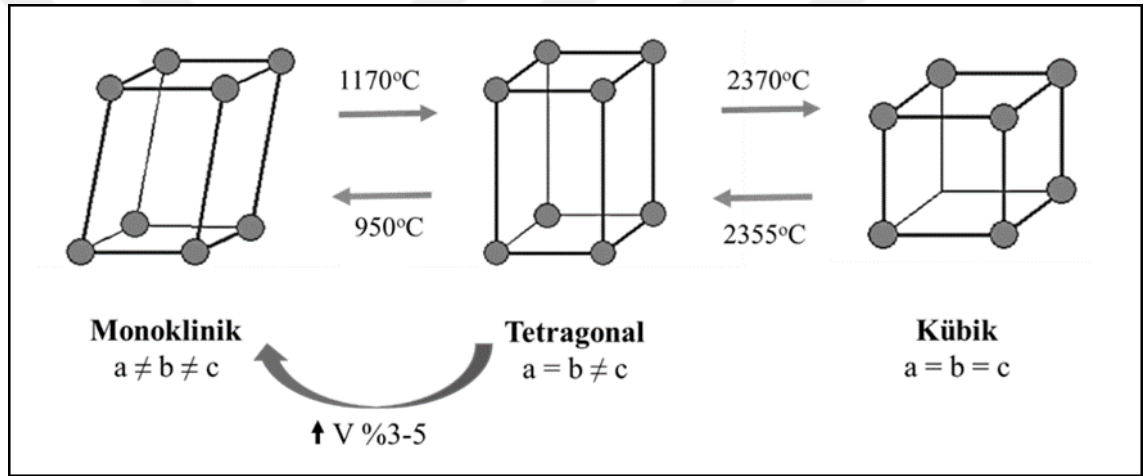
CAM freze sistemi eksiltici (subtractive) olarak tanımlanır ve restorasyon son halini alınca kadar blok kesilerek geri kalan kısım atılmış olur. Bu nedenle madde kaybı çok fazladır. Ekleyici (additive) sistemlerde ise restorasyonun son şekli tabaka tabaka eklenerek elde edilir ve çok daha az madde kaybı olur. Titanyum altyapıların üretiminde kullanılan additive sistem, lazer sinterlemedir. Bu yöntemde yüksek güçte lazer ışını metal toz yatağına odaklanır ve metal tozlarını kaynaştırarak ince bir katı tabaka meydana getirir. Bu tabaka daha sonra aşağı indirilerek üzerine bir tabaka toz serilir ve tekrar kaynaştırılır. Tüm tabakalar tamamlandığında alt yapı makineden çıkarılır, tozdan arındırılır, parlatılır ve ultrasonik temizleyicide temizlenir. Makinede kalan kullanılmayan metal tozlar filtre edilir ve daha sonraki üretimde tekrar kullanılır (Venkatesh ve Nandini 2013).

1.3.4. Zirkonya

Zirkonyum (Zr) ismi arapça zar (altın) ve gun (renk) kelimelerinin birleşimi olan, altın rengi manasına gelen “zargon” sözcüğünden köken almaktadır (Bultan, Öngül, ve Türkoğlu 2010; Karakoc ve Yılmaz 2006). Sembölü “Zr” olan, periyodik cetvelde D grubuna ait bir geçiş elementidir. Atom numarası 40, atom kütlesi 91.22 ve yoğunluğu 6.49 g/cm^3 ’tür. Zirkonyumun ergime noktası $1852 \text{ }^{\circ}\text{C}$, kaynama noktası $3580 \text{ }^{\circ}\text{C}$ ’dir (Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonyum içerisinde %1 ile %3 arasında hafniyum bulunmaktadır. Ancak hafniyumun zararlı etkilerinden dolayı zirkonyumdan ayrıştırılır (Piconi ve Maccauro 1999). Doğada hiçbir zaman saf halde bulunmayıp farklı bileşikler halinde mevcuttur. Ancak saflaştırılarak biyomateryal olarak kullanılabilir. Zirkonyumun ana kaynakları zirkonyum silikat ($\text{ZrO}_2\text{-SiO}_2$, ZrSiO_4) ve zirkonyum dioksit (ZrO_2) mineralleridir. Zirkonyum silikat “zirkon”, zirkonyum dioksit ise “zirkonya, zirkonyum oksit ve baddeleyit” isimleriyle bilinmektedir. Zirkonyum oksit (zirkonya), korozyona dirençlidir ve yüksek çekme dayanımı ile yüksek sertlik özelliklerine sahiptir (Maziero Volpato vd. 2011).

Zirkonyanın biyomateryal olarak kullanımına ilişkin ilk çalışmalar 1960'lı yıllarda başlamış ve biyomedikal uygulamasıyla ilgili ilk makale 1969 yılında yayınlanmıştır (Helmer ve Driskell 1969). Diş hekimliğinde ise 1990'lı yılların başlarında kullanılmaya başlanmıştır.

Zirkonya stabil bir materyal değildir ve ısısal uygulamalar sonrası faz dönüşümleri gözlemlenmektedir. Zirkonya, oda sıcaklığı ve 1170 °C arasında monoklinik fazda (m), 1170-2370 °C arasında tetragonal fazdadır (t) ve 2370 °C üzerinde ise kübik faza (k) geçmektedir. Zirkonyanın tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi esnasında, yaklaşık olarak 0.16 Mpa'lık makaslama gerilimi ve %3-5'lik hacimsel artış olmaktadır (Şekil 1.5). Hacimsel değişiklik ve makaslama gerilimi, sıkıştırıcı streslere ve dönüşen partiküllerin etrafında mikro çatlaklara neden olmaktadır.



Şekil 1.5. Zirkonya fazları

Zirkonyanın tetragonal- monoklinik (t-m) faz dönüşümünün martensitik bir dönüşüm olduğu bilinmektedir. Bu faz dönüşümü sırasında oluşan hacim artışı, stabilize edici oksit kullanılmadığı takdirde seramik çatlaklarının oluşmasına neden olabilmektedir. Stabilize edici oksit olarak seryum oksit (CeO₂), yttrium oksit (Y₂O₃), magnezyum oksit (MgO) ve kalsiyum oksit (CaO) kullanılmaktadır (Bona, Pecho, ve Alessandretti 2015). Parsiyal stabilize ve tam stabilize olmak üzere 2 formu bulunmaktadır.

Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ), multi faz formunda yarı stabilize zirkonyadır. Oda sıcaklığında tetragonal fazda olan kısmi stabilize zirkonya materyali monoklinik faza dönüşmek üzere içerisinde enerji barındırmaktadır (Kim vd. 2010). Y₂O₃ ile kısmen stabilize edilen zirkonya, diğer oksit eklenmiş bileşiklere göre daha yüksek mekanik özelliklere sahiptir. Tetragonal fazda zirkonyayı stabilize edebilmek için materyale

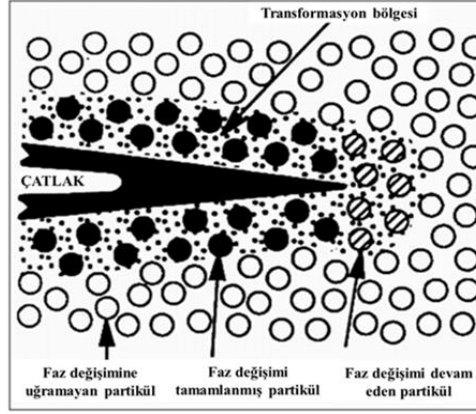
%2-3 oranında yitriyum oksit ilave edilerek dental işlemlerde en çok kullanılan zirkonya olan, yitriyum stabilize zirkonya polikristaller (3Y- TZP) elde edilir (Ashkanani vd. 2008). 3Y- TZP polikristalin materyali yüksek yoğunluk ve düşük porozitede, yaklaşık 1 µm gren büyüklüğünde olan yüksek mekanik özelliklere sahip bir materyaldir, 900-1200 MPa bükülme dayanımına sahiptir. Kırılma dayanıklılıkları lityum disilikat içeren seramiklerin yaklaşık 3 katı, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) seramiklerin ise 2 katı kadardır (Christel vd. 1989; Denry ve Kelly 2008). Oda sıcaklığında, zirkonya tamamıyla tetragonal fazda olduğu için en yüksek sertliğe sahiptir. Sıcaklık 200 °C yükseldiğinde, kristal yapıda dönüşüm gerçekleşerek boyutsal farklılık ortaya çıkar (Ashkanani vd. 2008; Denry ve Kelly 2008; Kim vd. 2010; Malkoç ve Sevimay 2009; Piconi ve Maccauro 1999).

Yttrium oksit dışında başka stabilizatörler de tetragonal zirkonyum polikristallerinin (TZP) stabilizasyonunda kullanılmaktadır. Seryum stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Ce-TZP), Y-TZP'ye göre daha düşük bükülme direnci ve sertlik göstermesine rağmen daha yüksek kırılma tokluğuna (19 MPa/m) sahiptir. Günümüzde diş hekimliği alanında Ce-TZP kullanılmamaktadır ancak alümina eklenen nanokompozit formu olan Ce-TZP/A'nın protetik alanda başarılı olabileceği sonucuna varan çalışmalar mevcuttur (Nawa vd. 1998). Ce-TZP/A içerisindeki Ce-TZP ve alüminanın malzeme içindeki homojen dağılımı çatlak ilerleyişini engeller, zirkonyanın dayanımını korurken sertliğini, bükülme direncini ve termal stabilitesini artırır (Nawa vd. 1998). Ce-TZP/A 19 MPa/m kırılma tokluğu ve 1400 MPa bükülme direnci ile mevcut olan en dayanıklı diş hekimliği seramik malzemesidir (Tanaka vd. 2002).

Saf zirkonya içerisine %5.86 MgO, %13.75 Y₂O₃ ve %7.9 CaO eklendiğinde tam stabil zirkonya elde edilir. Tam stabil zirkonya yalnızca kübik fazda bulunur ve oda sıcaklığından 2500 °C'ye kadar faz değişimi sergilemez. Diş hekimliğinde kullanım alanı olmayan tam stabilize zirkonya arttırılmış sertliği ve ısı değişimlerine karşı olan direnci ile mühendislik seramiği ve endüstride aşındırıcı olarak kullanılır (Ashkanani vd. 2008; Denry ve Kelly 2008; Kim vd. 2010; Piconi ve Maccauro 1999).

Yüksek kuvvetler gibi dış etkenlerin materyal yapısında meydana getirdiği stres, çatlak etrafındaki taneciklerde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme sebep olur. Dönüşümden kaynaklanan hacim genişlemesi çatlakların durdurulmasını sağlar, kırılma dayanımını artırır veya baskı yüzey gerilimlerini indükler (Flinn vd. 2012). Bu

fenomene “dönüşüm sertleşmesi/dönüşüm tokluğu ” denir (Şekil 1.6) (Blatz vd. 2009; Paolantoni vd. 2016). Dönüşüm sertleşmesi mekanizması diğer dental seramiklerde görülmeyip zirkonyaya ait bir özellik olarak bilinmektedir. Bu sebepten kırılma dayanımları diğer seramiklerden daha fazladır (Turp ve Turkoglu 2019).



Şekil 1.6. Çatlak ucunda meydana gelen zirkonya martensitik faz dönüşümünün ve sıkıştırma kuvvetlerinin şematik gösterimi

Faz dönüşümü, zirkonya grenlerinin büyüklüğüne, şekline, bileşimine, stabilize edici oksitin tipine, miktarına ve zirkonyanın üretim işlemlerine bağlıdır (Witek ve Butler 1986). Stabilize edici ajanın miktarı zirkonyanın mikroyapısını ve mekanik özelliklerini dikkate değer şekilde etkilediği için dikkatli bir şekilde kontrol edilmelidir (Hannink, Kelly, ve Muddle 2000).

1.3.5. Polietereterketon (PEEK)

Poliaril eter keton (PAEK) grubunun bir üyesi olan polietereterketon (PEEK); eter ve keton fonksiyonel gruplarıyla bağlantılı aromatik halka ve yarı kristalli doğrusal zincir yapısında olan, termoplastik bir homopolimerdir (Williams 2008). 1990’larda PEEK ortopedi ve travmatolojide metal implantlar için yüksek performanslı termoplastik bir alternatif olarak görülmekteydi (Kurtz ve Devine 2007). 1992’de dental uygulamalar için PEEK ilk önce estetik implant dayanağı (abutment) olarak daha sonra implant olarak kullanıldı (Hearle 2001).

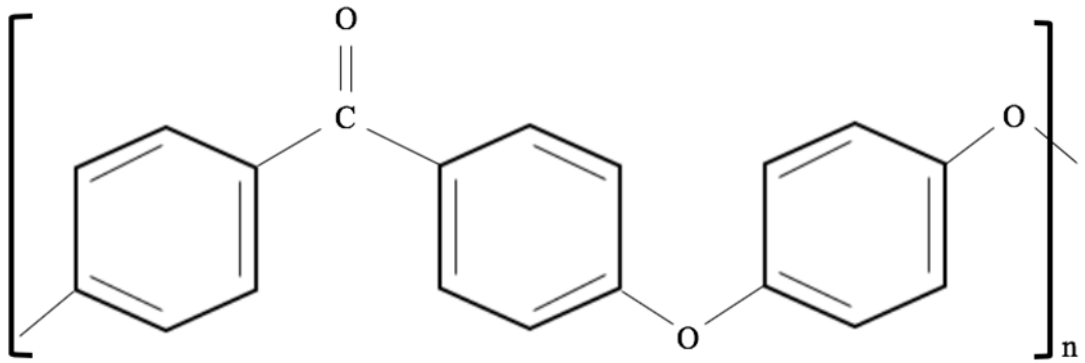
PEEK; solgun amber renkte organik, yarı kristalin, 1,3-1,5 g/cm³ yoğunlukta, termoplastik bir polimerdir. Sahip olduğu aromatik halka, PEEK’in oksidatif ve termal

etkilere ve mekanik kuvvetlere karşı dayanıklı olmasını sağlamaktadır (Stawarczyk vd. 2014). Erime sıcaklığı 350-390 °C arasında değişen PEEK termoplastik rezin formunun maksimum işlem sıcaklığı yaklaşık 250 °C civarındadır. Ayrıca diğer polimerlerle kıyaslandığında kütle kaybına yol açacak termal bozulma derecesi oldukça yüksektir (Patel vd. 2010).

PEEK materyallerinin 3 önemli termal değişim noktası vardır (Kurtz 2012; Kurtz ve Devine 2007):

1. Camı geçiş sıcaklığı (T_g) 143°C
2. Erime sıcaklığı (T_m) 343 °C
3. Akma sıcaklığı (T_f) 390 °C

PEEK, iki eter ve bir keton grubunun tekrarlanan monomerinden oluşan bir hidrokarbon bazlı organik polimerdir. R-O-R olan genel formül eter grubu ve R-C=O-R olan genel formül keton grubunu temsil eder. R ve R, PEEK için benzen halkalarını (C_6H_4) temsil eder (Patel vd. 2010) (Şekil 1.7).



Şekil 1.7. PEEK'in kimyasal yapısı

Eter ve keton momomerleri, bis fenolatların dialkilizasyon tepkimesiyle PEEK'e dönüşür. PEEK sentezindeki bu yol 4,40-difluorobenzophenone ve difenil sülfon gibi polar bir solvent içerisindeki disodyum tuzu arasında 300 °C'de gerçekleşir. Fonksiyonel monomerlerin aminasyon, nitrilizasyon gibi yöntemlerle modifikasyonu mümkündür (Staniland vd. 1992). PEEK, nispeten inert bir polimerdir ve kimyasal, termal ve ışınlama sonrası bozulmaya karşı son derece dirençlidir. PEEK'in birçok kimyasal maddeye karşı oldukça dirençli olduğu bilinmektedir (Bismarck, Hofmeier, ve Dörner 2007) .

PEEK, nükleofilik süstitüsyon yoluyla aromatik dihalidlerden ve bifenolat tuzlarından sentezlenen aromatik, lineer, yarı kristalli bir polimerdir. Amorf PEEK, aynı ana formül ($-C_6H_4-O-C_6H_4-C_6H_4-$)_n temelinde üç viskozite derecesinde (yüksek, orta ve düşük) üretilir. Aromatik halkalar PEEK'i, mekanik güçlere, termal ve oksidatif etkilere karşı dirençli kılar. Yüksek sıcaklık, radyasyon ve ısıyla materyale yapısal bir hasar vermeden sterilize edilebiliyor olması PEEK'i medikal kullanım için kullanışlı bir biyomateryal haline getirmektedir (Rocha vd. 2016) .

PEEK, %30-35 arasında kristaliniteye sahip iki fazlı bir polimerdir. Kristalinite yüzdesindeki artış; elastik modül, akma dayanımı, yoğunluk ve boyutsal stabilitede bir artışa sebep olmakta ve aynı zamanda dayanıklılığın azalmasına neden olmaktadır. PEEK'in içerisinde yer alan amorf fazlar ise malzemeye belirli bir esneklik ve darbe direnci vermektedir (Kurtz ve Devine 2007).

PEEK materyalinin elastik modülü 3-4 GPa olup, insan kemiğine ve dentine yakındır (Wiesli ve Özcan 2015) (Çizelge 1.2). Titanyum ve titanyum alaşımların elastik modülü kemikten belirgin derecede daha yüksektir ve bu da çevre dokular üzerinde bir stres oluşmasına ve başarısızlık yaşanmasına neden olmaktadır (Lee vd. 2012). Doldurucusuz PEEK 100 MPa gerilim direncine sahiptir. Yüksek kırılma direncine rağmen, doldurucusuz PEEK mekanik olarak metal alaşımlara ve seramiklere göre nispeten zayıftır.

Çizelge 1.2. Farklı materyallerin elastikiyet modülleri

Materyal	Elastikiyet Modülü (GPa)
Saf Titanyum	100
Ti-6Al-4V	110
Krom-Kobalt	180-210
Doldurucusuz PEEK	3-4
CFR-PEEK	18
Kortikal Kemik	14
Spongioz Kemik	0.3
Periodontal Ligament	0.05
Dentin	15
Mine	40-83
BioHPP	4

Dental implant materyalleri, özellikle dayanaklar ve üst yapılar için kullanılan PEEK'e katkı maddeleri eklenerek hem kortikal kemik hem de spongios kemik elastik modülüne yaklaştırılabilir. PEEK'i modifiye etmek amacıyla; cam fiberler, karbon, %30 oranında baryum fosfat ($BaPO_4$) veya titanyum dioksit (TiO_2) gibi dolgu parçacıkları kullanılmaktadır. Bu modifikasyonlar ile karbon fiber ilaveli PEEK (CFR-PEEK)'in elastik modülü 18 GPa, cam fiber ilaveli PEEK (GFR-PEEK)'in ise 12 GPa'a çıkartılmıştır (Lee vd. 2012).

Yapılan çalışmalarla PEEK ve PEEK kompozit materyallerinin biyouyumluluğu gösterilmiştir (Katzer vd. 2002). ISO 10993-10-1995'e göre yapılan duyarlılık ve gen toksisite testleri, PEEK materyaline karşı herhangi duyarlılık ve kromozom değişikliği olmadığını göstermiştir. PEEK'in 250 °C sıcaklıkta mekanik dayanımında azalma olduğu çalışmalarda belirtilmiştir. Biyomateryal olarak kullanıldığında sıcaklık yaklaşık 37 °C olduğundan, PEEK'in insan vücudunda fiziksel özelliklerini kaybetmeden uzun süre dayanıklılık gösterdiği kanıtlamıştır (Lee vd. 2012; Sagomonyants vd. 2008). Rivard ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada; PEEK'in in vitro ve in vivo olarak biyouyumlu olduğu, toksik mutajenik etkilere veya klinik olarak anlamlı enflamasyona neden olmadığı bildirilmiştir (Rivard, Rhalmi, ve Coillard 2002).

PEEK'in radyasyon stabilitesi araştırmak için yapılan çalışmada; PEEK'in bozulması 10 megaGray (MGy)'in üzerindeki dozlarda meydana gelse de, bunun tıbbi cihazlar için uygulanan standart sterilizasyon dozlarının (25-40KGy) çok üstünde olduğu görülmüştür. 25–40 KGy gama radyasyonu ile dört defaya kadar tekrarlanan sterilizasyonun PEEK ve PEEK karbon fiber kompozitlerin mekanik özelliklerinde önemli bir değişiklik yapmadığı doğrulanmıştır (Kwarteng ve Stark 1990). PEEK'in radyolüsens yapısı, bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve X-ray gibi görüntüleme teknikleriyle uyumludur (Feerick vd. 2013). Bu özelliğiyle klinik hastalıkların muayene, tanı ve tedavisinde metalik malzemelerle karşılaştırıldığında avantaj sağlamaktadır.

PEEK kompozitleri içeriğindeki biyoaktif materyalin büyüklüğüne göre şu şekilde sınıflandırılabilir (Adem 2018):

1.grup: Nano Doldurucusuz PEEK Kompozit Çeşitleri

- I.Doldurucusuz PEEK
- II.Karbon fiber ilaveli PEEK (CFR-PEEK)
- III.Cam fiber ilaveli PEEK (GFR-PEEK)
- IV.Hidroksiapatit ilaveli PEEK(HA/PEEK)
- V.Stronsiyum ilaveli hidroksiapatit ilaveli PEEK(Sr-HA/PEEK)
- 2.grup: Nano Doldurucu içeren PEEK Kompozit Çeşitleri
 - I.% 20 Nano seramik doldurucu, % 80 PEEK içerikli
 - II.% 20 Titanyum dioksit doldurucu ile % 80 PEEK içerikli
 - III.Nano-Floroapatit doldurucu ile PEEK
 - IV.Nano-Hidroksiapatit doldurucu ile PEEK

PEEK materyali Bredent (Senden, Germany) tarafından dental kullanım için modifiye edilerek ticari adı BioHPP (Bredent GmbH & Co KG, Almanya) olan yüksek performanslı polimer geliştirilmiştir. BioHPP, kısmen kristal polimer matriks içerisinde 0,3-0,5 mm gren boyutundaki homojen dağılım gösteren seramik dolduruculardan oluşmaktadır. Kullanılan seramik doldurucular malzemenin polisajlanabilirliğini arttırmaktadır (Georgiev vd. 2018). BioHPP, yaklaşık %20 seramik doldurucu içerir. Özellikle $0,3\mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'den düşük su çözünürlüğü ve diğer materyallere karşı düşük reaktivitesi nedeniyle alerjisi olan hastalar için uygundur. 4 GPa değerindeki elastik modülü kemiğe yakındır ve dayanak dişe en az kuvvet ileten bir malzemedir (Bechir vd. 2016a; Georgiev vd. 2018) (Çizelge 1.3).

Çizelge 1.3. BioHPP'nin karakteristik fiziksel özellikleri

Mekanik Özellikler (DIN EN ISO 10477)	
Elastik Modülü	4.000 Mpa
Bükülme Direnci	> 150 MPa
Su absorpsiyonu	6.5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Suda çözünme	<0.03 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Diğer Özellikler	
Erime Sıcaklığı	340 °C civarında
Bağlanma Dayanımı	> 25 MPa
Densite	1.3 to 1.5 cm^3
Sertlik (HV)	110 HV 5/20

Bu polimerin protetik diş hekimliğinde diğer polimerlere veya metal içerikli malzemelere tercih edilmesinin sebepleri (Bechir vd. 2016b);

1. Biyouyumlu olması,
2. Şok absorbe edebiliyor olması,
3. Metal içermemesi,
4. Karşıt arktaki dişlerde aşınmaya yol açmaması,
5. Ağız içerisindeyken herhangi bir iyon değişimi ve renk değişimi meydana gelmemesi,
6. Diğer polimerlere kıyasla daha dirençli bir malzeme olması,
7. Yüksek estetik beklentisini karşılayabilecek kişiselleştirilme yapılabilmesidir.

BioHPP Polimerinin Endikasyonları (Zoidis 2018):

1. Tek gövdeli 3 üyeli ve iki gövdeli 4 üyeli köprüler
2. Teleskop kronlar, endokronlar
3. Kişisel/prefabrik ve geçici implant dayanakları ve dayanak kron birleşimi üretimi
4. İmplant destekli hibrit protezlerde altyapı
5. Hareketli bölümlü protez altyapısı.

PEEK; enjeksiyon kalıplama, ekstrüzyon ve sıkıştırma kalıplama teknikleri kullanılarak üretilmektedir. Bu tekniklere alternatif olarak hızlı prototipleme ve CAD/CAM frezeleme, malzeme kalitesinden ödün vermeden hızlı ve yüksek hassasiyette protezler üretilir (Kurtz 2012).

1.3.5.1. Güçlendirilmiş PEEK Materyalinin Dental Alanda Kullanımı

1.3.5.1.1. Hareketli Protezler

Güçlendirilmiş PEEK (BioHPP) ; geleneksel Cr-Co iskeletlerine tat duyarlılığı veya alerjisi olan hastalar için alternatif bir hareketli bölümlü protez alt yapı materyali olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (Zoidis, Papathanasiou, ve Polyzois 2016).

Ancak bu alanda çalışma sayısı az olduğu için BioHPP'den yapılan hareketli parsiyel protezlerde kroşelerin etkinliği konusunda yeterli bilgi bulunmamaktadır.

1.3.5.1.2. Obturatör

BioHPP'nin protetik diş hekimliğinde başka bir kullanım alanı obturatörlerin üretimidir. BioHPP malzeme yüksek biyouyumluluğu ve 1,31 g/cm³ gibi düşük yoğunluğu yanında kırılmaya karşı direnci, kemiğe yakın elastik modülü ve kolay cilalanma özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir (Wiesli ve Özcan 2015).

1.3.5.1.3. Sabit Protezler

Son zamanlarda diş hekimliğinde hastaların artan estetik beklentileri nedeniyle metal içermeyen restorasyonlar önem kazanmıştır. PEEK metalik olmayan renk, düşük ağırlık ve kırılmaya karşı yüksek direncinden dolayı, sabit bölümlü protezler için alternatif bir malzeme olarak kullanılmaktadır.

PEEK materyali; 1383 N'a kadar basma kuvvetlerine dayanabilir. Malzemenin plastik deformasyonu yaklaşık 1200 N'da başlamaktadır. Molar bölgede 900 N'luk maksimum ısırma kuvveti olduğu dikkate alındığında PEEK materyali, kron ve köprü restorasyonları için tercih edilebilir bir alt yapı malzemesi olarak önerilmektedir (Sproesser vd. 2014). Yapılan bir in vitro çalışmada, PEEK materyalinin alt yapı materyali olarak üç üyeli sabit köprülerin yapımı için uygun bir materyal olduğu bildirilmiştir (Stawarczyk vd. 2013).

1.3.5.1.4. İmplant Dayanak Materyali

Güçlendirilmiş PEEK materyali; elastik modülünün kemiğe ve dentine yakın olması, biyouyumluluk, kemiğin yeniden şekillenme sürecini teşvik edebimesi, kırılma tipleri ve estetik özelliklerinden dolayı titanyum ve zirkonya implant dayanağına alternatif olması konusunda yapılan çalışmalar bulunmaktadır (Atsü, Aksan, ve Bulut 2019; Diken Türksayar ve Atsü Sağlam 2021; Najeeb vd. 2016; Tekin vd. 2018).

1.3.5.1.5. İmplant Dayanak Vidası

PEEK dayanaklar üreticilerinin tavsiyesi doğrultusunda, dayanak vidaları 15 Ncm'lik bir tork ile sıkılmalıdır. Günümüzde implant dayanak vidaları, genel olarak titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6Al-4V) alaşımından üretilmektedir. PEEK materyalinden üretilen dayanakların yapısında, yüksek rijitliğe sahip Ti-6Al-4V alaşımından üretilen

vidanın belirtilen değerden fazla bir torkla sıkıştırılması halinde veya ağız içerisindeki çiğneme kuvvetleri nedeniyle kalıcı değişiklikler görülebilmektedir. Yapılan çalışmadan; bu durumun yaşanmaması için, PEEK implant dayanaklar için geleneksel implant dayanak vidalarının PEEK'ten üretilen vidalarla değiştirilmesinin avantaj sağlayacağı bildirilmiştir (Schwitalla vd. 2016). Schwitalla ve ark.larının yaptığı bir çalışmada, PEEK materyalinden üretilen 1,6 mm'lik bir abutment vidasının, en az % 50 oranında fiber takviyesi ile mekanik olarak elverişli bir hale gelebileceği ve PEEK'in diğer kompozitlerinden üretilen vidaların ise daha büyük boyutlarda üretilmesi gerektiği bildirilmiştir (Schwitalla vd. 2016).

1.3.5.1.6. İyileşme Başlığı

Koutouzis ve arkadaşları tarafından yürütülen bir randomize kontrollü klinik çalışmada, PEEK ve titanyum iyileşme başlıkları etrafında kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku inflamasyonu açısından değerlendirildiğinde önemli bir fark olmadığı gösterilmiştir (Koutouzis, Richardson, ve Lundgren 2010). Hahnel ve arkadaşları, PEEK, (ZrO₂), Ti ve polimetilmetakrilat (PMMA) materyalleri üzerindeki mikrobiyal flora tutunmasını karşılaştırdıkları çalışmalarında PEEK üzerinde biriken flora miktarının diğer materyalere kıyasla eşit ya da daha az olarak bulmuşlardır (Hahnel vd. 2015).

1.3.5.1.7. İmplant Üstü Bar Alt Yapı

Mangano ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada; 15 hastaya 60 implant yerleştirilmiş, intraoral dijital ölçü alınmış ve bloktan frezelenerek PEEK bar üretilmiştir. Çalışma sonucunda 15 bardan 12'si (% 80) yeterli bir pasif uyuma sahipken; 15 bardan 3'ü (% 20) yeterli bir pasif uyuma sahip olmadığı belirtilmiştir. İmplantların 1 yıllık sağkalım oranının %100 olduğu bildirilmiştir ve PEEK materyalinin daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmasıyla beraber bar üretimi için metal alaşım kullanımına alternatif olabileceği bildirilmiştir (Mangano vd. 2019). Zoidis ve arkadaşlarının yaptığı bir in vitro çalışmada all on four altyapısı olarak PEEK materyali kullanılmıştır. PEEK materyalinin estetik, biyouyumlu ve kabul edilebilir mekanik özellikleri sayesinde titanyum altyapılara alternatif olabileceği bildirilmiştir (Zoidis 2018).

1.3.5.1.8. İmplant

Titanyumdan yapılmış implantlar biyouyumlu olmaları, yorulma stresine ve korozyona karşı yüksek direnç göstermeleri gibi pek çok avantaja sahiptir. Bunun yanı sıra titanyuma aşırı duyarlılık gelişebilmesi, metalik renginden dolayı özellikle anterior bölgede yaşanan estetik problemler (Schwitalla ve Müller 2013), çevresindeki kemik dokusunun elastik modülüslerinin farklı olması (titanyum 110 GPa, kortikal kemik 14 GPa) (Shapira vd. 2009) ve bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) işlemlerinde uygun görüntü elde edilmesine engel olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Titanyumun bu dezavantajlarından dolayı alternatif olarak önerilen malzemelerden biri, elastik modülü kemikçe çok yakın ve rengi ile estetik problemleri çözebilecek PEEK materyalidir.

Schwitalla ve ark. yaptıkları çalışmada implant materyali olarak titanyum, doldurucusuz PEEK ve CFR PEEK'in biyomekanik davranışını sonlu eleman analizi ile karşılaştırmışlardır. Doldurucusuz PEEK daha yüksek stres dağılımı ve maksimum deformasyon gösterirken, titanyum ve CFR PEEK benzer stres dağılımları göstermiştir (Schwitalla vd. 2015).

1.4. İmplant Üstü Protezlerin Marjinal Uyumu (Pasif ve Vertikal Uyum)

Bir implant destekli protezin implant dayanağı (abutment) ile olan uyumunu; alınan implant ölçüsünün netliği ve protetik yapının üretim hassasiyeti belirlemektedir. Günümüzde protetik üretim aşamalarını standardize eden ve 5 akslı kazıma cihazları sayesinde yüksek hassasiyetle gerçekleştirilebilen CAD/CAM teknolojisi sayesinde, pasif uyumu sağlamak için en önemli aşama netliği yüksek bir ölçünün elde edilmesidir (Algellay 2018).

Vertikal uyum değeri; tüm vidalar sıkıldıktan sonra değerlendirilen parametredir (Cheshire ve Hobkirk 1996). Pasif uyum ise, protetik alt yapının implant, implant dayanağı ve implantı çevreleyen kemik üzerinde, kuvvet ve gerilime sebep olmayan, protez ile implant arasında oluşan bir uyumdur (Jemt ve Lie 1995). Alt yapının tüm yüzeyinin implant dayanağına uygun şekilde teması sağlanarak, implant dayanağı-implant-kemik kompleksine fazladan yükleme yapılması engellenmiş olmaktadır (Buzayan, Rustum Baig, ve Yunus 2014). Pasif uyum, marjinal uyum çalışmalarında

yaygın olarak ele alınan bir parametredir. Pasif uyumun değerlendirilmesinde farklı teknikler kullanılabilir (Çizelge 1.4) (Abduo vd. 2010). Bu yöntemlerden biri olan tek vida testinde; protez üzerinde en distal konumdaki vidanın manuel olarak sıkıştırılıp diğer vidaların gevşetilmesi ile değerlendirilir. İmplant destekli bir protez altyapısının pasif uyumu, fonksiyonel yüklemekten önce implant-protez arayüzünde stressiz, eşzamanlı, çevresel bir temas olarak tanımlanır (De França vd. 2015).

Çizelge 1.4. Pasif uyum değerlendirme yöntemleri

Pasif Uyum Değerlendirme Yöntemleri	
İn-vivo yöntem	İn-vitro yöntem
Parmak Basıncı	Fotoelastik stres analizi
Göz ile muayene	Gerilim ölçüm analizi
Radyograf	Sonlu eleman analizi
Parmak hassasiyeti	Mikroskop
Tek vida testi	Fotogrametrik ölçüm
Vida direnç testi	Kordinat Ölçüm Cihazı ile ölçüm
3 Boyutlu fotogrametik yöntem	Tek vida testi
Basınç gösteren patların kullanımı (elastomerik materyal, mum, vb.)	

İmplantların periodontal ligamente sahip olmaması nedeniyle, okluzal kuvvetler karşısında kemik içerisindeki gömülme miktarları dişlere göre 10 kat daha azdır. Bu stabiliteden dolayı protetik alt yapının uyumsuzluğunu kompanse etme yeteneği doğal dişlerden daha azdır (Baskai 2014). Her ne kadar kusursuz pasif uyumun elde edilmesi ölçü ve protetik üretim aşamalarındaki boyutsal değişimler nedeniyle mümkün gözükme de, implant vakalarında mümkün olan en iyi pasif uyumun sağlanması gerekmektedir (AL-Meraikhi vd. 2018a; Yilmaz, Alshahrani, vd. 2018). Pasif uyumla ilgili bildirilen değerler tartışmalıdır. Bazı araştırmalarda 10 µm ve 25 µm dan az olması gerektiği belirtilirken, bazı çalışmalarda pasif uyumun uzun vadeli klinik komplikasyonlara neden olmayan düzey olarak tanımlayarak, 150 µm'den küçük uyumsuzlukların kabul edilebilir olduğu öne sürülmüştür (Jemt 1992). Çizelge 1.5 de pasif uyumun değerlendirilmesi ile ilgili değerler görülmektedir (Hjalmarsson ve Smedberg 2005; Katsoulis vd. 2014, 2017).

Çizelge 1.5. Uyum ve uyumsuzluk sınıflaması

Uyum/Uyumsuzluk	Vidalar sıkılmadan ölçülen marjinal aralık	Klinik uygunluk
Mükemmel	$0 \mu m$	<i>Teorik</i>
Çok İyi	$<25 \mu m$	<i>3 Üyeli İmplant Destekli Sabit Protez</i>
İyi	$<50 \mu m$	<i>4-9 Üyeli İmplant Destekli Sabit Protez</i>
Orta	$50-100 \mu m$	<i>Tam Ark İmplant Destekli Sabit Protez</i>
Zayıf	$100-150 \mu m$	<i>Uyumsuz</i>
Kötü	$>150 \mu m$	<i>Uyumsuz</i>
Çok Kötü	$>200 \mu m$	<i>Uyumsuz</i>

Protez-implant dayanağı ara yüzünde ortaya çıkan uyumsuzluklar sonrası oluşabilecek komplikasyonlar şunlardır(Chia vd. 2017; Jemt ve Book 1997);

1. Marjinal kemik kaybı
2. Ağrı
3. Gingival enflamasyon
4. İmplant/protez kırığı
5. Dayanak vidası gevşemesi veya kırılması

Horizontal düzlemde ortaya çıkan uyumsuzluklar, implant üstü protez ile implant dayanağı vidası arasında çekme ve bükme gerilimlerine neden olurken; vertikal düzlemdeki uyumsuzluklar birbiriyle karşılıklı temas eden yüzeylerin daha da yakın hale gelmesi sonucu ekstra yüke sebep olması ve implant dayanağı vidasının daha hassas hale gelerek gevşemesi ve kırılmasına sebep olabilmektedir (Chia vd. 2017).

Klinik açıdan kabul edilebilir marjinal vertikal uyum konusunda yapılmış çalışmalar bulunmaktadır (Farina vd. 2012; Katsoulis vd. 2017; Oyagüe vd. 2009; Romero vd. 2000). İmplant üstü sabit protezlerle ilgili yapılan çalışmalarda implant dayanağı seviyesinde protezler için $91 \mu m$ ile $111 \mu m$ uyumsuzluğun en yüksek kabul edilebilir sınır olduğunu belirtmiştir (Jemt ve Book 1997; Papaspyridakos vd. 2016). Yapılan bir diğer çalışmada, $150 \mu m$ düzeyindeki uyumsuzluğun klinik açıdan kabul edilebilir

değer olduğunu belirtilmiştir (Jemt ve Lie 1995). Ancak bu çalışmaların sonuçları teorik ve invitro olarak elde edilmiştir. Carr ve arkadaşlarının hayvanlarda yaptıkları çalışmada; 38µm ile 345µm arasında değişen uyumsuzluğun, marjinal kemik seviyesine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, hiçbir grupta kemik rezorpsiyonu ile karşılaşmadıklarını belirtmişlerdir (Carr, Gerard, ve Larsen 1996). İmplant üstü protezlerin komplikasyona neden olmayacak, klinik açıdan kabul edilir uyum değerleri konusunda tam olarak görüş birliğine varılamamıştır.

Yapılan in vitro çalışmada titanyum altyapıların zirkonya altyapılara göre daha iyi pasif uyuma sahip olduğu gösterilmiştir, ancak gruplar arası farklılıklar anlamlı bulunmamıştır (Fontoura vd. 2018; De França vd. 2015; Katsoulis vd. 2014; Yilmaz, Kale, vd. 2018). Titanyum ve baz metal alaşımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada saf titanyum (Grade 1), Cr-Co ve Ni-Cr-Ti alaşımlarından döküm yöntemiyle üretilmiş tam ark sabit protez altyapılarının pasif ve vertikal uyumları karşılaştırılmış. En iyi uyum saf titanyum ile elde edildiği ve bunu sırasıyla Ni – Cr – Ti ve Co – Cr alaşımları izledi görülmüştür (de Torres vd. 2007). Koizumi ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada saf titanyum, Ni-Cr ve Ag-Pd-Au metallerinden döküm yolu ile üretilen kronların uyumları karşılaştırılmıştır. Titanyum kronların uyumları, Ag-Pd-Au alaşımından yapılanlara kıyasla örneklerin % 19’unda daha üstün,% 43’de eşit ve % 38’inde daha düşük bulunmuştur. Nikel-krom alaşımı ile karşılaştırıldığında saf Ti kronların uyumları, örneklerin % 56’sında daha iyi,% 33’ünde Ni-Cr alaşım ile benzer ve % 7’sinde Ni-Cr alaşımdan daha düşük bulunmuştur (Koizumi vd. 2019).

1.5. Yaşlandırma işlemleri: Dinamik Yükleme, Çiğneme Simülatorü ve Termal Siklus

Restoratif materyallerin zaman içerisinde ağız ortamında kullanımı sonucu fiziksel özelliklerinin değişimlerinin değerlendirilmesi standartizasyon sağlanamaması, maliyet ve uzun zaman gerektirdiğinden, klinik kullanım öncesi in vitro olarak yorulma ve yaşlandırma testlerinin yapılması gerekmektedir. İn vitro testlerin daha kısa bir sürede gerçekleştirilebilir, tekrarlanabilir ve test parametreleri standardize edilebilir olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (Kern, Strub, ve Lü 1999).

İn vitro olarak yaşlandırma işlemleri termal ve mekanik olarak yapılabildiği gibi Sadece termal yaşlandırma, termal döngü işlemi ile yapılabilir. Bu işlem, ağız

ortamında oluşan termal değişikliklere benzer sıcaklık aralıklarında restoratif materyalleri ve dişleri, sıcak ve soğuk su banyolarında, tekrarlayan döngülere tabi tutarak farklı termal genleşme katsayılarının bir sonucu olarak olumsuz sonuçlara yol açabilecek bir yaşlandırma prosedürüdür. Gale ve ark. termal siklus kullanılan 130 çalışmayı değerlendirmiş ve kullanılan sıcaklık değerleri ortalamasının en düşük 5°C, en yüksek 55°C olduğunu bildirmişlerdir (Gale ve Darvell 1999). Çalışmalar incelendiğinde uygulanan termal döngü sikluslarının değerleri hakkında ortak bir karar bulunmadığı görölmektedir. 5 yıllık yaşlandırmaya denk olarak termal döngünün 6000 siklus olduğunu belirten çalışmalar mevcut iken (Kammermeier vd. 2016; Rosentritt vd. 2014, 2015a), Gehrke ve arkadaşları 1 yıllık yaşlandırmaya denk gelecek döngünün 1000 siklus olduğunu bildirmiştir (Gehrke vd. 2015). Bu yaşlandırma işleminin mekanik dayanımı etkileyebileceğı belirtilmiştir (Meling ve Ødegaard 2001; Vásquez vd. 2008).

Mekanik yaşlandırma işlemi ise çığneme simülatörleri kullanılarak yapılabilir. 1957'de Cornell ve arkadaşları üst dişlerin hareketli bir kol üzerine, alt dişlerin ise rijit bir kol üzerine sabitlendiğı bir çığneme makinesini tarif etmiştir (Cornell vd. 1957). 1970'ler boyunca, kuvvet uygulaması ve hareket düzeni açısından çok sayıda yapay aşınma test yöntemi ve makinesi geliştirilmiştir (Craig ve Powers 1976; Dickson 1979; Harrison ve Lewis 1975; Tillitson, Craig, ve Peyton 1971). Daha sonra, oldukça karmaşık simülasyon sistemleri tanıtılmıştır. DeLong ve Douglas çığneme sürecini simüle etmek için servo hidrolik mekanizma ile klinik olarak yönlendirilen bir kuvvet hareketi döngüsünü sağlayan yapay bir oral ortam geliştirmiştir (Douglas vd. 1993). Ancak bu makinede bir seferde yalnızca bir numune test edilebilir ve bu da istatistiksel olarak ilgili numune gruplarının değerlendirilmesini çok zaman alıcı hale getirmektedir. Krejci ve arkadaşları hem termal hem de mekanik yaşlandırma işlemini aynı anda simüle eden bilgisayar kontrollü bir çığneme simülatörü geliştirmiştir (Krejci vd. 1993; Krejci ve Lutz 1990). Bu çığneme simülatöründe uygulanan kuvvetler elektromıknatıslarla kontrol edilirken, bir seferde altı numune test edilebilmektedir. Yakın zamanda, diğer bilgisayar kontrollü çığneme simülatörleri tanıtılmıştır. Dual akslı çığneme simülatörü, bilgisayar ile kontrol edilen ve dikey-yatay yönde kuvvet uygulayabilen bir alettir. Plastik örnek tutucular içerisine örnekler yerleştirilir, çığneme simülatöründeki karşıt mekanizma belirlenen miktarda yatay ve dikey hareket ederek belirlenen çığneme siklusünü yerine getirir. Kuvveti uygulayacak

antagonist uç, çeşitli materyallerden farklı çaplarda üretilebilir (Wassell, McCabe, ve Walls 1994).

Isırma işlemi esnasında kaslardaki aktivasyon yaklaşık her yarım siklus için 0.2-1.5 Hz frekans aralığındadır (Kohyama vd. 2004). Bu nedenle, uygun bir çiğneme sistemini taklit eden bir cihazın tek veya çoklu ekseninde hareket ederken önceden belirlenen kuvvetleri belirli sayıda tekrarlar ile materyale uygulayabilmesi gerekmektedir. Çiğneme simülatöründe oluşturulan 1.3 Hz-1.8 Hz lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilir. Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000-250.000 adet döngü bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir. Araştırmalarda kullanılan, dinamik yüklemeye maruz bırakılan ve 1.200.000 (1.2×10^6) döngü sonunda kırılmadan kalan örnek gruplarının kullanım süreleri 5 yıllık bir klinik ömre eşdeğer olduğu belirtilmiştir (BeuerFlorian vd. 2012; Heydecke, Zhang, ve Razzoog 2001).

Ağız içerisinde oluşan çiğneme kuvvetinin 10 N ve 120 N (Bulut ve Atsü Sağlam 2015; Kohyama vd. 2004) arasında değişen seviyelerdedir. Posterior bölgede maksimum ısırma kuvvetinin 200 N ile 360 N arasında değişmekte olduğunu gösteren çalışmaların yanısıra (Bulut ve Atsü Sağlam 2015; Fontijn-Tekamp vd. 2000; Morneburg ve Pröschel 2002), 250-900 N arasında olduğunu açıklayan çalışmalar da mevcuttur (Lan vd. 2016; Ozer vd. 2018). Ön dişler ile ısırıldığında ulaşılan kuvvet tüm dişler ile ısırıldığında kuvvetin %20'sine ulaşabilmektedir (Bakke 2006). Çiğneme ve yutma sırasındaki fonksiyonel kuvvetler, maksimum ısırma kuvvetinin yaklaşık % 40'ına ulaşabilmektedir (Gibbs vd. 1981). Bireyler arasındaki ısırma kuvveti; denek motivasyonu ve işbirliği, çene kas boyutu, ağrı, ağız açıklığı, yaş, cinsiyet, kraniyofasiyal morfoloji farklılıklarından ve parafonksiyonel alışkanlıklardan dolayı değişim göstermektedir (Bakke 2006). Yapılan çalışmada tek hasta üzerinde gnathodinometre ile yapılan bir ölçümde en yüksek ısırma kuvveti 4430 N olarak kaydedilmiştir ve aynı çalışmada brüksizimi olan hastalarda normal hastalara kadar 6 kat fazla ısırma kuvveti olabileceği bildirilmiştir (Gibbs vd. 1986).

Diş hekimliğinde kullanılan yeni protez dizaynları ve artan estetik beklentiler yeni materyallerin araştırılmasını gerektirmektedir. Litaretür incelendiğinde implant üstü hibrit protezlerde PEEK altyapı materyali ile az sayıda araştırma yapıldığı görülmektedir. Bu amaç doğrultusunda çalışmamız gerçekleştirilmiştir.

1.6. Amaç

Bu çalışmanın amacı güçlendirilmiş PEEK, zirkonya ve titanyum (Ti-6Al-4V) materyallerinden CAD/CAM tekniği ile üretilen implant üstü parsiyel hibrit protez alt yapılarının termomekanik yaşlandırma (120 N kuvvet, 1.6 Hz, 1.200.000 siklus, 5-55°C) işlemi sonrasında sağ kalım oranları, marjinal uyum (pasif ve vertikal uyum), kırılma dayanımları ve başarısızlık tiplerinin değerlendirilmesidir.

1.7. Hipotez

H_0 hipotezi; güçlendirilmiş PEEK, zirkonya ve titanyum materyallerinden elde edilen implant üstü parsiyel hibrit protez alt yapılarının termomekanik yaşlandırma işlemi sonrasında pasif uyum ve vertikal uyum açısından gruplar arasında fark olmayacağı, ve H_1 hipotezi gruplar arasında kırılma dayanımları ve başarısızlık tipleri açısından fark olmayacağıdır.



2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışmada güçlendirilmiş PEEK, zirkonya ve titanyum (Ti-6Al-4V) materyalinden üretilmiş implant üstü parsiyel hibrit protez alt yapıların pasif ve vertikal uyumları stereo mikroskop, kırılma dayanımları universal test cihazı ve kırılma tipleri stereo mikroskop kullanılarak değerlendirilmiştir.

Araştırma Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Prof. Dr. Fuat Sezgin Araştırma Laboratuvarları'nda, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda, Kayseri SetDent CAD/CAM Laboratuvarı'nda ve Kırıkkale Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Kullanılan cihaz ve malzemelerin listesi çizelge 2.1 ve 2.2'de verilmektedir.

Çalışmamızda sırasıyla şu aşamalar izlenmiştir;

1. Çalışma modellerinin elde edilmesi
2. Güçlendirilmiş PEEK, zirkonya ve titanyum altyapıların tasarlanması ve üretilmesi
3. Güçlendirilmiş PEEK ve zirkonya altyapıların rezin siman ile titanyum ara parçalara simantasyonunun yapılması
4. Örneklerin termomekanik yükleme yapılarak çiğneme simülöründe yaşlandırılması, kontrolleri, ve sağ kalım oranlarının belirlenmesi
5. Örneklerin yaşlandırma işlemi sonrası marjinal uyumunun (pasif uyum ve vertikal uyum) stereo mikroskopta incelenmesi ve dijital olarak ölçülmesi
6. Örneklerin kırılma dayanımlarının universal test cihazında belirlenmesi
7. Kırılan örneklerin kırılma tiplerinin belirlenmesi
8. İstatistiksel olarak verilerin değerlendirilmesi

2.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Power analizi (G Power 3.1, Heinrich Heine Üniversitesi). ile 0,81 etki büyüklüğü (f), % 95 güç (1- β err prob) ve 0,5 hata olasılığı ile toplam örnek sayısını 27 (n = 9) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen verilere göre bu çalışmadaki toplam örnek sayısı 30 (n = 10) olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızdaki gruplar şu şekilde oluşturulmuştur (Çizelge 2.3);

1. Grup, titanyum ara parça üzerine simante edilmiş PEEK altyapı
2. Grup, titanyum ara parça üzerine simante edilmiş zirkonya altyapı
3. Grup, titanyum ara parça kullanılmaksızın multi-unit anoloğa uygun olarak tasralanmış titanyum altyapı (kontrol grubu)

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan malzemeler

Malzemeler	Üretici Firma	Lot Numarası
İmplant multi-ünit analoğu	Multi-unit Abutment Plus Replica, Nobel Biocare, İsveç	156468
Akrilik rezin	Technovit 4071 Heraeus Kulzer, Wehrheim, Almanya	K010070
Tarama spreyi	Calida scan spray, Whitepeaks Dental Solutions, Almanya	813
Resin siman DTK adhesive	Bredent GmbH & Co.KG, Almanya	465079
İmplant açık kaşık ölçü postu	Impression Coping Open Tray Multi-unit, Nobel Biocare, İsveç	155329
Multi-ünit abutment	30° Multi-unit Non-engaging NobelReplace, Nobel Biocare, İsveç	12104694
Multi-ünit abutment	Multi-unit Abutment NobelReplace, Nobel Biocare, İsveç	12137292
A tipi silikon ölçü malzemesi	Elite HD+, Zhermack, İtalya	337010
Cerrahi kılavuz	All-on-4 Guide, Nobel Biocare, İsveç	129932
Zirkonya blok	CopranZri, Whitepeaks Dental Solutions, Almanya	L2190925 566-5
Titanyum (Ti-6Al-4V) blok	CopraTi-5 Titanblank Whitepeaks Dental Solutions, Almanya	T50248
PEEK blok	BioHPP; bredent GmbH & Co KG, Almanya	498819
Al₂O₃ kum	Perlablast micro, Bego, Bremen, Germany	46074
Titanyum Snap Coping	Snap coping multi ünited, Titanium, Nobel Biocare, İsveç	13099959
Fontom dişli alt çene modeli	Klas Dental, Ankara, Türkiye	K1-2

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihazlar	Üretici Firma
Laboratuvar Tarayıcısı	CAMcube D15,Kanada
Bilgisayar destekli üretim cihaz	Yenemak D30, Yenadent,Türkiye
Çift ağızlı çiğneme similatörü	SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4, Almanya
Stereo mikroskop	Euromex Nexius Zoom Range, Arnhem, Hollanda
Elektromekanik Universal Test Cihazı	Utest Material Testing Equipment, Ankara, Türkiye

Çizelge 2.3. Çalışma grupları

	Alt Yapı Materyali
1. Grup PEEK	Güçlendirilmiş PEEK
2. Grup Zr	Zirkonya
3. Grup Ti (Kontrol)	Titanyum alaşımı (Ti-6Al-4Va)

2.2. Deney Örneklerinin Hazırlanması

2.2.1. Çalışma Modellerinin Elde Edilmesi

Çalışmamızda anatomik boyutlardaki dişli alt çene plastik model kullanıldı (Klas Dental, Ankara) (Bakitian vd. 2019; Nothdurft, Merker, ve Pospiech 2011; Saker, El-Shahat, ve Ghazy 2016). Modelden 43, 44, 45, 46, 47, 48 nolu dişler çıkarıldı ve kemik kaybını model üzerine yansıtmak amaçlı bu bölgede kret rezorbsiyonuna uygun kazıma yapıldı. Diş boşlukları mum ile kapatıldı. Mevcut bölgeye, all-on-four rehber (All-on-4 Guide, Nobel Biocare, İsveç) kullanılarak 43 nolu bölgeye vertikal, 46 numaralı bölgeye 30 derece açılı implant (Nobel Biocare, İsveç) yerleştirildi. 43 numaralı bölgeye yerleştirilen implant üzerine düz multi-ünit (Nobel Biocare), 46 numaralı bölgeye yerleştirilen implant üzerine 30 derece açılı multi-ünit (Nobel Biocare) takıldı (Şekil2.1).



Şekil 2.1. Plastik alt çene modeline implantların yerleştirilmesi ve multi-ünit implant dayanaklarının yerleştirilmesi

Model üzerine ölçü postları yerleştirildi. Ölçü postları ligatür teli ile bağlandı ve soğuk akrilik rezin ile sabitlendi (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Model üzerine açık ölçü postlarının yerleştirilmesi.

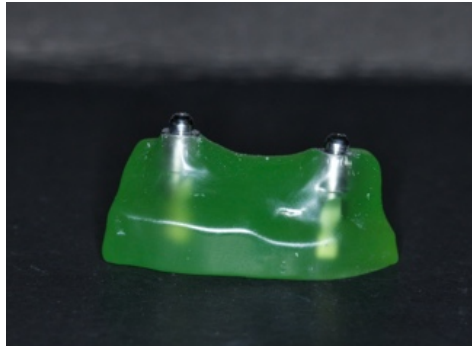
Işık ile serleşen akril ile modele uygun kaşık hazırlanarak A tipi silikon (Elite HD+, Zhermack, İtalya) kullanarak açık kaşık ölçü tekniği ile tek aşamalı ölçü alındı (Şekil2.3).



Şekil 2.3. Akrilik kaşık hazırlanması ve modelden açık kaşık tekniği ile ölçü alınması

Alınan ölçü içerisine multi-ünit analogları sabitlenerek, kemiğe yakın elastik modülüne sahip, kolay dökülebilir, akışkan olmakla beraber polimerizasyon süresi kısa, %5.8’lik düşük hacimsel ve %1.93’lük düşük lineer büzülme oranına sahip, düşük su absorpsiyon özelliği ile dinamik yükleme ve termal siklus deneyleri için uygun bir akrilik rezin (Technovit 4071 Heraeus Kulzer, Wehrheim, Almanya) kullanılarak model elde edildi.

Akrilik rezinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, ölçü postunun vidası gevşetildi ve model ölçüden çıkarıldı. Elde edilen modellerin boyutları çiğneme simülatörü haznesine uygun boyutlarda ayarlandı (Şekil 2.4). Bu şekilde 3 grup için 30 model hazırlandı.



Şekil 2.4. Çalışma modelleri

2.2.2. Güçlendirilmiş PEEK, Zirkonya ve Titanyum Altyapıların Tasarlanması ve Üretilmesi

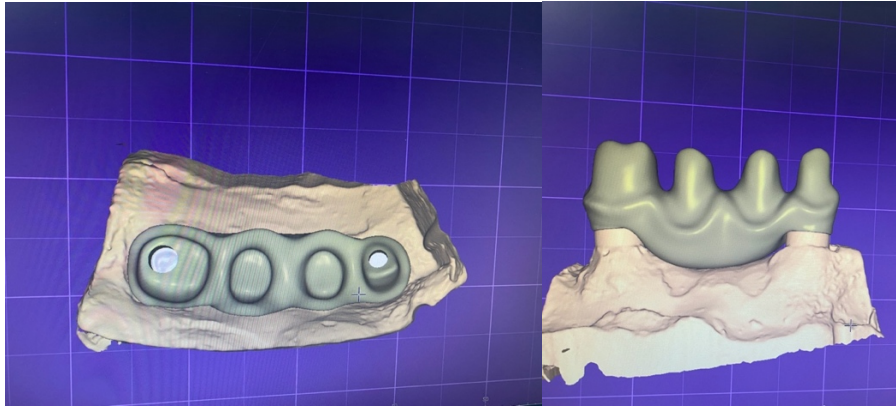
Alt yapıların tasarımı için güçlendirilmiş PEEK ve zirkonya gruplarının modellerine titanyum ara parçalar (Titanyum Snap Coping) vidalandı. Titanyum grubunda ara parça kullanılmaksızın multi-ünit üzerinde tasarım yapıldı. Tarama spreyi (Calida scan spray, Whitepeaks Dental Solutions, Almanya) sıkılan örnekler üç eksenli hassas tarama yapabilen laboratuvar CAD sistemi (CAMcube D15, Kanada) ile taranarak

(Şekil 2.5), Exocad 2.3 Madera programı kullanılarak altyapı tasarımı yapıldı (Şekil 2.6). Altyapı tasarımı yapılırken karşıt çene kapanışı dikkate alındı. Altyapının okluzagingival kalınlığı 9.6 mm, meziodistal uzunluğu 26.2 mm ve bağlantı bölgesinin kesit alanı 25 mm² olacak şekilde tasarım yapıldı (Şekil 2.7).

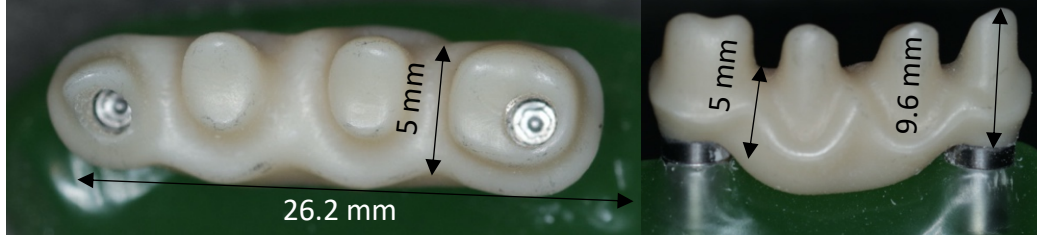


Şekil 2.5. CAMcube D15 Laboratuvar CAD sistemi

Mekanik yaşlandırma işlemi esnasında yükleme ucunun temas edeceği alanı standardize etmek amacıyla, 44 numaralı dişin distali ve 45 numaralı dişin mezialini içine alacak şekilde 6 mm'lik ucun uyum sağlayabileceği bölge oluşturuldu.



Şekil 2.6. Alt yapı tasarımı



Şekil 2.7. Altyapı boyutları

Tasarlanan protez verileri bilgisayar destekli, 5 eksenli kazıma cihazına (Yenemak D30, Yenadent,Türkiye) üretim için aktarıldı (Şekil 2.8); ve PEEK (BioHPP; Bredent GmbH & Co KG, Almanya), zirkonya (CoproanZri, Whitepeaks Dental Solutions, Almanya), Ti-6Al-4Va (CoproTi-5 Titanblank, Whitepeaks Dental Solutions, Almanya) bloklar kullanılarak her grup için 10'ar tane olmak üzere toplamda 30 adet parsiyel hibrit protez alt yapısı üretildi.



Şekil 2.8. Yenemak D30, Bilgisayar destekli kazıma cihazı

2.2.3. Güçlendirilmiş PEEK ve Zirkonya Altyapıların Rezin Siman ile Titanyum Ara Parçalara Simantasyonu

Güçlendirilmiş PEEK ve zirkonya, titanyum ara parçalara (Titanyum snap coping, Nobel Biocare) (Şekil 2.9) simante edilmek üzere firma önerileri doğrultusunda altyapıların iç yüzeyi 2 bar basıncında, titanyum ara parçaların dış yüzeyi ise 3 bar basıncında 110 µm ile 15 mm uzaklıktan 45° açı ile 10 sn boyunca kumlandı. Kumlanan her iki yüzeye de MKZ Primer (Bredent GmbH &Co.KG, Almanya) uygulanarak 30 sn beklendi. Sonra yine her iki yüzeye dual kompozit esaslı yapıştırıcı

DTK adeziv (Bredent GmbH &Co.KG, Almanya) (Şekil 2.10) uygulandı ve 180 sn polimerize edildi. Taşan siman artıkları temizlenerek hibrit dayanaklar hazırlandı (Atsü, Aksan, ve Bulut 2019; Diken Türksayar ve Atsü Sağlam 2021; Musani vd. 2013) (Şekil 2.11).



Şekil 2.9. Titanyum snap coping



Şekil 2.10. DTK Adeziv



Şekil 2.11. Hazırlanmış örnekler (soldan sağa Zirkonya, PEEK ve Titanyum)

Hazırlanan PEEK, zirkonya ve titanyum altyapılar, firma önerisi doğrultusunda 15 N/cm torkla akrilik rezin bloklara gömülü analoglara vidalandı. Torklama işlemi ön yük kaybını önlemek amacıyla 10 dk sonra tekrarlandı.

2.3. Örneklerin Termomekanik Yaşlandırılması

Bütün örnekler yaşlandırma öncesi 72 saat 37 °C distile suda bekletildi. Çalışmamızda 3 gruba ait toplamda 30 örneğe 8 hazneli çift akslı termodinamik çiğneme simülatöründe (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4, Almanya) dinamik yükleme prosedürü uygulanmıştır (Şekil 2.12). Haznelere yerleştirilen tutucu kalıplar, vidalanarak sabitlenmiştir. Sabitlenen örneklerle, posterior bölgedeki fizyolojik kuvvetleri yansıtacak şekilde 120 N yük, dikey ekseninde 6 mm'lik hareket mesafesinde 55 mm/sn dikey eksen hızıyla ve 1.6 Hz frekansta 6 mm çapında paslanmaz çelik uç ile 1.200.000 mekanik yükleme yapılmıştır (Bömicke vd. 2018; Nouh vd. 2019a). Herhangi bir başarısızlık olup olmadığını anlamak için örnekler günde iki kez kontrol edilmiştir.



Şekil 2.12. Çiğneme simülatörü SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4

Dinamik yükleme ile birlikte ağız ortamının ısısal değişimlerini yansıtmak amacıyla termal döngü 60 sn'lik periyodlar halinde 5°C'lik soğuk su ve 55°C'lik sıcak su banyosu uygulamaları şeklinde eş zamanlı uygulanmıştır.



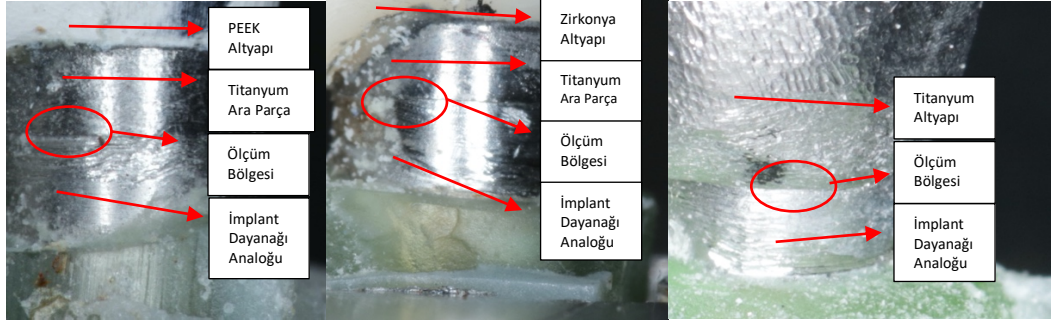
Şekil 2.13. Termomekanik yaşlandırma sonrası (A) PEEK, (B) Zirkonya, (C) Titanyum örnekler

2.4. Örneklerin Yaşlandırma İşlemi Sonrası Sağ Kalım Oranlarının İncelenmesi

Termomekanik yaşlandırma işlemi sonrası stereo mikroskop altında örneklerin sağkalım oranları incelendi.

2.5. Örneklerin Yaşlandırma İşlemi Sonrası Marjinal Uyumunun (Pasif ve Vertikal Uyum) Stereo Mikroskopta İncelenmesi

Örneklerin termomekanik yaşlandırma işlemi sonrası vertikal uyumun değerlendirilmesinde örneklerin her iki vidası da sıkılı durumdayken her implant dayanağının 3 yüzeyinden (bukkal, lingula, mezial/distal) olacak şekilde 9 adet, her örnek için 18 adet ve toplamda 540 adet ölçüm yapıldı. Pasif uyum değerlendirilmesi için mezialdeki vida gevşetilerek mezialdeki implantın 3 yüzeyinden (bukkal, lingula, mezial/distal) olacak şekilde 9 adet toplamda tüm örnekler için 270 adet ölçüm yapıldı. Her bölge için ortalama değer hesaplanarak pasif ve vertikal uyum ölçüldü (Yılmaz, Kale, vd. 2018)(Şekil 2.14, Şekil 2.15). Ölçümler için stereo mikroskop (Euromex Nexius Zoom Range) ile x100 büyütmede fotoğraflar çekildi (Barbosa vd. 2010; de Torres vd. 2007)(Şekil 2.16). Olası hataları engellemek için restorasyonlar ve model hep aynı pozisyonda yerleştirilmiş ve ölçümler aynı kişi tarafından gerçekleştirilmiştir (K.U.E). Marjinal aralığın ölçümü için ImageJ 1.48 (Ulusal Sağlık Enstitüsü, Amerika) programı kullanıldı (Shokry vd. 2010). Programdaki ölçeği kalibre etmek için uzunluğu bilinen iki nokta referans alındı ve programda ölçülen piksel değeri mikrometre cinsinden kalibre edildi (Fontoura vd. 2018) (Şekil 2.17).



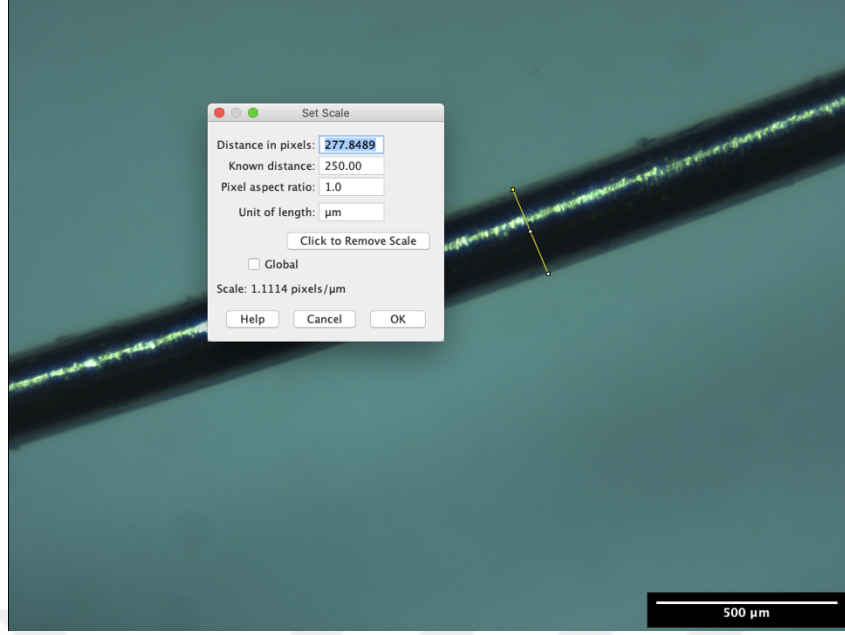
Şekil 2.14. (A)Güçlendirilmiş PEEK (B)Zirkonya (C)Titanyum örnek ölçüm bölgeleri.



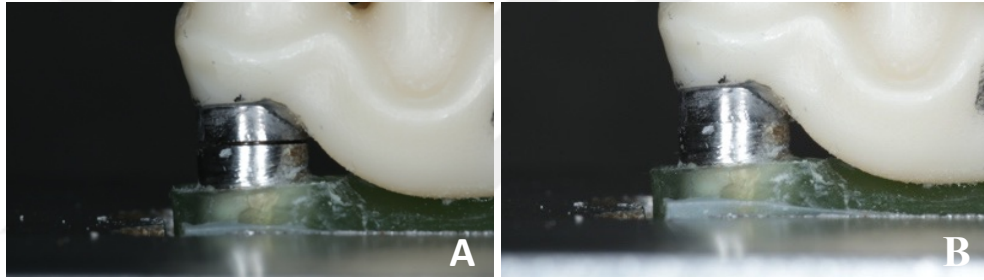
Şekil 2.15. Modellerin ölçüm bölgelerinin gösterimi



Şekil 2.16. Ölçümlerin yapıldığı stereo mikroskop



Şekil 2.17. Görüntü işleme programının ölçüm için kalibrasyonu



Şekil 2.18. (A)Distaldeki tek dayanak vidası torklanarak yapılan pasif uyum ölçümü
(B) Her 2 dayanak vidasının torklanması ile vertial uyum ölçümü

2.6. Örneklerin Kırılma Dayanımlarının Belirlenmesi

Termomekanik yaşlandırma işleminden sonra örnekler statik yük altında elektromekanik üniversal test cihazı (Utest Material Testing Equipment, Ankara, Türkiye) kullanılarak kırılma testi uygulanmıştır (Şekil 2.19). Dinamik yükleme ile uyumlu olarak, aynı noktadan 6 mm çapında paslanmaz çelik uç yardımıyla örnekler, 0.5 mm/dak hız ile sıkıştırma tipi kuvvet uygulayarak kırma testi uygulanmış, değerler Newton (N) cinsinden kayıt edilmiştir. Kuvvetin homojen dağılımını sağlamak amacıyla paslanmaz çelik uç ve örnekler arasına 0.5 mm kalınlığında alüminyum folyo konulmuştur (Şekil 2.20).



Şekil 2.19. Elektromekanik Universal Test Cihazı



Şekil 2.20. Kırma testi sırasında kuvvetin homojen dağılması için örnekler ile kırma ucu arasında 0,5 mm kalınlığında alüminyum folyo kullanılmıştır.



Şekil 2.21. Universal test cihazına yerleştirilen zirkonya örneğin fotoğrafı

2.7. Kırılan örneklerin kırılma tiplerinin belirlenmesi

Kırılan örneklerin kırılma tipleri stereo mikroskopta incelenmiştir. Kırık tipleri ve kırılma bölgeleri fotoğraflanıp benzer sınıflamalar dikkate alınarak 8 farklı tipte sınıflandırılmıştır (Alkharrat vd. 2018; Jin vd. 2019);

Skor1:Desimantasyon

Skor2:Vida kırığı

Skor3:Vida kırığı ile birlikte görülen desimantasyon

Skor4:Altyapıda deformasyon

Skor5: Desimantasyon ile beraber görülen altyapıda deformasyon

Skor6:Vida kırığı ile beraber görülen altyapıda deformasyon

Skor7: Altyapı kırığı

Skor8: Desimantasyon ile beraber görülen altyapı kırığı

2.8. İstatistiksel olarak verilerin değerlendirilmesi

Deneylerin tamamlanmasının ardından, istatistiksel değerlendirme SPSS 15.0 (IBM SPSS Statistic 2013 USA) programı kullanılarak yapılmıştır. Elde edilen verilerin homojen dağılımı Levene testi ile incelenmiştir. Gruplar arası farkın anlamlı olup olmadığı tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirilmiştir. İkili gruplar arası karşılaştırma (çoklu karşılaştırma) ise Tukey post-hoc testi kullanılarak yapılmıştır. $p < 0.05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

3. BULGULAR

Dinamik yükleme ve termal siklus yaşlandırma işlemleri sırasında ve sonrasında hiçbir örnekte vida gevşemesi, altyapı ya da vida kırığı görülmedi. Sadece PEEK alt yapılarda mekanik yaşlandırma ucunun temas ettiği bölgede gözle görülür deformasyonlar görülmüştür (Şekil 3.1). Örneklerin yaşlandırma işlemleri sonrası sağ kalım oranı %100 olarak belirlenmiştir.

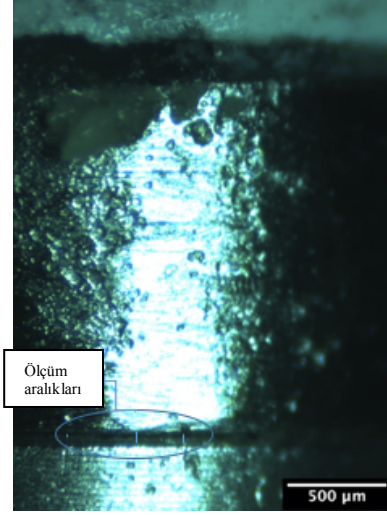


Şekil 3.1. Termomekanik yaşlandırma sonrası deformasyon görülen PEEK örnekler

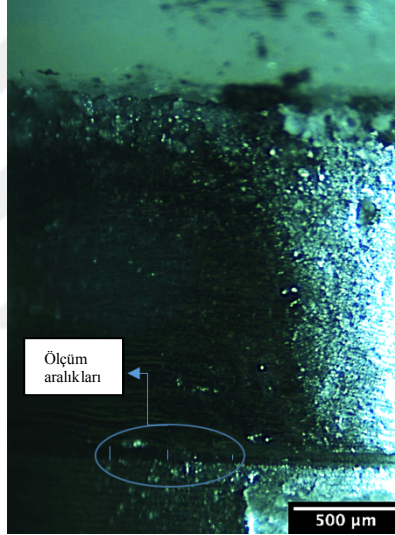
3.1. Termomekanik Yaşlandırma İşlemi Sonrası Marjinal Uyum (Vertikal ve Pasif Uyum) Ölçümleri

3.1.1. Vertikal Uyum

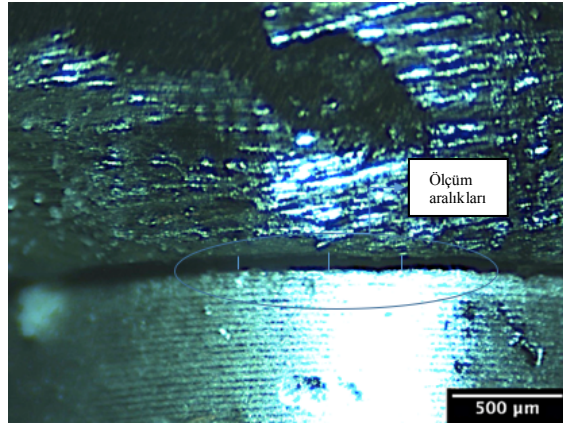
Termal siklus sonrasında her iki vida sıkılı durumdayken örneklerin vertikal marjinal uyumları stereo mikroskopta incelenmiştir. Her implantın 3 yüzeyinden (bukkal-lingual-mezial/distal) olacak şekilde 9 adet, her protez için 18 adet ve toplamda 540 adet ölçüm yapıldı ve her bölge için ortalama değer hesaplanarak vertikal uyum değerleri mikrometre (μm) cinsinden ölçüldü (Şekil 3.2, Şekil 3.3, Şekil 3.4). Tanımlayıcı istatistikler Çizelge 3.1’de gösterilmiştir. Ortalama marjinal açıklık değeri ve standart sapma PEEK grubu için $23.74 \pm 4.62 \mu\text{m}$, Zirkonya grubu için $32.96 \pm 8.71 \mu\text{m}$ ve Titanyum grubu için $52.55 \pm 10.63 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur.



Şekil 3.2. PEEK örneğin vertikal uyumunun değerlendirmek için alınan x100 büyütme stereo mikroskop fotoğrafı



Şekil 3.3. Zirkonya örneğin vertikal uyumunun değerlendirmek için alınan x100 büyütme stereo mikroskop fotoğrafı



Şekil 3.4. Titanyum örneğin vertikal uyumunun değerlendirmek için alınan x100 büyütme stereo mikroskop fotoğrafı

Çizelge 3.1. Grupların vertikal uyum tanımlayıcı istatistikleri (μ) (n=10)

Gruplar	Ortalama	Standart Deviasyon	Standart Hata	Minimum	Maksimum
PEEK	23.75 ^b	4.62	1.46	17.33	29.50
Zr	32.96 ^b	8.71	2.75	19.83	55.00
Ti	52.55 ^a	10.63	3.36	36.16	67.16

**Aynı üst simgeler, farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı anlamına gelir ($p > .05$)*

Levene homojenite testi ile verilerin varyansların homojen olduğu bulunmuştur (Levene istatistliği=3.092, $df1=2$, $df2=27$, $P=.062$). Verilerin gruplar arası istatistiksel karşılaştırılması tek yönlü ANOVA ile değerlendirilmiş ve gruplar arası anlamlı fark tespit edilmiştir ($p<0.001$). Analiz sonuçları Çizelge 3.2’de görülmektedir.

Çizelge 3.2. Grupların vertikal uyum değerleri için tek yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arası	4328.594	2	2164.297	30.862	.000
Grup içi	1893.492	27	70.129		
Total	6222.086	29			

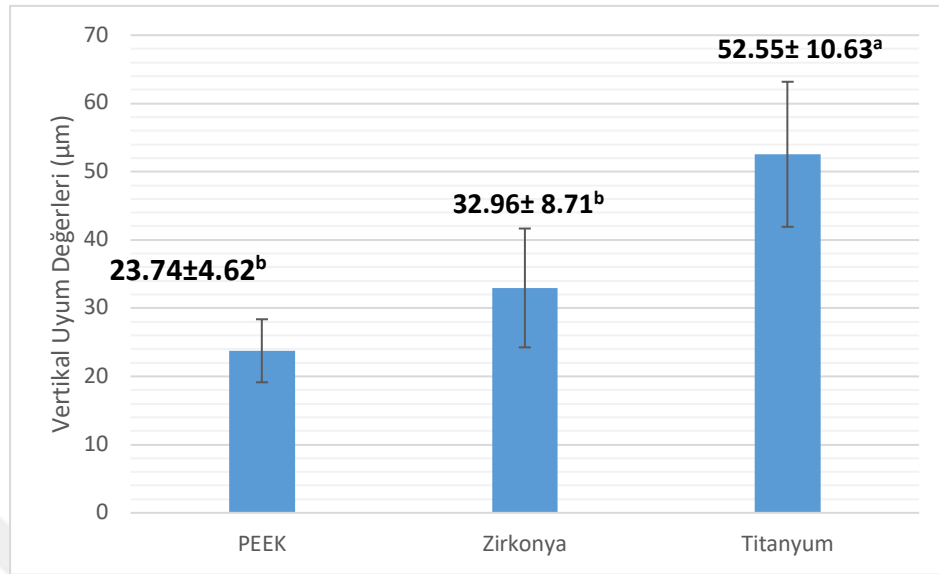
Gruplar arası karşılaştırma Tukey post-hoc testi ile yapılmıştır (Çizelge 3.3). Elde edilen verilere dayanarak, vertikal uyum bakımından Titanyum ve diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0.001$), Zirkonya ve PEEK grupları arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

Çizelge 3.3 Grupların vertikal uyum değerlerinin tukey post-hoc testi

(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	p	95% Güven Aralığı	
					Minimum	Maksimum
PEEK	Ti	-28.80(*)	3.74	.000	-38.09	-19.52
	Zr	-9.21	3.74	.052	-18.50	.06
Zr	Ti	-19.59(*)	3.74	.000	-28.87	-10.30
	PEEK	9.21	3.74	.052	-.06	18.50
Ti	Zr	19.59(*)	3.74	.000	10.30	28.87
	PEEK	28.80(*)	3.74	.000	19.52	38.09

**Gruplar arası fark 0.05 seviyesinde anlamlıdır.*

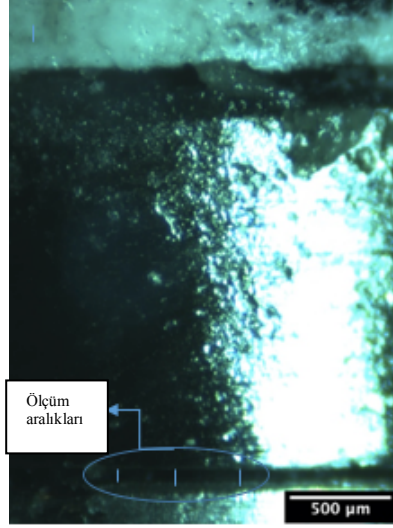
Her grup için elde edilen verilerin ortalama ve standart deviasyonu sütun grafiği ile gösterilmiştir (Şekil 3.5).



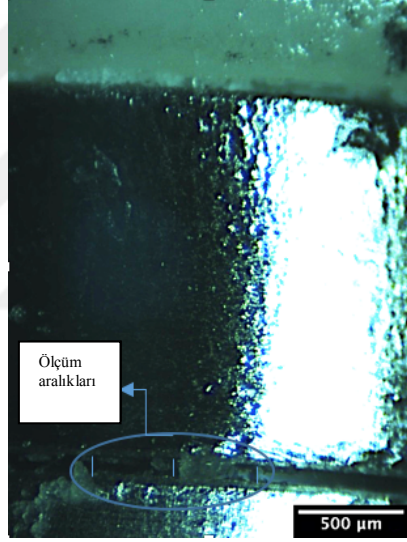
Şekil 3.5. Grupların vertikal uyum ortalama ve standart deviasyon (µm) değerleri

3.1.2. Pasif Uyum

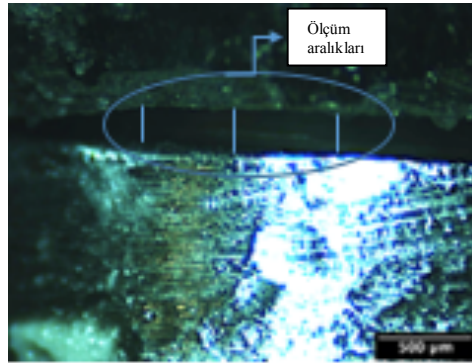
Örneklerin pasif uyum ölçümleri için mezialdeki vida gevşetilerek marjinal uyumları stereo mikroskopta incelenmiştir. Mezialdeki implantın 3 yüzeyinden (bukkal-lingual-mezial/distal) olacak şekilde 9 adet ve toplamda 270 adet ölçüm yapıldı ve her bölge için ortalama değer hesaplanarak pasif uyum değerleri mikrometre (µm) cinsinden ölçüldü (Şekil 3.6, Şekil 3.7, Şekil 3.8). Tanımlayıcı istatistikler Çizelge 3.4’de gösterilmiştir. Ortalama pasif uyum değeri ve standart sapma PEEK grubu için $70,89 \pm 19,64$ µm, Zirkonya grubu için $49,26 \pm 16,21$ µm ve Titanyum grubu için $91,26 \pm 24,20$ µm olarak bulunmuştur.



Şekil 3.6. PEEK örneğin pasif uyumunun değerlendirmek için alınan x100 büyütme stereo mikroskop fotoğraf



Şekil 3.7. Zirkonya örneğin pasif uyumunun değerlendirmek için alınan x100 büyütme stereo mikroskop fotoğrafı



Şekil 3.8. Titanyum örneğin pasif uyumunun değerlendirmek için alınan x100 büyütme stereo mikroskop fotoğrafı

Çizelge 3.4. Grupların pasif uyum değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri (μ m) (n=10)

Gruplar	Ortalama	Standart Deviasyon	Standart Hata	Minimum	Maksimum
PEEK	70.89 ^{ab}	19.64	6.21	39.83	95.50
Zr	49.26 ^b	16.21	5.12	24.33	76.00
Ti	91.26 ^a	24.20	7.65	51.16	132.66

*Aynı üst simgeler, farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı anlamına gelmektedir ($p > .05$)

Levene homojenite testi ile verilerin varyansların homojen olduğu görülmüştür (Levene istatistliği=0.867, $df_1=2$, $df_2=27$, $P=.432$). Verilerin gruplar arası istatistiksel karşılaştırılması tek yönlü ANOVA ile değerlendirilmiş ve gruplar arası anlamlı fark olduğu bulunmuştur ($p<0.001$). ANOVA sonuçları Çizelge 3.5’de görülmektedir.

Çizelge 3.5. Grupların pasif uyum değerleri için tek yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler Toplama	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arası	8822.502	2	4411.251	10.718	.000
Grup İçi	11112.831	27	411.586		
Total	19935.333	29			

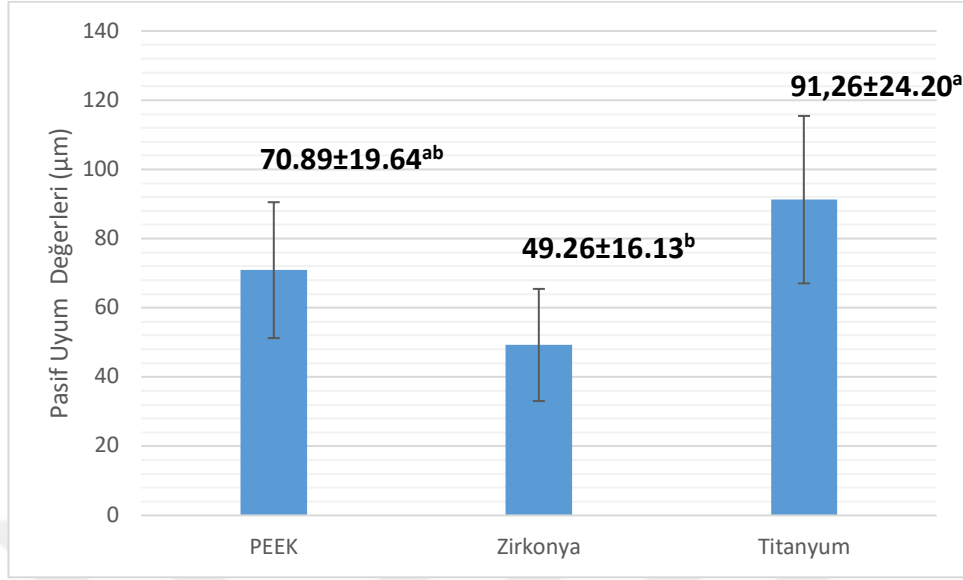
Hangi gruplar arasında fark olduğunun değerlendirmesinde Tukey post-hoc testi ile çoklu karşılaştırmalar yapılmıştır (Çizelge 3.6). Elde edilen verilere dayanarak, pasif uyum bakımından Titanyum ile Zironya grupları arasındaki fark anlamlı bulunurken ($p<0.001$), Zirkonya ile PEEK ve Titanyum ile PEEK grupları arasında istatistiksel olarak ($p<0.05$) anlamlı fark bulunamamıştır.

Çizelge 3.6. Grupların pasif uyum değerlerinin tukey post-hoc testi sonuçları

(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	p	95% Güven Aralığı	
					Minimum	Maksimum
PEEK	Ti	-20.36	9.07	.082	-42.86	2.12
	Zr	21.63	9.07	.061	-.86	44.12
Zr	Ti	-41.99(*)	9.07	.000	-64.49	-19.50
	PEEK	-21.63	9.07	.061	-44.12	.86
Ti	Zr	41.99(*)	9.07	.000	19.50	64.49
	PEEK	20.36	9.07	.082	-2.12	42.86

*Gruplar arası fark 0.05 seviyesinde anlamlıdır.

Her grup için elde edilen veriler sütun grafiği ile gösterilmiştir (Şekil. 3.9).



Şekil 3.9. Grupların pasif uyum ortalama ve standart deviasyon (µm) değerleri

3.2. Kırılma Dayanımı Test Bulguları

Universal test cihazında, örneklere kırılma meydana gelene kadar statik kuvvet uygulanmış ve kırılma değerleri Newton (N) cinsinden elde edilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler Çizelge 3.7’de gösterilmiştir. Ortalama kırılma değerleri ve standart sapma PEEK grubu için $3.448.99 \pm 486.57$ N, Zirkonya grubu için $7.318.70 \pm 1385.12$ N ve Titanyum grubu için $14.800.20 \pm 3442.29$ N olarak bulunmuştur.

Çizelge 3.7. Grupların kırılma dayanımı tanımlayıcı istatistikleri (N) (n=10)

Gruplar	Ortalama	Standart Deviasyon	Standart Hata	Minimum	Maksimum
PEEK	3.448.99 ^c	486.57	153.86	2.696.83	4.305.12
Zr	7.318.70 ^b	1.385.12	438.01	5.266.17	9.600.71
Ti	14.800.20 ^a	3.442.29	1.088.55	11.738.56	23.781.68

*Farklı üst simgeler, istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu anlamına gelir ($p < 0.05$)

Levene homojenite testi (Levene istatistliği=2.560, $df1=2$, $df2=27$, $P=.096$) ile varyansların homojen olduğu görülmüştür. Verilerin gruplar arası istatistiksel

karşılaştırılması tek yönlü ANOVA ile değerlendirilmiş ve gruplar arası anlamlı fark tespit edilmiştir ($p<0.001$). Analiz sonuçları Çizelge 3.8’de görülmektedir.

Çizelge 3.8. Grupların kırılma dayanımı değerleri için tek yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arası	665990116.519	2	332995058.259	71.332	.000
Grup içi	126042496.272	27	4668240.603		
Total	792032612.791	29			

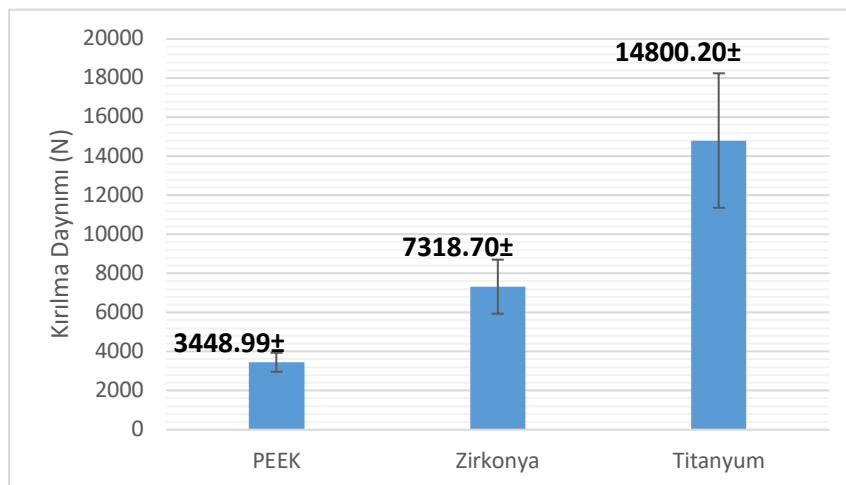
Gruplar arası farklılığın değerlendirilmesinde post-hoc Tukey testi yapılmıştır (Çizelge 3.9). Tüm grupların kırılma değer ortalamalarının istatistiksel olarak birbirinden farklılık gösterdiği bulunmuştur ($p<0.001$).

Çizelge 3.9. Grupların kırılma dayanımı değerlerinin post-hoc Tukey testi

(I)Gruplar	(J)Gruplar	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	p	95% Güven Aralığı	
					Minumum	Maksimum
PEEK	Ti	-11351.19*	966.25	.000	-13756.94	-8955.44
	Zr	-3869.70*	966.25	.001	-6265.45	-1473.95
Zr	Ti	-7481.49*	966.25	.000	-9877.24	-5085.74
	PEEK	3869.70*	966.25	.001	1473.95	6265.45
Ti	Zr	7481.49*	966.25	.000	5085.74	9877.24
	PEEK	11351.19*	966.25	.000	8955.44	13746.94

* Gruplar arası fark 0.05 seviyesinde anlamlıdır.

Grupların kırılma dayanım değerleri ortalamaları ve standart deviasyonları sütun grafik ile verilmiştir (Şekil. 3.10).



Şekil 3.10. Grupların kırılma dayanımı ortalama ve standart deviasyon değerleri (N)

3.3. Kırılma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Statik yükleme sonrası örneklerin kırılma tipleri incelenmiş ve Çizelge 3.10'te sayıları ve yüzdeleri verilen değerler bulunmuştur.

Çizelge 3.10. Örneklerin kırılma tipleri

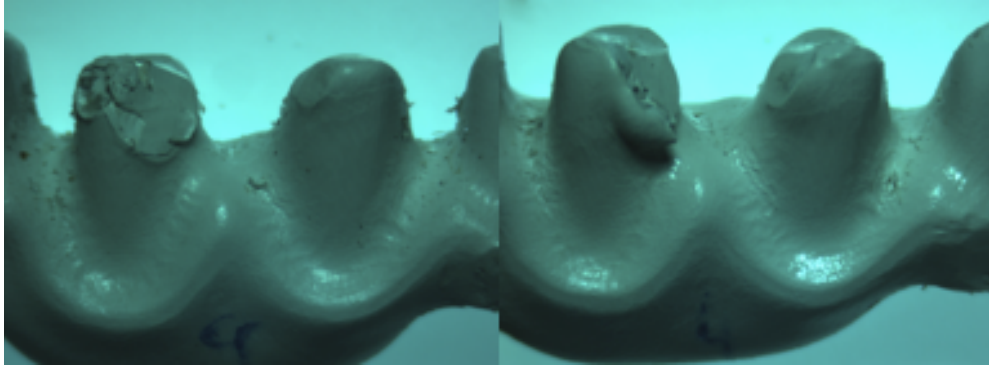
Gruplar	Skor 1	Skor 2	Skor 3	Skor 4	Skor 5	Skor 6	Skor 7	Skor 8
	n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	n(%)
PEEK	2(%20)	2(%20)	2(%20)		3(%30)	1(%10)		
Zr							3(%30)	7(%70)
Ti				3(%20)		7(%70)		

Skor1:Desimantasyon, Skor2:Vida kırığı, Skor3:Vida kırığı ile birlikte görülen desimantasyon, Skor4:Altyapıda deformasyon, Skor5: Desimantasyo ile beraber görülen altyapıda deformasyon, Skor6: Vida kırığı ile beraber görülen altyapıda deformasyon, Skor7: Altyapı kırığı,Skor8: Desimantasyon ile beraber görülen altyapı kırığı

PEEK grubunda 2 örnekte desimantasyon (%20), 2 örnekte vida kırığı (%20), 2 örnekte vida kırığı ile birlikte görülen desimantasyon, 3 örnekte desimantasyon ile beraber görülen altyapıda deformasyon (%30), 1 örnekte vida kırığı ile birlikte görülen altyapıda deformasyon (%10) görülmüştür. Hiçbir örnekte altyapı kırığı görülmemiştir (Şekil 3.11, Şekil 3.12).

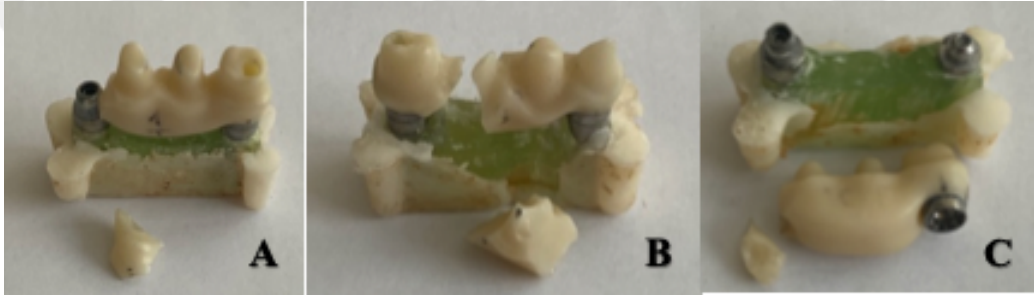


Şekil 3.11. (A) PEEK altyapıda görülen vida kırığı ile beraber görülen altyapıda deformasyon (Skor 6), (B)PEEK altyapıda görülen vida kırığı (Skor2), (C) PEEK altyapıda görülen desimantasyon beraber görülen altyapıda deformasyon (Skor5)

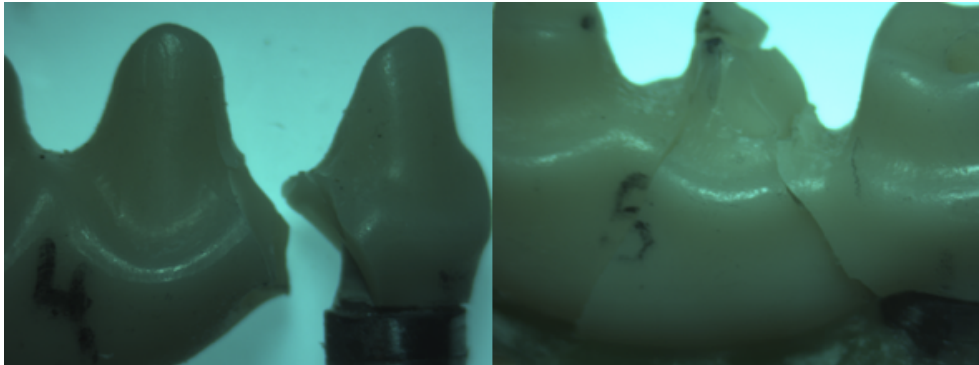


Şekil 3.12. Termomekanik yaşlandırma sonrası stereo mikroskop altında incelenen PEEK örnekler

Zirkonya grubunda 3 örnekte altyapı kırığı (%30) ve 7 (% 70) örnekte desimantasyon ile beraber görülen altyapı kırığı görülmüştür (Şekil 3.13,Şekil 3.14)



Şekil 3.13. (A) Zirkonya altyapıda görülen desimantasyon ile beraber görülen altyapı kırığı (Skor8), (B)Zirkonya altyapıda görülen kırık (Skor6), (C) Zirkonya altyapıda görülen desimantasyon ile beraber görülen altyapı kırığı (Skor8)

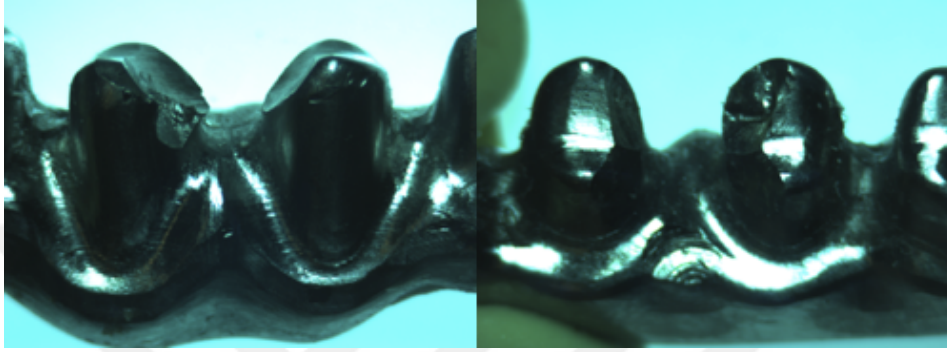


Şekil 3.14. Termomekanik yaşlandırma sonrası stereo mikroskop altında incelenen Zirkonya örnekler

Titanyum grubunda, 3 örnekte altyapıda deformasyon (%30) ve 7 örnekte vida kırığı ile beraber görülen altyapı deformasyonu görülmüştür (%70) (Şekil 3.15, Şekil 3.16).Titanyum grubunda hiçbir örnekte altyapı kırığı görülmemiştir.



Şekil 3.15. (A)Titanyum örnekte görülen altyapı deformasyonu (Skor4), (B) ve (C) Titanyum örnekte görülen vida kırığı ile birlikte altyapı deformasyonu(Skor6)



Şekil 3.16. Termomekanik yaşlandırma sonrası stereo mikroskopta incelenen titanyum örnekler

Çizelge 3.11. Grupların ortalama pasif ve vertikal uyum değerleri (μm), kırılma değerleri (N) ve kırılma tipleri

Gruplar	Pasif Fit $\pm$ SD (μm)	Vertikal Fit $\pm$ SD (μm)	Kırılma Dayanımı $\pm$ SD (N)	Kırılma Tipleri							
				Skor1	Skor2	Skor3	Skor4	Skor5	Skor6	Skor7	Skor8
PEEK	70.89 ^{ab} $\pm$ 19.64	23.75 ^b $\pm$ 4.62	3.448.99 ^c $\pm$ 486.57	2 (%20)	2 (%20)	2 (%20)		3 (%30)	1 (%10)		
Zr	49.26 ^b $\pm$ 16.21	32.96 ^b $\pm$ 8.71	7.318.70 ^b $\pm$ 1385.12							3 (%30)	7 (%70)
Ti	91.26 ^a $\pm$ 24.20	52.55 ^a $\pm$ 10.63	14.800.20 ^s $\pm$ 3.442.29				3 (%30)		7 (%70)		



4. TARTIŞMA VE SONUÇ

Dental implantolojide planlama, tedaviden önce mevcut klinik zorluğun tespit edilmesini ve tedavi sonrası nihai sonuçların öngörülmesini içerir. Protez planlaması yapılırken implant pozisyonları, implant platformu ile karşıt oklüzyon mesafesi gibi parametreler gözden kaçırılmamalıdır (Egilmez vd. 2015; Misch 2014; Tourah, Moshaverinia, ve Chee 2014). Hibrit protez planlamasında; protez altyapı materyali ve arklar arası mesafe, uygun restorasyon seçiminde önemli bir rol oynar. Konvansiyonel implant destekli sabit protezler için en fazla 13–15 mm boşluk önerilmiştir (Misch 2014). Arklar arası mesafe daha fazla olduğunda hibrit restorasyonlar önerilmektedir (Egilmez vd. 2015; Misch 2014; Pjetursson vd. 2012). Hibrit protezler vertikal mesafesi artmış vakalarda hem yumuşak dokunun hem de dişlerin rehabilitasyonunu sağlamakta ve artmış kron-kök oranında sabit protezin olası biyomekanik dezavantajlarını önlemektedir (Misch 2014). Travma ve uzun süreli dişsizlik sonucu oluşan parsiyel kemik kayıplarında da hibrit protezler parsiyel olarak kullanılabilir (Egilmez vd. 2015; Zhuang vd. 2018). İmplant destekli sabit protez tedavisinde dikkate alınması gereken bir diğer önemli husus altyapı materyalidir. Altyapılar, geleneksel yüksek soy metal alaşımlarından, titanyum veya baz metal alaşımlarına kadar değişen yelpazede üretilebilirler. Buna ilaveten, zirkonya ve PEEK alt yapıları ümit verici bir alternatif olarak önerilmektedir (Priest, Smith, ve Wilson 2014; Zoidis 2018). Metal altyapıların; aşırı duyarlılık, metalik renginden dolayı yaşanan estetik problemler (Schwitalla ve Müller 2013), bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) işlemlerinde uygun görüntü elde edilmesine engel olması, titanyum dışında baz metal kullanıldığında protez ağırlığının artması gibi problemlerinden dolayı metal içermeyen, biyolojik uyumlu, estetik altyapı ihtiyacı oluşmuştur. Zirkonya ve PEEK altyapılar titanyum ve diğer metal altyapıların (Cr-Co, Cr-Ni) bu dezavantajlarına karşı avantaja sahiptirler (Priest, Smith, ve Wilson 2014; Zoidis 2018). PEEK altyapılar ise daha hafif olması, elastik modülünün kemiğe daha yakın olması, radyografilerde radyolüsent görüntü vermesiyle (Feerick vd. 2013; Rahmitasari vd. 2017; Sinha vd. 2017) zirkonya altyapılara karşı avantaj sağlamaktadır. İmplant destekli hibrit protezlerin üretimi sırasında bir diğer önemli faktör, altyapının pasif bir şekilde oturmasıdır. Pasif uyumun olmadığı durumlarda implant çevresinde kemik kaybı, vidaların gevşemesi veya implant dayanağı veya

implantın kırılması gibi mekanik veya biyolojik komplikasyonlar bildirilmiştir (Drago ve Howell 2012; Misch 2014; Zaghoul ve Younis 2013).

Hibrit protez altyapı dizaynları bar şeklinde olabildiği gibi prepare edilmiş diş formunda da olabilirler (Toronto köprüler) (Montero, de Paula, ve Albaladejo 2012; Nematollahi, Alikhasi, ve Beyabanaki 2018; Tan vd. 1993). Bu planlamada restorasyonlar altyapının üzerine tek kron veya köprü olarak simante edilmektedir. Bu tasarımın tamir kolaylığı, estetik üstünlüğü bulunmasına ilaveten implant konum ve açısının estetiği etkilememesinden dolayı, kemik greftlemesine gerek kalmadan kemiğin daha uygun olduğu bölgeye implantın yerleştirilmesini sağlar. Bu avantajıyla implantın başarı oranını da arttırmaktadır (Salenbauch ve Langner 1998).

Çalışmamızda güçlendirilmiş PEEK, zirkonya ve titanyumdan üretilmiş prepare edilmiş diş formu içeren parsiyel hibrit protez alt yapılarının termomekanik yaşlandırma işlemi (1.2×10^6 siklus, 120 N, 5- 55°C) sonrası sağ kalım oranları, pasif ve vertikal uyumları ile kırılma dayanım ve tipleri araştırılmıştır. Çalışmamız sonucunda, yaşlandırma işlemi sonrası pasif uyum ve vetikal uyum karşılaştırıldığında gruplar arası fark olmayacağını savunan H_0 hipotezi ve yaşlandırma işlemi sonrası kırılma dayanımları ve başarısızlık tiplerinde farklılık göstermeyeceğini savunan H_1 hipotezi reddedilmiştir.

Zirkonya; estetik, yüksek biyouyumluk, düşük plak birikimi ve üstün mekanik özellikleri sayesinde dental alanda sıklıkla sabit protezlerde kullanılmaktadır (Denry ve Kelly 2008). Günümüzde estetik restorasyonlara artan talep, zirkonya altyapıların metal altyapılara alternatif olarak öne çıkmasını sağlamıştır. Zirkonya, 900-1.400 MPa eğilme mukavemetine ve 10 MPa / m²e kadar kırılma tokluğuna sahip olmasıyla implant dayanak materyali olarak anterior bölgede, implant üstü protezlerde anterior ve posterior bölgede tek ve çok üyeli restorasyonlar için giderek daha fazla kullanılmaktadır (Kollar vd. 2008). Hibrit protezlerde altyapı malzemesi olarak bar alt yapı dizaynında kullanıldığı pek çok çalışma bulunmaktadır (Fontoura vd. 2018; Sirandoni vd. 2019; Yilmaz, Kale, ve Johnston 2018).

Zirkonya altyapıların metal altyapılar karşısında estetik özellikleri dışında bir diğer avantajı; önceden sinterlenmiş ZrO₂ bloğundan kazıma yapıldığında; bloğun tebeşir benzeri dokusu olduğu içim frezeleme işlemi metal bloktan frezelemekten daha az zaman alması (Beuer vd. 2009) ve kazıma cihazlarının elmas frezelerinde daha az aşınmaya neden olmasıdır (Katsoulis vd. 2014). Ancak ön sinterlenmiş bloktan

kazınacak altyapı, kazıma işlemi bittikten sonra son sinterleme işlemi sırasında zirkonyanın hacimsel büzülmesini (%25) telafi etmek için büyütülmüş bir şekilde frezelenmelidir. Zirkonyanın estetik, mekanik ve biyolojik özellikleri göz önünde bulundurarak çalışmamızda araştıracağımız altyapı materyallerinden biri olarak seçilmiştir.

Tek parçalı zirkonya implant dayanağının en zayıf noktası, dinamik yük altındaki vida başının çevresi ve statik yük altındaki internal bağlantı bölgesidir. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için zirkonya altyapılar titanyum ara parça kullanılarak üretilmektedir. Yapılan çalışmalar titanyum altyapılı zirkonya dayanakların tek parça zirkonya dayanaklardan daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğunu göstermektedir (Ferrari, Vichi, ve Zarone 2015; José Eduardo vd. 2016; Stimmelmayer vd. 2013). Çalışmamızda bu nedenle zirkonya grubunda titanyum ara parça (titanyum snap coping) kullanılmıştır.

Estetik üstünlüğü nedeni ile titanyum dayanaklara alternatif olabileceği düşünülen bir diğer altyapı materyali PEEK'tir. PEEK'in estetik dışında düşük ağırlık, kemiğe yakın elastisite modülü, şok absorpsiyon yeteneği, metal içermemesi, yüksek biyouyumluluğu, düşük plak birikimi ve korozyona direnci gibi özellikleri implant üstü sabit protez geçici ve daimi implant dayanak materyali olarak araştırılmasına neden olmuştur (AL-Rabab'ah vd. 2019; Rahmitasari vd. 2017; Zoidis 2018). Yapılan in vitro çalışmalarda implant dayanak materyali olarak titanyum alt yapılarla (Ti-base) kullanıldığında anterior bölgede ağız ortamında oluşabilecek kuvvetleri karşılayabileceği bulunmuştur (Atsü, Aksan, ve Bulut 2019; Bechir vd. 2016b; Diken Türksayar ve Atsü Sağlam 2021). Güçlendirilmiş PEEK (BioHPP) ve titanyum implant dayanaklarının kullanıldığı bir in vivo çalışmada; implant yerleştirilmesi sonrası immedat yükleme yapılarak implant çevresi bölgedeki doku cevabının insan ve hayvanlarda bir yıllık kontrolü yapılmıştır. İnsan deneyi ile; seramik ile güçlendirilmiş PEEK (BioHPP) dayanaklardan elde edilen sondlama değerleri ve kanama ölçümleri konvansiyonel dayanaklardan daha iyi sonuç verdiği ve yumuşak doku iyileşmesinin herhangi bir engel olmaksızın gerçekleştiği gösterilmiştir. Çalışmanın hayvan deneyinde ise; dayanak çevresindeki yumuşak doku stabilitesinin, PEEK(BioHPP) dayanaklar ile tedavi edilen olgularda daha belirgin olduğu belirtilmiştir (José Eduardo vd. 2016). Bununla birlikte daimi implant dayanak materyali olarak kullanımı için daha fazla in vitro ve klinik çalışma gereklidir (Atsü,

Aksan, ve Bulut 2019; Diken Türksayar ve Atsü Sağlam 2021). Hibrit protezlerde alt yapı materyali olarak kullanımı ile de sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (de Araújo Nobre vd. 2020; Maló vd. 2018; Sirandoni vd. 2019). Estetik ve fiziksel özellikleri göz önünde bulundurularak çalışmamızda PEEK materyalinin güçlendirilmiş formu olan modifiye PEEK (BioHPP) materyali parsiyel hibrit protezlerde araştıracağımız altyapı materyallerinden biri olarak tercih edilmiştir.

Malo ve ark. yaptıkları çalışmada; titanyum protez vidalarının torkla sıkılma aşamasında tek parça PEEK altyapılarda vida başı çevresinde deformasyon olduğu görülmüştür. Bu durumu önlemek için üretim aşamasında PEEK altyapısına bir titanyum ara parça yerleştirilmesi gerektiği bildirilmiştir (Maló vd. 2018). Çalışmamızda bu nedenle PEEK grubunda titanyum ara parça (titanyum snap coping) altyapılara rezin siman ile simante edilerek kullanılmıştır.

İmplantların periodontal ligamente sahip olmaması nedeniyle, okluzal kuvvetler karşısında kemik içerisindeki gömülme miktarları dişlere göre 10 kat daha azdır. Bu stabiliteden dolayı protetik altyapının uyumsuzluğunu kompanse etme yeteneği doğal dişlerden daha azdır (Baskai 2014). Klinik olarak pasif uyum; vida tutuculu implant destekli protez üst yapısının, protez içinde veya çevresindeki kemikte statik yük ve gerilme oluşturmadığı durumdur (Torsten Jemt vd. 1996; Wee, Aquilino, ve Schneider 1999). Her ne kadar kusursuz pasif uyumun elde edilmesinin ölçü ve protetik üretim aşamalarındaki boyutsal değişimler nedeniyle mümkün olmadığı belirtilse de, implant vakalarında mümkün olan en iyi pasif uyumun sağlanması gerekmektedir (AL-Meraikhi vd. 2018b; Sahin ve Çehreli 2001; Yilmaz, Alshahrani, vd. 2018; Yilmaz, Kale, vd. 2018). Pasif uyumla ilgili implant destekli restorasyonlarda bildirilen değerler tartışmalıdır. İmplant destekli sabit protez altyapılarının pasif uyum sağlanabilmesi için kabul edilebilir marjinal açıklık miktarını ilk defa tanımlayan Branemark, marjinal açıklık miktarının 10 µm'den az olması gerektiğini belirtmiştir (Branemark vd. 1986). Yapılan başka bir çalışmada ise 25 µm'den az olan marjinal aralığın pasif uyum için yeterli olacağı bildirilmiştir (Paniz vd. 2013). Bazı çalışmalar pasif uyumu, uzun vadeli klinik komplikasyonlara neden olmayan düzey olarak tanımlayarak 150 µm'den küçük uyumsuzlukların kabul edilebilir olduğu öne sürülmüştür (Jemt 1992). Çizelge 1.5 de pasif uyumun değerlendirilmesi ile ilgili değerler görülmektedir (Hjalmarsson ve Smedberg 2005; Katsoulis vd. 2014, 2017).

Çalışmamızda ortalama pasif uyum değeri en yüksek Titanyum grubunda ($91.26 \pm 24.20 \mu\text{m}$) bulunmuş, bunu PEEK grubu ($70.89 \pm 19.64 \mu\text{m}$) ve Zirkonya grubu ($49.26 \pm 16.21 \mu\text{m}$) izlemiştir. Pasif uyum bakımından Titanyum ile Zirkonya grupları arasındaki fark anlamlı bulunurken ($p < 0.001$), PEEK grubunun diğer gruplarla arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p > 0.05$). Bu değerler ideal pasif uyum değerlerinin üzerinde bulunsada daha önce yapılan çalışmalarla benzerlik göstererek ideal pasif uyumun sağlanmasındaki güçlüğü destekler niteliktedir (Hjalmarsson ve Smedberg 2005; Katsoulis vd. 2014, 2017; Yılmaz, Kale, vd. 2018).

Yılmaz ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada zirkonya ve titanyum materyalinden 4 implant destekli tam ark protez alt yapısı üretilip porselen ile veneerlenmeden önce ve sonra pasif uyumlarını araştırılmıştır. Titanyum örnekler için marjinal aralık porselen veneerlenmeden önce $88\mu\text{m}$, porselenle veneerlendikten sonra $71\mu\text{m}$ ölçülürken; zirkonya altyapılarda veneerlenmeden önce $89 \mu\text{m}$, veneerlendikten sonra $175 \mu\text{m}$ ölçülmüştür (Yılmaz, Alshahrani, vd. 2018). Çalışma sonuçları değerlendirildiğinde bizim çalışmamızda bulunan Titanyum ($91.26 \mu\text{m}$), PEEK ($70.89 \mu\text{m}$) ve Zirkonya ($49.26 \mu\text{m}$) gruplarına benzerlik göstermektedir. Bu çalışmada, çalışmamızdan farklı olarak örneklere yaşlandırma işlemi uygulanmamıştır.

Hibrit protezlerin bar alt yapı kullanıldığında, konvansiyonel metal destekli protezlerden hacim olarak daha küçük altyapıya sahip olması, yapıda daha az boyutsal değişiklik olmasını sağlamaktadır ve bu avantajı ile implant destekli restorasyon için çok önemli olan pasif uyumun sağlanmasını kolaylaştırdığı belirtilmiştir (Taşın 2016). Çalışmada kullandığımız alt yapı tasarımının bar şeklinde olmaması ve hacimsel olarak fazla olması pasif uyum değerlerinin daha yüksek bulunmasına neden olmuş olabilir.

Yapılan in vitro çalışmalarda titanyum altyapıların zirkonya altyapılara göre daha iyi pasif uyuma sahip olduğu gösterilmiştir, ancak gruplar arası farklılıklar anlamlı bulunmamıştır (Fontoura vd. 2018; De França vd. 2015; Katsoulis vd. 2014; Yılmaz, Kale, vd. 2018). Çalışmamızda bu sonuçlardan farklı olarak Zirkonya grubunun pasif uyumunun daha iyi olduğu bulunmuştur. Bu farkın titanyum hibrit alt yapısının modeller üzerinde multi-ünit parçalar üzerine CAD/CAM tekniği ile direkt üretilirken, Zirkonya grubunda fabrika tarafından üretilen titanyum ara parça kullanılarak multi-unit üzerine üretilmesi nedeni ile laboratuvar hassasiyetinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Yapılan bir diğer çalışmada PEEK, zirkonya ve kompozit materyallerinden üretilen tek üye implant üstü protez altyapılarının uyumları incelenmiştir. Çalışmada zirkonya altyapının PEEK altyapıdan daha iyi marjinal uyum gösterdiği bulunmuş, zirkonya ve kompozit altyapı arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Zeighami vd. 2019). Bu da çalışmamız sonuçlarıyla paralellik göstermektedir.

Çalışmamızda; 5 yıllık klinik kullanım süresini yansıtan 120 N yük ile, 1.6 Hz de 1.200.000 siklus dinamik yükleme ve eş zamanlı 5-55°C arası termal döngü sonrası grupların pasif uyumlarının değerlendirilmesi 'tek-vida testi' (single-screw test) protokolü temel alınarak ölçümleri yapılmıştır (Tan vd. 1993). Tek vida testi; sadece en distaldeki vidanın sıkılmasıyla diğer implant çevresinde oluşan marjinal aralığın değerlendirmesidir (Abduo ve Swain 2012; AL-Meraikhi vd. 2018a; Yilmaz, Kale, vd. 2018). Konu ile ilgili literatür incelemesinde pasif uyum ile ilgili yapılan in vitro çalışmaların pek çoğunda yaşlandırma işlemi uygulamadan değerlendirilmelerin yapıldığı görülmektedir. Bununla birlikte hem dinamik yükleme hem de termal döngülerin plastik deformasyona ve pasif uyum kaybına neden olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

İmplant üstü altyapıların pasif uyumlarını etkileyecek bir faktör üretim toleransıdır (Buzayan ve Yunus 2014; Zaghoul ve Younis 2013). Tüm implant bileşenleri firmalar tarafından tam uyumlu şekilde üretilmiş olsa da, bağlantı yüzeyleri arasında her zaman doğal bir aralık vardır ve bu farka üretim toleransı (machining tolerance) denilmektedir (Buzayan ve Yunus 2014). Üretim toleransı implant bileşenleri arasındaki uyumun vida ile sıkılmadan ve sıkıldıktan sonraki farkıdır. Bu fark 22 ile 100 mikron arasında değişebilen bir uyumsuzluk kaynağı olarak düşünülebilir (Ma, Nicholls, ve Rubenstein 1997). Kim ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada; implant dayanağı ile ölçü kopingi arasında $31.1 \pm 15.5 \mu\text{m}$ 'lik ve ölçü kopingi ile implant dayanağı replikası arasında $30.4 \pm 15.6 \mu\text{m}$ 'lik üretim toleransı bulunmuştur. Birleştirilen bu iki değer ile tek implant dayanağı için $61 \mu\text{m}$ 'den fazla üretim toleransı oluşacağı bildirilmiştir (Kim vd. 2005). Bazı yazarlar, üretim toleransının bilinmesiyle nihai deformasyonu en aza indirilebileceğini öne sürmüştür. Protez tamamlandığında, üretim toleransı nihai deformasyondan fazla veya ona eşitse pasif uyum oluşabileceği bildirilmiştir (AL-Meraikhi vd. 2018a; Ma, Nicholls, ve Rubenstein 1997; Wee, Aquilino, ve Schneider 1999). Bizim çalışmamızda da kullanılan titanyum ara parça ile multi-ünit implant

dayanağı arasında PEEK ve Zirkonya grubu için üretim toleransı olduğu düşünülmektedir.

Jin ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada pasif uyumu değerlendirmek için 2 implantla desteklenmiş, 3 üyeli PEEK (n=10) ve titanyum (n=10) alt yapılı kompozit ile veneerlenmiş vida destekli protezler CAD/CAM ile üretilmiştir. Örneklerin tek vidası 20 N/cm ile torklandıktan sonra taramalı elektron mikroskobu ile mezial, bukkal ve distal bölgelerden marjinal aralık ölçümleri yapılmıştır. Çalışma sonucunda pasif uyumları değerlendirildiğinde ortalama PEEK grubu için $19 \pm 4 \mu\text{m}$, titanyum grubu için ise $16 \pm 6 \mu\text{m}$ bulunmuştur (Jin vd. 2019). Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Yapılan bu çalışmada ölçülen pasif uyum değerleri bizim çalışmamız ile çelişmektedir. Bahsedilen çalışmada görülen bu farkın marjinal uyum ölçülmeden önce termal ve mekanik yaşlandırma yapılmaması ile açıklanabileceği düşünülmektedir.

Katsoulis ve arkadaşları fotogrametrik tarama yöntemiyle ve lazer tarama yöntemiyle üretilen titanyum altyapılar ile fotogrametrik yöntemle taranarak üretilen zirkonya ve lehimleme yöntemiyle üretilen altın altyapı arasındaki pasif uyum farkı inceledikleri çalışmada; titanyum grupları arasındaki fark anlamlı bulunmazken en düşük ortalama marjinal açıklık titanyum altyapılarda (fotogrametrik yöntemle üretilen grup $16 \mu\text{m}$ ve lazer tarama yöntemiyle üretilen grup $25 \mu\text{m}$) ardından zirkonya altyapılarda ($35 \mu\text{m}$) ve en yüksek marjinal açıklık altın grubunda ($49 \mu\text{m}$) bulunmuştur (Katsoulis vd. 2013). Katsoulis ve arkadaşları yaptıkları bir diğer çalışmada ise lazer tarama ile üretilen (N=6) ve mekanik tarama ile üretilen (N=6) 10 üyeli implant destekli zirkonya altyapıların pasif uyumunu lazer tarama ile üretilen titanyum altyapı (N=6) ve döküm CrCo altyapı (N=6) ile karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda marjinal açıklık ortalaması; lazer tarama ile üretilen zirkonya grubunda $14 \mu\text{m}$, mekanik tarama yöntemiyle üretilen zirkonya grubunda $18 \mu\text{m}$, titanyum grubunda $15 \mu\text{m}$ ve CrCo grubunda ise $236 \mu\text{m}$ bulunmuştur. Titanyum ve zirkonya grupları arasında bulunan fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken CrCo grubu ile olan fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Katsoulis vd. 2014). Çalışma sonuçlarının bizim sonuçlarımız ile çelişmesinin nedeninin üretim şeklinin farklı olması ve ölçüm öncesi örneklerle termomekanik yaşlandırma yapılmaması olduğu düşünülmektedir. Bu çalışmaların yanısıra, $10 \mu\text{m}$ 'den küçük uyumsuzluklar olduğunda bile, implantların içinde bakteri sızıntısı ve kolonizasyon olabileceği belirtilmiştir (de Torres vd. 2007).

Vertikal uyum, protezin tüm vidalarının sıkılarak marjinal aralığın değerlendirildiği ölçümdür. Protez-implant dayanağı ara yüzünde yeterli vertikal uyumun sağlanamaması; marjinal kemik kaybı, ağrı, gingival enflamasyon, implant/protez kırığı ve dayanak vidası gevşemesi veya kırılmasına sebep olmaktadır (Chia vd. 2017; Jemt ve Book 1997). Klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklığı inceleyen araştırmalar değerlendirildiğinde tam bir fikir birliği bulunmadığı görülmektedir (Farina vd. 2012; Katsoulis vd. 2017; Oyagüe vd. 2009; Romero vd. 2000). İmplant destekli sabit protez altyapılarında uyum sağlanabilmesi için marjinal açıklık miktarının 30 µm'ye kadar kabul edilebilir olduğunu belirtilmekle birlikte (Klineberg ve Murray 1985) genel olarak sabit restorasyonlar için 100-120 µm'den az marjinal açıklığın kabul edilebileceği bildirilmiştir (McLean ve Von 1971; Ruschel vd. 2020). İmplant üstü sabit protezlerle ilgili yapılan çalışmalarda implant dayanağı seviyesinde protezler için 91 µm ile 111 µm uyumsuzluğun en yüksek kabul edilebilir sınır olduğunu belirtilmiştir (Jemt ve Book 1997; Papaspyridakos vd. 2016). Yapılan bir diğer çalışmada, 150 µm düzeyindeki uyumsuzluğun klinik açıdan kabul edilebilir değer olduğunu belirtilmiştir (Jemt ve Lie 1995). Ancak bu çalışmaların sonuçları teorik ve in vitro olarak elde edilmiştir. Carr ve arkadaşlarının hayvanlarda yaptıkları çalışmada; 38µm ile 345µm arasında değişen uyumsuzluğun, marjinal kemik seviyesine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, hiçbir grupta kemik rezorpsiyonu ile karşılaşmadıklarını belirtmişlerdir (Carr, Gerard, ve Larsen 1996). İmplant üstü protezlerin komplikasyona neden olmayacak, klinik açıdan kabul edilir uyum değerleri konusunda tam olarak görüş birliğine varılamamıştır. Çalışmamızda vertikal uyum değerlendirildiğinde; en yüksek ortalama marjinal açıklık değeri Titanyum grubunda (52.55 ± 10.63 µm) bulunurken, Zirkonya (32.96 ± 8.71 µm) ve PEEK grubunda (23.74 ± 4.62 µm) daha düşük değerler bulunmuştur. Vertikal uyum bakımından Titanyum ve diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0.001$), Zirkonya ve PEEK grupları arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

Zaghloul ve arkadaşları yaptıkları çalışmada; CAD/CAM ile üretilen zirkonya, Copy Milling yöntemiyle üretilen zirkonya ve baz metal alaşımından üretilen iki implant destekli 3 üyeli sabit protez altyapıların termal ve mekanik yaşlandırma öncesi ve sonrası marjinal uyumlarını araştırmışlardır. Çalışma sonucunda yaşlandırma öncesi CAD/CAM ile üretilen zirkonya grubunun marjinal açıklık değerlerinin (80,58µm) copy milling ile üretilen zirkonya grubundan (50,33 µm) ve baz metal grubundan

(42,27 μm) istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek çıktığı bulunmuştur. Yaşlandırma sonrası sonuçlarda ise CAD/CAM grubunun marjinal açıklık değeri 91,50 μm , baz metal grubunun marjinal açıklık değeri 72 μm ve copy milling tekniği ile üretilen zirkonya grubunda ise 65,37 μm ölçülmüştür. Yaşlandırma öncesi ve sonrası zirkonya grubundaki değişimler istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken, baz metal alaşımındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Zaghloul ve Younis 2013). Çalışma grubumuzla benzerlik gösteren termomekanik yaşlandırma sonrası CAD/CAM grubunda bizim çalışmamızdaki vertikal uyum değerinden ($32.96 \pm 8.71 \mu\text{m}$) daha yüksek bir değer bulunmuştur. Fontuara ve arkadaşlarının da zirkonya ve titanyum materyalinden CAD/CAM ile üretilen implant üstü sabit tam ark bar altyapılarının vertikal uyumlarının karşılaştırdıkları çalışmada titanyum grubu ($6.011 \pm 0.750 \mu\text{m}$) ve zirkonya grubu ($9.055 \pm 3.692 \mu\text{m}$) arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır (Fontoura vd. 2018). Yapılan bu çalışmada bulunan değerlerin bizim çalışmamızdan düşük olmasının nedeninin termomekanik yaşlandırma yapılmaması olduğu düşünülmektedir.

Güçlendirilmiş PEEK materyalinin bar yapı olarak kullanımı ile ilgili literatür bilgisi sınırlıdır. Ghodsi ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada zirkonya, PEEK ve kompozitten CAD/CAM ile üretilen tek üye implant destekli, metal içermeyen altyapıların internal ve marjinal uyumunu ve retansiyonu karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda zirkonya altyapısının ortalama marjinal açıklığı 92.08 μm , PEEK altyapısının ortalama marjinal açıklığı 187.52 μm , kompozit alt yapının ortalama marjinal açıklığı ise 187.36 μm bulunmuştur. Çalışma sonuçları değerlendirildiğinde; zirkonya altyapılarının uyumu, PEEK ve kompozit grubuna kıyasla önemli ölçüde daha iyi ve klinik olarak kabul edilebilir olduğu bulunmuştur. PEEK ve kompozit altyapılarının uyumsuzluğunun ise klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklıktan fazla olduğu belirtilmiştir (Ghodsi, Zeighami, ve Azad 2018). Bizim çalışmamızda vertikal uyum PEEK grubunda $23.74 \pm 4.62 \mu\text{m}$, Zirkonya grubunda $32.96 \pm 8.71 \mu\text{m}$ bulunmuştur. Çalışmamızdan farklı olarak bu çalışmada titanyum ara parça kullanılmamış, yaşlandırma işlemi yapılmamış ve tek üye protez altyapısı üretilerek değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda, PEEK ve zirkonya grubunda marjinal aralık fabrikasyon olarak üretilen titanyum ara parça ile multi-ünit implant dayanağı platformu arasından ölçülürken, titanyum grubunda CAD/CAM ile üretilen titanyum altyapı ile multi-ünit

implant dayanağı platformu arasından ölçülmüştür (Şekil 2.14). PEEK ve zirkonya altyapının dayanıklılığını arttırmak için yapılan bu farklılığın parsiyel hibrit protezlerin marjinal uyumunu olumlu etkilediği yorumu yapılabilir. Titanyum grubundaki hem pasif uyum hem de vertikal uyum değerlerinin diğer 2 çalışma grubundan daha yüksek bulunma sebebi multi-unit üzerine titanyum ara parça kullanılmaksızın direkt tasarlanarak üretilmesi ve üretim sırasındaki hatalardan ve bu gruba üretim sonrası uyumlandırma yapılmaması ile ilişkili olduğu düşünülmektedir (Paniz vd. 2013; de Torres vd. 2007). Litaretür tarandığında, vertikal ve pasif uyumu inceleyen çalışmalarda titanyum ara parçanın kullanıldığı bir araştırmaya rastlanmamıştır.

Yapılan çalışmalarda marjinal uyumunun değerlendirilmesi için farklı yöntemler kullanılmıştır. Bu araştırmalarda en sık kullanılan yöntem mikroskopi ile dijital ölçüm ve kesit alınarak yapılan ölçümdür (Cheshire ve Hobkirk 1996; de Torres vd. 2007). Çalışmamızda marjinal uyumun değerlendirilmesi için metodun kolay, tekrarlanabilir, güvenilir bir yöntem olması ve aşamalı işlemlerde aynı bölgelerden tekrarlayan ölçümlere olanak sağlaması gibi avantajlarından dolayı dijital ölçüm metodu tercih edilmiştir (Barbosa vd. 2010; De França vd. 2015). Dijital ölçüm metodunda, marjinal uyumun değerlendirilmesinde SEM (Scanning Electron Microscope), ışık mikroskobu, stereo mikroskop ve dijital mikroskoplar kullanılabilir. Güçlü imaj büyütmesi sayesinde oldukça hassas ölçümler gerçekleştirilebilir (Abdullah, Tsitrou, ve Pollington 2016; Oyagüe vd. 2009). Çalışmamızda marjinal açıklık ölçümleri stereo mikroskop ile yapılmıştır. Alınan tüm görüntüler bilgisayar ortamına taşınıp görüntü analiz programı (ImageJ version 1.53) yardımıyla ölçümler gerçekleştirilmiştir. Aralarındaki gerçek uzunluğu bilinen iki noktanın programda ölçülen piksel değerleri gerçek uzunluğun mikrometre cinsinden değeri ile kalibre edilmiştir (Fontoura vd. 2018; Shokry vd. 2010).

Marjinal aralığın incelenmesi amacıyla yapılan çalışmalarda ölçüm noktalarının sayısı konusunda ortaya konabilmiş bir standart yoktur. Bazı araştırmacılar ölçümlerini modeller üzerinde labial, lingual, distal ve mesial bölgelerin orta noktalarından (Gonzalo vd. 2009; Hegde vd. 2009; Naveen vd. 2011), bazıları ise modeller üzerinde belirli aralıklarla belirlenen referans noktalarında ölçümler yapmışlardır (Örtorp vd. 2011; Polansky vd. 2010; Yeo, Yang, ve Lee 2003). Rastgele seçilen noktalardan ölçümler yapmış çalışmalar da vardır (Cho vd. 2004; Yang 2004). Çalışmamızda her

marjinal aralık işaretlenen bölgeden 0.5 mm aralıklarla 3'er ölçüm yapıp ortalaması alınarak yapılmıştır. Olası hataları engellemek için restorasyonlar ve model hep aynı pozisyonda yerleştirilmiş ve ölçümler aynı kişi tarafından gerçekleştirilmiştir (K.U.E).

Protez materyalinin dayanıklılığı, implant protezlerin uzun vadeli klinik başarısını ve stabilitesini belirleyen önemli bir faktördür. Protez materyali, fonksiyon sırasında oluşan stresin protez bileşenlerine, implanta ve kemik-implant ara yüzüne iletim mekanizmasını etkiler (Bacchi, Consani, Mesquita, ve dos Santos 2013; Bacchi, Consani, Mesquita, ve Dos Santos 2013; Nazari vd. 2016). Protez materyalinin dayanıklılığı, vertikal mesafenin arttığı ve bu yüzden iletilecek stresin fazlaştığı durumlarda özellikle önemlidir (Misch 2014). Bu nedenle implant üstü hibrit protez altyapı materyali seçiminde kırılma dayanımı önem kazanmaktadır.

Çalışmamızda ortalama kırılma değerleri en yüksek Titanyum grubunda (14800.20 ± 3442.296 N) bulunurken, bunu zirkonya (7318.702 ± 1385.1207 N) ve PEEK grubu (3448.998 ± 486.5770 N) takip etmiştir. Kırılma dayanımı bakımından her 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.001$).

Jin ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada PEEK (BioHHP) ve titanyum materyalinden üretilen altyapıların kırılma direnci karşılaştırılmıştır. Çalışmada kırılma dayanımını ölçmek için CAD/CAM ile iki implant üstü 3 üyeli PEEK (N=10) ve titanyum (N=10) alt yapılı kompozit ile veneerlenmiş vida destekli protezler üretilmiştir. Silikon rehber yardımıyla bütün örnekler veneerlenmiş ardından yaşlandırma aşaması için 20 sn aralıklarla 5 °C -55 °C arasında 5000 döngü uygulanmıştır. Çalışma sonucunda kırılma dayanımları incelendiğinde titanyum grubunda ortalama kırılma değeri 1945 N, PEEK grubunda ise 1504 N olarak bulunmuştur. Bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirtilmiştir. Titanyum grubunda altyapı kırığı görülmezken veneer kırığı görülmüştür. PEEK grubunda ise veneer kırığı yerine altyapı kırığı görülmüştür (Jin vd. 2019). Yapılan bu çalışmada kırılma değerlerine bakıldığında bizim çalışmamızdan daha düşük değerler bulunduğunu göstermektedir. Bu farkın bizim çalışmamızda altyapıların veneerlenmemesi, alt yapı tasarım farkı ve bağlantı (konnektör) bölgelerinin çalışmamızda daha kalın olması ile açıklanabileceği düşünülmektedir.

Stawarczyk ve arkadaşları yaptıkları çalışmada; farklı yöntemler ile üretilmiş üç üyeli kompozitle güçlendirilmiş PEEK sabit protez altyasının kırılma dayanımını değerlendirmişlerdir. Çalışmada CAD/CAM blok, granül ve pelet presleme

yöntemiyle üretilmiş PEEK gruplar karşılaştırılmıştır. Yapılan test sonucunda en yüksek ortalama kırılma değeri CAD/CAM bloktan üretilen altyapıda (2527 N), daha sonra PEEK peletten presleme yöntemi ile üretilen altyapıda (2155 N) , en düşük değer ise PEEK granüllerden presleme yöntemi ile üretilen altyapıda (1738 N) ölçülmüştür. Kırılma tipleri karşılaştırıldığında CAD/CAM bloktan kazınarak ve pelletlerden preslenerek üretilen altyapılarda gövde bölgesinde kırılmalar görülürken, granüllerden preslenerek üretilen altyapılarda sadece plastik deformasyon görülmüştür (Stawarczyk vd. 2015). Stawarczyk ve arkadaşlarının yaptıkları bu çalışmada altyapı tasarımında bağlantı bölgeleri 16 mm² olarak dizayn edilmiştir. Bu kesit alanının bizim çalışmamızdan küçük olması değerlerdeki düşüklüğü açıklamaktadır. Stawarczyk ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadaki PEEK granüllerinden preslenerek üretilen grupta görülen plastik deformasyon, bizim çalışmamızda PEEK grubunda görülen plastik deformasyon ile benzerlik göstermektedir.

Nazari ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada; Ni-Cr (N=10), PEEK(N=10) ve zirkonya (N=10) materyallerinden 2 implant üstü 3 üye protezlerin üretilmiş ve kırılma dayanımları ve kırılma tipleri incelenmiştir. Kırılma dayanımları zirkonya grubu için 2086±362 N, Ni-Cr grubu için 5591±1200 N ve PEEK grubu için 1430±262 N olarak bulunmuştur. Kırılma tipleri incelendiğinde Ni-Cr grubunun tüm örneklerinde veneer kırığı görülürken alt yapıda kırık görülmemiştir. Zirkonya grubundaki tüm örneklerde ise veneer porselenden başlayan alt yapıyı da içeren bağlantı bölgesinde oluşan kırık görülmüştür. PEEK örneklerin tümünde altyapı ile kompozit veneer arasında kırık görülürken altyapıda kırık görülmemiştir (Nazari vd. 2016). Bu çalışmanın kırılma değerleri bizim çalışmamızla karşılaştırıldığında; bizim çalışmamızdaki örneklerin veneerlenmemiş olması ve örneklerimizde 25 mm² olan bağlantı kesit alanının bu çalışmada 9 mm² olmasından dolayı daha düşük değerler bulunmuştur. Kırılma tipleri karşılaştırıldığında ise bizim çalışmamızla benzer sonuçlar bulunduğu görülmektedir.

Zirkonya materyaliyle implant üstü restorasyonların kırılma dayanımının değerlendirildiği çalışmalar incelendiğinde Rismanchian ve arkadaşları iki farklı zirkonya bloğundan Biodenta (N=10) ve Cercon (N=10) CAD/CAM ile üretilen, 3.8mm ve 4.5mm platforma sahip molar ve premolar bölgeye yerleştirilmiş 2 implant üstüne üretilen sabit protez altyapılarının kırılma dayanımını değerlendirmişler ve Biodenta bloğu için 1700 N, Cercon bloğu için 1520 N olarak bulmuşlardır. Bu iki sistem arasındaki, farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir

(Rismanchian vd. 2014). Çalışmada sınıflandırılan kırılma tipleri; Biodenta grubunda 7 örnekte premolar-gövde birleşiminden, 2 örnekte molar- gövde birleşiminden ve 1 örnekte ise her iki kontakta da kırılma hattı görülmüştür.

Kondo ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada 2 farklı protez altyapı dizaynı ile (düz bar tasarımı ve anatomik kontur tasarım) porselenle veneerlenmiş zirkonya, indirekt kompozitle veneerlenmiş zirkonya ve porselenle veneerlenmiş metal altyapı kullanılarak kırılma dayanımları ve kırılma tipleri karşılaştırılmıştır. Bar dizaynı ile hazırlanan altyapı örneklerinde porselenle veneerlenmiş zirkonya örneklerinin ortalama kırılma değeri 1380 N, indirekt kompozitle veneerlenmiş zirkonyanın kırılma değeri 1870 N ve porselen ile veneerlenmiş metal altyapının kırılma değeri 1900 N olarak bulunmuştur. Anatomik altyapı dizaynı ile üretilen protezler değerlendirildiğinde; porselenle veneerlenmiş zirkonya altyapının kırılma değeri 2690 N, indirekt kompozitle veneerlenmiş zirkonya altyapının kırılma değeri 4100 N ve porselenle veneerlenmiş metal altyapının kırılma değerinin ise 3410 N olduğu bulunmuştur (Kondo vd. 2019). Çalışmamız ile benzerliği anatomik yapının bar dizaynına göre daha yüksek kırılma dayanımı değerleri göstermesi iken farkları altyapı özellikle de konnektör tasarımı ve veneerleme yapılmasıdır.

Kokubo ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada farklı altyapı dizaynlarıyla tasarlanan 2 implant destekli zirkonya protezlerin kırılma dayanımları incelenmiştir. Çalışmada 3 farklı altyapı tasarımı yapılmıştır. Bu gruplardan ilki düz bar dizaynıdır, ikinci grupta okluzal düzleme doğru eğimli bar dizaynı, üçüncü grupta ise dişetine doğru eğimli bar dizaynı kullanılmıştır. Bar dizaynının kesit alanı 9 mm² olacak şekilde tasarlanmıştır. 2. Grup örneklerinin ortalama kırılma dayanımı 2475.8 N ile en yüksek değeri göstermiş ve bu fark diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Kokubo vd. 2007). Kırılma tipleri değerlendirildiğinde, bizim çalışmamızla benzerlik göstererek örneklerde bağlantı alanlarında kırıldığı görülmüştür. Bu çalışmada da bağlantı kesit alanı bizim çalışmamızdan dar tasarlandığı için daha düşük değerler bulunduğu düşünülmektedir.

Çiğneme veya yutkunma sırasında oluşan ısırma kuvvetlerinin 10 ile 120 N arasında olduğu farklı kaynaklarda bildirilmiştir (Bates, Stafford, ve Harrison 1976; Bulut ve Atsü Sağlam 2015; Kohyama vd. 2004). Maksimum ısırma kuvvetinin posterior bölgede 200 N ile 360 N arasında değişmekte olduğunu gösteren çalışmaların yanısıra (Bulut ve Atsü Sağlam 2015; Fontijn-Tekamp vd. 2000; Morneburg ve Pröschel 2002)

250-900 N arasında olduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur (Lan vd. 2016; Ozer vd. 2018). Bruksizm ya da diğer fonksiyonel alışkanlıkların çiğneme kuvvetini artırabileceği de belirtilmektedir (Nishigawa, Bando, ve Nakano 2001). Yapılan bir çalışmada maksimum ısırma kuvvetinin bruksizm vakalarında altı kata kadar arttığı belirtilmiştir (Gibbs vd. 1986). İmplant restorasyonları üzerindeki kuvvetlerin doğal dişlere göre daha yüksek olduğu bilinmektedir. Peridontal reseptörlerin olmaması ve çiğneme basıncının çiğneme sistemi tarafından kontrol edilememesi nedeni ile implant restorasyonlarda kullanılacak materyal ve oklüzyon tipi oldukça önemlidir. Çalışmamızda kullandığımız alt yapı materyallerinin kırılma dayanım değerleri bu değerlerin üzerinde bulunmuştur.

Ağız ortamındaki ısı değişiklikleri, çiğneme kuvvetlerindeki farklılıklar ve metal-porselen arasındaki tekrarlanan stresler nedeniyle restorasyon başarısızlıkları klinik kullanımda daha yüksek olabilir. İn vitro çalışmalarda dental restorasyonların klinik sonuçlarını daha iyi değerlendirmek için termal ve mekanik döngülerle yaşlandırma işlemleri gerçekleştirilebilir. Literatürde yer alan verilere göre materyallerin klinik şartlarında bir yıllık kullanımı; termal siklusa ortalama 100000-120000 siklusa (Gehrke vd. 2015; Kammermeier vd. 2016; Rosentritt vd. 2014, 2015b) ve çiğneme simülatöründe ise ortalama 250 000 döngüye denk gelmektedir (Atsü, Aksan, ve Bulut 2019; BeuerFlorian vd. 2012; Bulut ve Atsü Sağlam 2015; Delong ve Douglas 1983; Diken Türksayar ve Atsü Sağlam 2021). 1.3 Hz-1.8 Hz lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilmektedir (BeuerFlorian vd. 2012; Jung vd. 2010). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda örneklere 1.6 Hz frekans ve 120 N yük altında, 5-55°C sıcaklığında, klinik olarak 5 yıllık süreyi yansıtan 1.200.000 siklus termomekanik yükleme yapılarak ağız ortamındaki koşullar yansıtılmaya çalışılmıştır (Elsayed vd. 2017; Nouh vd. 2019b; Truninger vd. 2012). Çalışmamızda termomekanik yükleme sırasında ve sonrasında hiçbir döngüde implant dayanakları, dayanak vidaları ve kronlarda başarısızlık gözlenmemiştir. Buna göre çalışmada kullanılan PEEK, zirkonya ve titanyum implant üstü hibrit protez altyapılarının 5 yıllık klinik kullanıma uygun olduğu sonucuna varılabilir.

İmplantı destekleyen kemik kalitesinin, implantın ve üzerindeki protezin ömrünü önemli derecede etkilendiği bilinmektedir. Hasta üzerinde implantın desteği kortikal ve spongiöz kemik ile sağlanır ve bu destek hastanın yaşına ve sistemik faktörlerine

ve fonksiyonel durumuna göre farklılık göstermektedir (Şahin, Çehreli, ve Yalçın 2002). Sığır ve insan kemiklerinin deneysel model olarak kullanılması, değişken anatomik ve yoğunluk özelliklerinden dolayı standardize etmeyi zorlaştırır. Deneysel modellerin hazırlanmasını ve yeniden üretimini kolaylaştırmak için, birçok laboratuvar çalışmasında homojen ve izotropik olarak kabul edilen malzemeler kullanılmaktadır. Çalışmamızda ağız ortamını en iyi şekilde yansıtmak için örnekler elastik modülü kemiğe yakın ve döngüsel yorulma testleri için belirlenen ISO normlarına uygun olarak çiğneme simülatöründeki kuvvetler altında ve termal siklus sonrası herhangi bir deformasyon göstermeyen bir akrilik rezine (Technovit 4071 Heraeus Kulzer,) gömülmüştür (Atsü, Aksan, ve Bulut 2019; Merz, Hunenbart, ve Belser 2000; Sailer vd. 2009).

Çalışmamızda kırılma dayanımı testi bir çok çalışmada ve ISO (14801) standartlarında belirtildiği gibi örneklerle, 0.5 mm/dak hız ile sıkıştırma tipi kuvvet uygulayarak yapılmıştır (Basílio vd. 2016; José Eduardo vd. 2016; Stimmelmayer vd. 2013). Kuvvet uygulayıcı ucun çapı (6 mm) ve materyali (paslanmaz çelik) dinamik yükleme ile aynıdır ve çalışmalarla benzerlik göstermektedir (Butz vd. 2005; Mitsias vd. 2014). Yine test sırasında uygulanan kuvvetin dağılımını sağlamak adına benzer çalışmalarda olduğu gibi 0.5 mm kalınlığında folyo kullanılmıştır (Elsayed vd. 2017; Truninger vd. 2012). Kırık tipleri daha önceki benzer çalışmalar referans alınarak sınıflandırılmıştır ve stereo mikroskopda incelenmiştir.

Nispeten sert moleküler zincir yapısına rağmen, termoplastik PEEK malzemesi önemli ölçüde süneklik gösterebilmektedir. Hem tek eksenli gerilim hem de sıkıştırma kuvvetlerine karşı geniş bir plastik deformasyon yelpazesini barındırmaktadır (Kurtz ve Devine 2007). Bununla birlikte, bu çalışmada kullanılan PEEK malzeme, inorganik doldurucular (ağırlıkça % 20) sebebiyle mekanik özellikleri arttırılmıştır. PEEK grubunun kırılma tipleri incelendiğinde hiçbir örnekte altyapı kırığı görülmemiştir. 2 örnekte desimantasyon (%20), 2 örnekte vida kırığı (%20), 2 örnekte vida kırığı ile birlikte görülen desimantasyon, 3 örnekte altyapıda desimantasyon ile birlikte görülen altyapıda deformasyon (%30) ve 1 örnekte de vida kırığı ile birlikte görülen alt yapıda deformasyon görülmüştür (%10) (Çizelge 3.10; Şekil 3.11). Bu çalışmada analiz edilen PEEK hibrit protez altyapılarının uygun koşullar altında klinik uygulamalara dayanacağı varsayılabilir.

Sabit protezlerde altyapı materyali olarak metal yerine seramik malzemelerin kullanılması diş hekimleri için uzun süre boyunca endişe kaynağı olmuştur. Tam seramik sabit protezlerin klinik kırılma direnci, konektörlerin boyutu, şekli ve konumu ve gövde uzunluğu ile ilgilidir (Kokubo vd. 2007). Oklüzal kuvvetler, tam seramik protezlerin uzun eksenli boyunca doğrudan gövdeye uygulandığında, konektörün oklüzal tarafında basınç gerilimi ve konektörün dişeti ebraşüründe ise bükülme gerilmeleri yoğunlaşır. Bu çalışmada interoklüzal mesafesi artmış vakalarda kullanılan hibrit protezler değerlendirildiği için zirkonya altyapının konektör kalınlığı 25 mm² olarak tasarlanmıştır, bu kalınlığın altyapının dayanıklılığını sağlamak için yeterli düzeyde olduğu bildiren çalışmalar mevcuttur (Oh ve Anusavice 2002). Çalışmamızda da bu çalışmaları destekler bulgular elde edilmiştir. Tinschert ve arkadaşları yaptıkları araştırmada tam seramik sabit protezlerde uygun klinik prognoz için kırılma direncinin en az 1000 N olması gerektiğini belirtmişlerdir (Tinschert ve Dent 2001). Bu çalışmada, tüm örnekler 1000 N'den fazla direnç göstermiştir. Çalışmamızda zirkonya grubu için kırılma tipleri incelendiğinde; 3 örnekte altyapı kırığı (%30) ve 7 örnekte desimantasyon ile beraber görülen altyapı kırığı görülmüştür (Çizelge 3.10; Şekil 3.13). Kırılmalar diğer çalışmalara benzerlik göstererek zirkonya grubunda gövde bağlantı bölgesinde oluşmuştur (Kokubo vd. 2007; Tinschert ve Dent 2001).

Araştırmamızdaki titanyum grubunda, 3 örnekte altyapıda deformasyon (%30) ve 7 örnekte vida kırığı ile beraber görülen altyapı deformasyonu görülmüştür (%70) (Çizelge 3.10; Şekil 3.15). Titanyum altyapılarda diğer çalışmalarla (Alsahhaf vd. 2017; Foong vd. 2013) benzer olarak ağırlıklı olarak vida kırığı görülmekle birlikte hiçbir örnekte altyapı kırığı görülmemiştir. Titanyum dayanakların yerleşim etkisi olarak bilinen özelliği sayesinde vidalama esnasında uygun ölçüde elastik deformasyona izin verir ve farklı bileşenler arasındaki sürtünmeden kaynaklanan plastik deformasyonu barındırır (Aboushelib ve Salameh 2010; Winkler vd. 2003). Yükler titanyum dayanağın akma dayanımı (yield strenght) sınırını aştıkça bileşenler deforme olur ve bükülür, bu da özellikle dinamik yüklemeden sonra en zayıf bileşen olarak vidada kırık oluşmasına neden olur (Foong vd. 2013). Çalışmamızda da bu bilgiler doğrultusunda örneklerin hepsinde ya vida kırığı ya da vida kırığı ile defermosyan birlikte gözlenmiştir.

Çalışmamızda görülen başarısızlık tiplerinin çözümleri klinik olarak değerlendirildiğinde; minör komplikasyonlar klinik ortamında çözülebilen

komplikasyonlar iken majör komplikasyonlar laboratuvar işlemleri gerektiren ve maliyetli komplikasyonları içermektedir (Papaspıridakos vd. 2020). Çalışmamızda desimantasyon minör komplikasyon olarak görülürken altyapıda görülen deformasyon veya kırık ve vida kırığı majör komplikasyon olarak sınıflandırılmaktadır. Desimantasyon, altyapıda deformasyon ve kırık başarısızlıklarının çözümü göreceli olarak daha mümkün görünmekle birlikte vida kırığı başarısızlıkları implantın ve implant dayanağının kullanımını kısıtlayan, hem protezi hem implantı etkileyen problemlere neden olabilmektedir.

Araştırmamızda sınırlayıcı faktörler dâhilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Dinamik yükleme ve termal döngü ile yaşlandırma işlemi sonrası farklı materyallerden üretilen implant üstü parsiyel hibrit protez alt yapısı pasif uyumları değerlendirildiğinde, ortalama marjinal açıklık değeri en yüksek Titanyum grubunda ($91.26 \pm 24.20 \mu\text{m}$) bulunurken, en düşük Zirkonya grubunda ($49.26 \pm 16.21 \mu\text{m}$) bulunmuştur. Bu 2 grup arasında istatistiksel fark görülürken ($p < 0.001$), PEEK grubu ($70.89 \pm 19.64 \mu\text{m}$) ile bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.
2. Çalışmadaki tüm parsiyel hibrit protez alt yapı grupları 5 senelik klinik kullanımı yansıtan termomekanik yükleme sonrası (1.2×10^6 siklus, 120 N, 5- 55°C) ideal pasif uyum değerlerini ($25 \mu\text{m}$ 'den az) sağlayamamıştır.
3. Dinamik yükleme ve termal döngü ile yaşlandırma işlemi sonrası parsiyel hibrit protezlerin alt yapılarının marjinal uyumları (vertikal uyum) değerlendirildiğinde, ortalama marjinal açıklık değeri en yüksek Titanyum grubunda ($52.55 \pm 10.63 \mu\text{m}$) gözlenmiştir. Zirkonya grubu ($32.96 \pm 8.71 \mu\text{m}$) ve PEEK grubu ($23.74 \pm 4.62 \mu\text{m}$) arasında vertikal açıklık açısından istatistiksel fark bulunmazken ($p > 0.05$), Titanyum grubu ile hem PEEK hem de Zirkonya grupları arasında anlamlı fark gözlenmiştir ($p < 0.001$).
4. Vertikal uyum tüm örnekler için klinik olarak kabul edilebilir değerlerin altında olduğu bulunmuştur.
5. Titanyum ara parçaların alt yapıya yapıştırılması ile üretilen PEEK ve Zirkonya gruplarının vertikal uyumunun, titanyum ara parça kullanılmadan direkt multi-ünit implant analogu üzerine CAD/CAM tekniği ile üretilen Titanyum grubundan daha iyi olduğu bulunmuştur ($p < 0.001$).

6. İn vitro olarak 5 yıllık klinik kullanımı yansıtan çiğneme simülatörü (1.6 Hz frekansta, 120 N kuvvet ile 1.200.000 siklus dinamik yükleme ve 5°C - 55 °C arasında termal siklus) sonrası protez alt yapılarında kırılma, dayanak vidası gevşemesi, kırılması ya da desimantasyon gibi komplikasyonlar gözlemlenmemiştir. Tüm gruplar için sağ kalım oranı %100 olarak belirlenmiştir.
7. Termomekanik yaşlandırma işlemi sonrası kırılma dayanımı testi sonucunda 3 grubun ortalama kırılma dayanım değerleri istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir ($p<0.001$). En yüksek değer Titanyum (14.800 ± 3442 N) grubunda bulunurken bunu sırası ile Zirkonya (7.319 ± 1.385 N) ve PEEK (3449 ± 487 N) grubu takip etmiştir.
8. Gruplara ait kırılma dayanım değerlerinin fizyolojik olarak ağız ortamı için belirtilen çiğneme kuvvetlerinin oldukça üzerinde olduğu bulunmuştur.
9. Kırık tipleri açısından gruplar incelendiğinde, Titanyum altyapılarda sıklıkla vida kırığı ve altyapıda deformasyon, Zirkonya altyapılarda altyapı kırığı, desimantasyon ile birlikte görülen altyapı kırığı, PEEK altyapılarda ise deformasyon, desimantasyon, ve bunlarla birlikte vida kırığı olduğu görülmüştür.

Çalışma sonuçları klinik olarak değerlendirildiğinde, PEEK ve zirkonya materyalinden prepare edilmiş diş formu içerecek şekilde üretilmiş implant üstü parsiyel hibrit protez altyapılarının klinik kullanıma uygun olduğu ancak klinisyenin doğru seçim yapabilmesi için hastanın çiğneme kuvvetlerinin arttığı brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklarını, oklüzyonunu ve maliyet-üretim prosedürleri gibi teknik konuların göz önünde bulundurulması gerektiği sonucuna varılabilir. Bununla birlikte rutin olarak kullanımından önce daha fazla in vitro ve klinik çalışmanın yapılması gereklidir.

5. KAYNAKLAR

- ABDULLAH, A. O., TSİTROU, E. A. VE POLLINGTON, S. (2016). Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*, 24(3):258-63.
- ABDUO, J., BENNANI, V., WADDELL, N., LYONS, K. VE SWAIN, M. (2010). Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 25(3), 506–15.
- ABDUO, J. VE SWAIN, M. (2012). Influence of vertical misfit of titanium and zirconia frameworks on peri-implant strain. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 27(3), 529–36.
- ABOUSHELİB, M. N. VE SALAMEH, Z. (2010). Zirconia implant abutment fracture: clinical case reports and precautions for use. *British Dental Journal*, 208(8), 353–353.
- ABRAHAMSSON, I., BERGLUNDH, T., GLANTZ, P. O. VE LİNDHE, J. (1998). The mucosal attachment at different abutments: An experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*, 25(9):721-7.
- ADEM, N. (2018). *The effect of different surface treatments of shear bond strength of veneering composite to implant-based peek abutment*. Yeditepe Üni Sağlık Bil Enst Protez Bölümü.
- AGLIARDİ, E., PANİGATTİ, S., CLERICÒ, M., VİLLA, C. VE MALÒ, P. (2010). Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: Interim results of a single cohort prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 21(5):459-65.
- AL-MERAİKHİ, H., YİLMAZ, B., MCGLUMPHY, E., BRANTLEY, W. VE JOHNSTON, W. M. (2018). In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 409–416.
- AL-RABAB'AH, M., HAMADNEH, W., ALSALEM, I., KHRAİSAT, A. VE ABU KARAKY, A. (2019). Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 365–372.
- ALGELLAY, A. (2018). *Effect of Implant Angulations on the Accuracy of Multi-Implants Implant Level Impression Using Different Materials and Techniques*. Istanbul: Yeditepe University.
- ALKHARRAT, A. R., SCHMİTTER, M., RUES, S. VE RAMMELSBERG, P. (2018). Fracture behavior of all-ceramic, implant-supported, and tooth–implant-supported fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations*, 22(4), 1663–1673.
- ALMASİ, D., IQBAL, N., SADEGHİ, M., SUDİN, I., ABDUL KADİR, M. R. VE KAMARUL, T. (2016). Preparation Methods for Improving PEEK's Bioactivity for Orthopedic and Dental Application: A Review. *International Journal of Biomaterials*, 2016:8202653.

- ALSAHHAF, A., SPIES, B. C., VACH, K. VE KOHAL, R. J. (2017). Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 66:224-232.
- ASHKANANI, H. M., RAIGRODSKI, A. J., FLINN, B. D., HEINDL, H. VE MANCL, L. A. (2008). Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(4):274-84.
- ASRI, R. I. M., HARUN, W. S. W., SAMYKANO, M., LAH, N. A. C., GHANI, S. A. C., TARLOCHAN, F. VE RAZA, M. R. (2017). Corrosion and surface modification on biocompatible metals: A review. *Materials Science and Engineering C*, 77:1261-1274
- ASSUNÇÃO, W. G., BARÃO, V. A. R., DELBEN, J. A., GOMES, É. A. VE TABATA, L. F. (2010). A comparison of patient satisfaction between treatment with conventional complete dentures and overdentures in the elderly: A literature review. *Gerodontology*, 27(2):154-62.
- ATSÜ, S., AKSAN, M. E. VE BULUT, A. (2019). Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34(3):622–630.
- ATTARD, N. J., ZARB, G. A. VE FRCD, C. (2004). Long-Term Treatment Outcomes in Edentulous Patients with Implant-Fixed Prostheses: The Toronto Study, 17(4), 417–425.
- BABBUSH, C. A., KANAWATI, A. VE BROKLOFF, J. (2013). A new approach to the all-on-four treatment concept using narrow platform NobelActive implants. *Journal of Oral Implantology*, 39(3):314-25.
- BACCHI, A., CONSANI, R. L. X., MESQUITA, M. F. VE DOS SANTOS, M. B. F. (2013). Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of oral science*, 55(3):239-44.
- BACCHI, A., CONSANI, R. L. X., MESQUITA, M. F. VE DOS SANTOS, M. B. F. (2013). Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(5):1243-9.
- BAIG, M. R., GUNASEELAN, R. VE MANOJ, R. (2009). EDENTULOUS ARCH TREATMENT WITH A CAD/ CAMS. *Journal of Oral Implantology*, XXXV(6), 295-299.
- BAKITIAN, F., SEWERYNIAK, P., PAPIA, E., LARSSON, C. VE VULT VON STEYERN, P. (2019). Load-Bearing Capacity of Monolithic Zirconia Fixed Dental Prostheses Fabricated with Different Connector Designs and Embrasure Shaping Methods. *Journal of Prosthodontics*, 28(1):64-70.
- BAKKE, M. (2006). Bite Force and Occlusion. *Seminars in Orthodontics*, 12(2):120-126
- BALSHI, T. J. (1989). Preventing and resolving complications with osseointegrated implants. *Dental Clinics of North America*, 33(4):821-68.

- BARBOSA, G. A. S., DAS NEVES, F. D., DE MATTOS, M. DA G. C., RODRIGUES, R. C. S. VE RIBEIRO, R. F. (2010). Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *Brazilian Dental Journal*, 21(6), 515–519.
- BASÍLIO, M. DE A., CARDOSO, K. V., ANTONIO, S. G., RIZKALLA, A. S., SANTOS JUNIOR, G. C. VE ARIOLI FILHO, J. N. (2016). Effects of artificial aging conditions on yttria-stabilized zirconia implant abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2):277-85.
- BASKAI, K. G. (2014). Evaluation of digital implant impressions using an intra-oral computerized scanner (iTero) versus conventional implant impressions: a 3-dimensional analysis of accuracy, 1–74.
- BATES, J. F., STAFFORD, G. D. VE HARRISON, A. (1976). Masticatory function—a review of the literature: III. Masticatory performance and efficiency. *Journal of Oral Rehabilitation*, 3(1):57-67.
- BAYRAKTAR, G. VE TURFANER, M. (1997). *Krom-Kobalt Alaşımlarının Dökülebilirliğine ve Döküm Yöntemlerinin Etkisi*. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 31(2), 123-129.
- BECHİR, E. S., BECHİR, A., GİOGA, C., MANU, R., BURCEA, A. VE DASCALU, I. T. (2016). The advantages of BioHPP polymer as superstructure material in oral implantology. *Materiale Plastice*, 53(3), 394–398.
- BEGG, T., & GEERTS, M. G. (2009). Stress Patterns in the All-on-Four Concept Configuration. *Order A Journal On The Theory Of Ordered Sets And Its Applications*, 24(4), 663–672.
- BERTOLOTTI, R. L. (1980). Calculation of Interfacial Stress in Porcelain-fused-to-metal Systems. *Journal of Dental Research*, 59(11), 1972–1977.
- BEUER, F., AGGSTALLER, H., EDELHOFF, D., GERNET, W. VE SORENSEN, J. (2009). Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dental Materials*, 25(1), 94-102.
- BEUERFLORIAN, STIMMELMAYR, M., GUETH, J. F., EDELHOFF, D. VE NAUMANN, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*, 28(4):449-56.
- BEZZON, O. L., DE MATTOS, M. G., RIBEIRO, R. F. VE ROLLO, J. M. (1998). Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(5):570-4.
- BHARDWAJ, S., SRIVASTAVA, R., PALEKAR, U. VE CHOUKSE, V. (2014). The “all-on-four” immediate function concept: a review". *National Journal of Dental Sciences & Research*, 18(3), 78–81.
- BİSMARCK, A., HOFMEIER, M. VE DÖRNER, G. (2007). Effect of hot water immersion on the performance of carbon reinforced unidirectional poly(ether ether ketone) (PEEK) composites: Stress rupture under end-loaded bending. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 38(2), 407-426.
- BLATZ, M. B., BERGLER, M., HOLST, S. VE BLOCK, M. S. (2009). Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 67(11 Suppl):74-81.

- BÖMİCKE, W., WALDECKER, M., KRİSAM, J., RAMMELSBERG, P. VE RUES, S. (2018). In vitro comparison of the load-bearing capacity of ceramic and metal-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses in the posterior region. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 89–96.
- BONA, A. DELLA, PECHO, O. E. VE ALESSANDRETTİ, R. (2015). Zirconia as a dental biomaterial. *Materials*, 8(8), 4978–4991.
- BRANEMARK, P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(3):399–410.
- BRÄNEMARK, P., SVENSSON, B. VE VAN STEENBERGHE, D. (1995). Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clinical Oral Implants Research*, 6(4):227–31.
- BRANEMARK, P., ZARB, G. A., ALBREKTSSON, T. VE ROSEN, H. M. (1986). Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 35(4):259–65.
- BULTAN, Ö., ÖNGÜL, D. VE TÜRKOĞLU, P. (2010). Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 44(3), 197–204.
- BULUT, A. C. VE ATSÜ SAĞLAM, S. (2015). DHekimliğinde Restoratif Materyallerin Yaşlandırma İşlemleri Ve Çiğnem Simülatörleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(1), 180–186.
- BUTZ, F., HEYDECKE, G., OKUTAN, M. VE STRUB, J. R. (2005). Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(11), 838–43.
- BUZAYAN, M., RUSTUM BAĞ, M. VE YUNUS, N. (2014). Evaluation of Accuracy of Complete-Arch Multiple-Unit Abutment-Level Dental Implant Impressions Using Different Impression and Splinting Materials. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(6), 1512–1520.
- BUZAYAN, M. VE YUNUS, N. (2014). Passive fit in screw retained multi-unit implant prosthesis understanding and achieving: A review of the literature. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 14(1), 16–23.
- CARLSON, B. VE CARLESON, G. E. (1994). Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Implant Dentistry*, 3(4), 264.
- CARR, A. B., GERARD, D. A. VE LARSEN, P. E. (1996). The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(5):500–9.
- CHESHİRE, P. D. VE HOBKİRK, J. A. (1996). An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23(11), 782–789.
- CHİA, V., ESGUERRA, R., TEOH, K., TEO, J., WONG, K. VE TAN, K. (2017). In Vitro Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: The Effect of Implant Angulation. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(2):313–321.

- CHO, L. R., CHOİ, J. M., Yİ, Y. J. VE PARK, C. J. (2004). Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(6):554-60.
- CHRİSTEL, P., MEUNİER, A., HELLER, M., TORRE, J. P. VE PEİLLE, C. N. (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23(1):45-61.
- CORNELL, J. A., JORDAN, J. S., ELLIS, S. VE ROSE, E. E. (1957). A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth. *Journal of the American Dental Association* 54(5), 608-14.
- CRAİG, R. G. VE POWERS, J. M. (1976). Wear of dental tissues and materials. *International dental journal*, 26(2):121-33.
- DE ARAÚJO NOBRE, M., MOURA GUEDES, C., ALMEİDA, R., SİLVA, A. VE SERENO, N. (2020). 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. *Journal of Clinical Medicine*, 9(7), 2187.
- DE FRANÇA, D. G. B., MORAİS, M. H. S. T., DAS NEVES, F. D. VE BARBOSA, G. A. S. (2015). Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(1), 22–28.
- DE TORRES, É. M., RODRİGUES, R. C. S., DE MATTOS, M. DA G. C. VE RİBEİRO, R. F. (2007). The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *Journal of Dentistry*, 35(10), 800–805.
- DELONG, R. VE DOUGLAS, W. H. (1983). Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control. *Journal of Dental Research*, 62(1):32-6.
- DENRY, I. VE KELLY, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.
- DİCKSON, G. (1979). Physical and chemical properties and wear. *Journal of Dental Research*, 58(5), 1535-43.
- TÜRK SAYAR, A., & ATŞÜ, S. S. (2021). Fracture Resistance of Zirconia, Polyetheretherketone, and Polyetherketoneketone Implant Abutments After Aging. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 36(2), 332–340.
- DOUGLAS, W. H., DELONG, R., PİNTADO, M. R. VE LATTA, M. A. (1993). Wear rates of artificial denture teeth opposed by natural dentition. *The Journal of clinical dentistry*, 4(2):43-7.
- DRAGO, C. VE HOWELL, K. (2012). Concepts for Designing and Fabricating Metal Implant Frameworks for Hybrid Implant Prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 21(5), 413–424.
- DRİSCOLL, C. F., FREİLİCH, M. A., GUCKES, A. D., KNOERNSCHİLD, K. L. VE MCGARRY, T. J. (2017). The Glossary Of Prosthodontic Terms.
- DURACCİO, D., MUSSANO, F. VE FAGA, M. G. (2015). Biomaterials for dental

implants: current and future trends. *Journal of Materials Science*, 50(14), 4779-4812.

DUYCK, J., VAN OOSTERWYCK, H., SLOTEN, J. VANDER, DE COOMAN, M., PUERS, R. VE NAERT, I. (2000). Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: An in vivo study. *Clinical Oral Implants Research*, 11(5), 465–475.

EGİLMEZ, F., ERGUN, G., CEKİC-NAGAS, I. VE BOZKAYA, S. (2015). Implant-supported hybrid prosthesis: Conventional treatment method for borderline cases. *European Journal of Dentistry*, 9(3), 442–448.

ELÍAS, C. N., LÍMA, J. H. C., VALÍEV, R. VE MEYERS, M. A. (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. *JOM*, 60(3), 46-49.

ELSAYED, A., WILLE, S., AL-AKHALI, M. VE KERN, M. (2017). Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(4):499-506.

FARÍNA, A. P., SPAZZÌN, A. O., PANTOJA, J. M. C. N., CONSANÌ, R. L. X. VE MESQUITA, M. F. (2012). 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. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 27(4), 833–8.

FEERICK, E. M., KENNEDY, J., MULLETT, H., FITZPATRICK, D. VE MCGARRY, P. (2013). Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures. *Medical Engineering and Physics*, 35(6), 712–722.

FERRARÌ, M., VÌCHÌ, A. VE ZARONE, F. (2015). Zirconia abutments and restorations: From laboratory to clinical investigations. *Dental Materials*, 31(3):e63-76.

FLINN, B. D., DEGROOT, D. A., MANCL, L. A. VE RAIGRODSKI, A. J. (2012). Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(4):223-30.

FONTIJN-TEKAMP, F. A., SLAGTER, A. P., VAN DER BILT, A., VAN 'T HOF, M. A., WITTER, D. J., KALK, W. VE JANSEN, J. A. (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *Journal of Dental Research*, 79(7):1519-24.

FONTOURA, D., BARROS, V., DE MAGALHÃES, C., VAZ, R. VE MOREIRA, A. (2018). Evaluation of Vertical Misfit of CAD/CAM Implant-Supported Titanium and Zirconia Frameworks. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(5), 1027–1032.

FOONG, J. K. W., JUDGE, R. B., PALAMARA, J. E. VE SWAIN, M. V. (2013). Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(5):304-12

GALE, M. S. VE DARVELL, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2):89-99.

GEHRKE, P., JOHANNSON, D., FÌSCHER, C., STAWARCZYK, B. VE BEUER, F. (2015). In Vitro Fatigue and Fracture Resistance of One- and Two-Piece

CAD/CAM Zirconia Implant Abutments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(3),546-54.

GEORGİEV, J., VLAHOVA, A., KISSOV, H., ALEKSANDROV, S. VE KAZAKOVA, R. (2018). Possible Application of Biohpp in Prosthetic Dentistry: a Literature Review. *Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers)*, 24(1), 1896–1898.

GHODSİ, S., ZEİGHAMİ, S. VE AZAD, M. (2018). Comparing Retention and Internal Adaptation of Different Implant-Supported, Metal-Free Frameworks. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(5), 475–477.

GİBBS, C. H., MAHAN, P. E., LUNDEEN, H. C., BREHNAN, K., WALSH, E. K. VE HOLBROOK, W. B. (1981). Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 46(4):443-9.

GİBBS, C. H., MAHAN, P. E., MAUDERLİ, A., LUNDEEN, H. C. VE WALSH, E. K. (1986). Limits of human bite strength. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(2), 226–229.

GONZALO, E., SUÁREZ, M. J., SERRANO, B. VE LOZANO, J. F. L. (2009). A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(6),378-84.

GÜZEL, K. G., MEŞE, A. VE DÜNDAR, B. (2016). Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi, 14(1), 41–6.

HAHNEL, S., WİESER, A., LANG, R. VE ROSENTRİTT, M. (2015). Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical Oral Implants Research*, 26(11), 1297–1301.

HANNİNK, R. H. J., KELLY, P. M. VE MUDDLE, B. C. (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*,83(3),461-487.

HARRİS, D., HÖFER, S., O’BOYLE, C. A., SHERİDAN, S., MARLEY, J., BENİNGTON, I. C.,O’CONNELL, B. (2013). 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. *Clinical Oral Implants Research*, 24(1):96-103.

HARRİSON, A. VE LEWİS, T. T. (1975). The development of an abrasion testing machine for dental materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, 9(3):341-53.

HEARLE, J. (2001). High-Performance Fibres. *Crc Press.Cambridge*.

HEGDE, R., LEMONS, J. E., BROOME, J. C. VE MCCRACKEN, M. S. (2009). Validation of strain gauges as a method of measuring precision of fit of implant bars. *Implant Dentistry*, 18(2):151-61.

HELMER, J. VE DRİSKELL, T. (1969). Research on Bioceramics: Symposium on Use of Ceramics as Surgical Implants.

HEYDECKE, G., ZHANG, F. VE RAZZOOG, M. E. (2001). In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6):551-7.

- HINZE, M., THALMAIR, T., WOLFGANG, B. VE HANNES, W. (2010). 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*, 25(5),1011-18.
- HJALMARSSON, L. VE SMEDBERG, J. I. (2005). A 3-year retrospective study of cresco frameworks: Preload and complications. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7(4):189-99.
- HO, B. C. C., HONS, B., DIP, G., DENT, C., PROS, M. C. D. VE ALL-ON-, T. (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the “All-on-4” immediate function concept. *Australasian Dental Practice*, March(April), 138–148.
- HUANG, H. H., LIN, M. C., LEE, T. H., YANG, H. W., CHEN, F. L., WU, S. C. VE HSU, C. C. (2005). Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(3):206-12.
- JEMT, T. VE LIE, A. (1995). 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. *Clinical Oral Implants Research*, 6(3):172-80.
- JEMT, T. (1992). Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws. *Implant Dentistry*, 1(2), 162.
- JEMT, T VE BOOK, K. (1997). Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 11(5), 620–5.
- JEMT, TORSTEN, RUBENSTEIN, J. E., CARLSSON, L. VE LANG, B. R. (1996). Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(3):314-25.
- JENSEN, O. T. VE ADAMS, M. W. (2009). The Maxillary M-4: A Technical and Biomechanical Note for All-on-4 Management of Severe Maxillary Atrophy-Report of 3 Cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(8):1739-44.
- JIN, H. YING, TENG, M. HUA, WANG, Z. JUN, LI, X., LIANG, J. YUE, WANG, W. XUE, ... ZHAO, B. DONG. (2019). Comparative evaluation of BioHPP and titanium as a framework veneered with composite resin for implant-supported fixed dental prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(4),383-388.
- JORGE, J. R. P., BARÃO, V. A., DELBEN, J. A., FAVERANI, L. P., QUEIROZ, T. P. VE ASSUNÇÃO, W. G. (2013). Titanium in Dentistry: Historical development, state of the art and future perspectives. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 13(2):71-7.
- JOSÉ EDUARDO, M., GUÍRADO, J., GEHRKE, S., FERNANDEZ, M., VICENT, V. VE ALBACETE, C. (2016). Immediate restoration in the digital workflow. Soft tissue implications in animal & human model at 1 year., 27, 317.
- JUNG, Y. S., LEE, J. W., CHOI, Y. J., AHN, J. S., SHIN, S. W. VE HUH, J. B. (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2(3):111-5.

KAMMERMEIER, A., ROSENTRITT, M., BEHR, M., SCHNEIDER-FEYRER, S. VE PREIS, V. (2016). In vitro performance of one- and two-piece zirconia implant systems for anterior application. *Journal of Dentistry*, 53:94-101.

KAPOS, T., ASHY, L. M., GALLUCCI, G. O., WEBER, H.-P. VE WISMEIJER, D. (2009). Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 24 Suppl:110-7.

KAPOS, T. VE EVANS, C. (2014). CAD/CAM Technology for Implant Abutments, Crowns, and Superstructures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29 Suppl:117-36.

KARAKOC, D. VE YILMAZ, H. (2006). Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 36-44.

KATSOULIS, J., MERICSKE-STERN, R., ROTKINA, L., ZBÄREN, C., ENKLING, N. VE BLATZ, M. B. (2014). Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 25(2), 165-174.

KATSOULIS, J., MERICSKE-STERN, R., YATES, D. M., IZUTANI, N., ENKLING, N. VE BLATZ, M. B. (2013). In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dental Materials*, 29(9), 945-953.

KATSOULIS, J., TAKEICHI, T., GAVIRIA, A. S., PETER, L. VE KATSOULIS, K. (2017). Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *European Journal of Oral Implantology*, 10, 121-138.

KATZER, A., MARQUARDT, H., WESTENDORF, J., WENING, J. V. VE VON FOERSTER, G. (2002). Polyetheretherketone - Cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*, 23(8), 1749-1759.

KERN, M., STRUB, J. R. VE LÜ, X. Y. (1999). Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23(11):1382-9.

KİM, J., COVEL, N., GUESS, P., REKOW, E. VE ZHANG, Y. (2010). Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM Zirconia. *Journal of Dental Research*, 89(1):91-5.

KİM, S., NICHOLLS, J. I., HAN, C.-H. VE LEE, K.-W. (2005). Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 21(5), 747-55.

KİM, Y. K., KİM, S.-G., YUN, P.-Y., HWANG, J.-W. VE SON, M.-K. (2010). Prognosis of single molar implants: a retrospective study. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 30(4):401-7.

KİM, Y., OH, T. J., MİSCH, C. E. VE WANG, H. L. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research*, 16(1):26-35.

- KLÏNEBERG, I. J. VE MURRAY, G. M. (1985). Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swedish dental journal. Supplement*, 28:63-9.
- KOHYAMA, K., HATAKEYAMA, E., SASAKI, T., DAN, H., AZUMA, T. VE KARITA, K. (2004). Effects of sample hardness on human chewing force: A model study using silicone rubber. *Archives of Oral Biology*, 49(10):805-16.
- KOIZUMI, H., TAKEUCHI, Y., IMAI, H., KAWAI, T. VE YONEYAMA, T. (2019). Application of titanium and titanium alloys to fixed dental prostheses. *Journal of Prosthodontic Research*, 63(3), 266–270.
- KOKUBO, Y., TSUMITA, M., SAKURAI, S., TORIZUKA, K., VULT VON STEYERN, P. VE FUKUSHIMA, S. (2007). The effect of core framework designs on the fracture loads of all-ceramic fixed partial dentures on posterior implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(7), 503–507.
- KOLLAR, A., HUBER, S., MERICSKE, E. VE MERICSKE-STERN, R. (2008). Zirconia for teeth and implants: a case series. *The International Journal Of Periodontics & Restorative Dentistry*, 28(5):479-87.
- KONDO, T., KOMINE, F., HONDA, J., TAKATA, H. VE MORIYA, Y. (2019). Effect of veneering materials on fracture loads of implant-supported zirconia molar fixed dental prostheses. *Journal of Prosthodontic Research*, 63(2), 140–144.
- KÖNÖNEN, M. VE KIVILÄHTI, J. (2001). Fusing of dental ceramics to titanium. *Journal of Dental Research*, 80(3):848-54.
- KOUTOUZIS, T., RICHARDSON, J. VE LUNDGREN, T. (2010). Comparative Soft and Hard Tissue Responses to Titanium and Polymer Healing Abutments. *Journal of Oral Implantology*, 37(sp1), 174–182.
- KREJCI, I. VE LUTZ, F. (1990). In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO*.
- KREJCI, I., LUTZ, F., REIMER, M. VE HEINZMANN, J. L. (1993). Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69(4):425-30.
- KUCEY, B. K. S. VE FRASER, D. C. (2000). The procera abutment - The fifth generation abutment for dental implants. *Journal of the Canadian Dental Association*, 66(8):445-9.
- KURTZ, S. M. (2012). An Overview of PEEK Biomaterials. *PEEK Biomaterials Handbook*
- KURTZ, S. M. VE DEVINE, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845–4869.
- KWARTENG, K. VE STARK, C. (1990). Carbon fiber reinforced peek composites for orthopaedic implants. *Sampe Q*, 122, 10–14.
- LAN, T. H., LIU, P. H., CHOU, M. M. C. VE LEE, H. E. (2016). Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1):76-83
- LAUTENSCHLAGER, E. P. VE MONAGHAN, P. (1993). Titanium and titanium alloys as dental materials. *International dental journal*, 43(3):245-53.

- LEE, W. T., KOAK, J. Y., LIM, Y. J., KIM, S. K., KWON, H. B. VE KIM, M. J. (2012). Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 100 B(4), 1044–1052.
- LEKHOLM, U. (1998). Surgical considerations and possible shortcomings of host sites. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(1), 43–8.
- MA, T., NICHOLLS, J. I. VE RUBENSTEIN, J. E. (1997). Tolerance Measurements of Various Implant Components. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(3), 371–9.
- MALHOTRA, A. O., PADMANABHAN, T. V., MOHAMED, K., NATARAJAN, S. VE ELAVIA, U. (2012). Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Australian Dental Journal*, 57(4), 440–445.
- Malkoç, M. ve Sevimay, M. (208M.S.). Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *SÜ Dişhek Fak Derg*, 2009, 18.
- MALO, P., DE ARAÚJO NOBRE, M., LOPES, A., MOSS, S. M. VE MOLINA, G. J. (2011). A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *Journal of the American Dental Association*, 142(3):310-20.
- MALÓ, P., DE ARAÚJO NOBRE, M., MOURA GUEDES, C., ALMEIDA, R., SÍLVA, A., SERENO, N. VE LEGATHEAUX, J. (2018). 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. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 20(5), 692–702.
- MALÓ, P., DE ARAÚJO NOBRE, M., LOPES, A., FRANCISCHONE, C., & RIGOLIZZO, M. (2012). "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clinical implant dentistry and related research*, 14 Suppl 1, s139–s150.
- MALÓ, P., RANGERT, B. VE DVÄRSÄTER, L. (2000). Immediate function of Brånemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. *Clinical implant dentistry and related research*, 2(3), 138–146.
- MALÓ, P., RANGERT, B., & NOBRE, M. (2003). "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 5 (1), 2–9.
- MALÓ, P., RANGERT, B. VE NOBRE, M. (2005). a. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7(1), 88–94.
- MANGANO, F., MANGANO, C., MARGIANI, B. VE ADMAKIN, O. (2019). Combining Intraoral and Face Scans for the Design and Fabrication of Computer-Assisted Design/Computer-Assisted Manufacturing (CAD/CAM) Polyether-Ether-Ketone (PEEK) Implant-Supported Bars for Maxillary Overdentures. *Scanning*, 2019, 4274715.
- MAZIERO VOLPATO, C. A., ALTOE GARBELOTTO, L. G. D., CELSO, M. VE BONDÍOLI, F. (2011). Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. *Advances in Ceramics - Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment* içinde .

MCCABE, J. F. VE ANGUS WALLS. (2008). *Applied Dental Materials [9th ed]*. Blackwell Pub.

MCLEAN, J. W. (1991). The science and art of dental ceramics. *Operative dentistry*.

MCLEAN, J. W. VE VON, F. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal*, 131(3):107-11

MELİNG, T. R. VE ØDEGAARD, J. (2001). The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.

MERZ, B. R., HUNENBART, S. VE BELSER, U. C. (2000). Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 15(4), 519–26.

MİSCH, C. E. (2011). Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji.

MİSCH, C. E. (2014). *Dental Implant Prosthetics*. *Dental Implant Prosthetics*.

MİTSİAS, M., KOUTAYAS, S. O., WOLFART, S. VE KERN, M. (2014). Influence of zirconia abutment preparation on the fracture strength of single implant lithium disilicate crowns after chewing simulation. *Clinical Oral Implants Research*, 25(6):675-82.

MONTERO, J., DE PAULA, C. M. VE ALBALADEJO, A. (2012). The “Toronto prosthesis”, an appealing method for restoring patients candidates for hybrid overdentures: A case report. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 4(5),309-312.

MORNEBURG, T. VE PRÖSCHEL, P. (2002). Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont.*, 15(1), 20–7.

MUSANİ, S., MUSANİ, I., DUGAL, R., HABBU, N., MADANSHETTY, P. VE VİRANİ, D. (2013). An in vitro Comparative Evaluation of Micro Tensile Bond Strength of Two metal bonding Resin Cements bonded to Cobalt Chromium alloy. *Journal of international oral health : JIOH*, 5(5), 73–8.

NAJEEB, S., ZAFAR, M. S., KHURSHİD, Z. VE SİDDİQUİ, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12–19.

NAVEEN, H. C., PİLLAI, L. K., PORWAL, A., NADİGER, R. K. VE GUTTAL, S. S. (2011). Effect of porcelain-firing cycles and surface finishing on the marginal discrepancy of titanium copings. *Journal of Prosthodontics*, 20(2):101-5.

NAWA, M., NAKAMOTO, S., SEKİNO, T. VE NİIHARA, K. (1998). Tough and Strong Ce-TZP/Alumina Nanocomposites Doped with Titania. *Ceramics International*, 24(7), 497–506.

NAZARİ, V., GHODSİ, S., ALİKHASİ, M., SAHEBİ, M. VE SHAMSHİRİ, A. R. (2016). Fracture Strength of Three-Unit Implant Supported Fixed Partial Dentures with Excessive Crown Height Fabricated from Different Materials. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 13(6), 400–406.

NEMATOLLAHİ, F., ALİKHASİ, M. VE BEYABANAKİ, E. (2018). Restoring a post-traumatic partial edentulous mandible with the Toronto prosthesis: a clinical

report. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 12(2), 135–139.

NISHIGAWA, K., BANDO, E. VE NAKANO, M. (2001). Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(5):485-91.

NOTHDURFT, F. P., MERKER, S. VE POSPIECH, P. R. (2011). Fracture behaviour of implant-implant- and implant-tooth-supported all-ceramic fixed dental prostheses utilising zirconium dioxide implant abutments. *Clinical Oral Investigations*, 15(1), 89–97.

NOUH, I., KERN, M., SABET, A. E., ABOELFADL, A. K., HAMDY, A. M. VE CHAAR, M. S. (2019a). Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments with separate crowns—A laboratory study. *Clinical Oral Implants Research*, 30(1), 90–98.

OH, W. S. VE ANUSAVICE, K. J. (2002). Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5):536-42.

ÖRTORP, A. VE JEMT, T. (2004). Clinical experiences of computer numeric control-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: A 5-year prospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 6(4):199-209.

ÖRTORP, A., JÖNSSON, D., MOUHSEN, A. VE VULT VON STEYERN, P. (2011). The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dental Materials*, 27(4):356-63.

OSMAN, R. B. VE SWAIN, M. V. (2015). A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials*, 8(3):932-958.

OYAGÜE, R. C., TURRIÓN, A. S., TOLEDANO, M., MONTICELLI, F. VE OSORIO, R. (2009). In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *Journal of Dentistry*, 37(1), 52–58.

ÖZDEMİR DOĞAN, D., POLAT, N. T., POLAT, S., ŞEKER, E. VE GÜL, E. B. (2014). Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(4):501-10.

OZER, F., NADEN, A., TURP, V., MANTE, F., SEN, D. VE BLATZ, M. B. (2018). Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6):987-993.

PANİZ, G., STELLİNİ, E., MENEGHELLO, R., CERARDI, A., GOBBATO, E. A. VE BRESSAN, E. (2013). The Precision of Fit of Cast and Milled Full-Arch Implant-Supported Restorations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(3), 687–693.

PAOLANTONİ, G., MARENZİ, G., MIGNOGNA, J., WANG, H. L., BLASI, A. VE SAMMARTINO, G. (2016). Comparison of three different crown-lengthening procedures in the maxillary anterior esthetic regions. *Quintessence International*, 47(5):407-16.

PAPASPYRIDAKOS, P., HIRAYAMA, H., CHEN, C. J., HO, C. H., CHRONOPOULOS, V. VE WEBER, H. P. (2016). Full-arch implant fixed prostheses: a comparative study on the effect of connection type and impression technique on accuracy of fit. *Clinical Oral Implants Research*, 27(9):1099-105.

- PAPASPYRIDAKOS, P., BORDIN, T. B., KIM, Y. J., EL-RAFIE, K., PAGNI, S. E., NATTO, Z. S., WEBER, H. P. (2020). Technical Complications and Prosthesis Survival Rates with Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Retrospective Study with 1- to 12-Year Follow-Up. *Journal of Prosthodontics*, 29(1), 3–11.
- PATEL, P., HULL, T. R., MCCABE, R. W., FLATH, D., GRASMEDER, J. VE PERCY, M. (2010). Mechanism of thermal decomposition of poly(ether ether ketone) (PEEK) from a review of decomposition studies. *Polymer Degradation and Stability*, 95(5), 709–718.
- PATZELT, S. B. M., BAHAT, O., REYNOLDS, M. A. VE STRUB, J. R. (2014). The all-on-four treatment concept: A systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 9(3):474-488
- PHILIPS, R. W. VE SKINNER, E. (1991). Skinner's science of dental materials.
- PICONI, C. VE MACCAURO, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*.
- PJETURSSON, B. E., THOMA, D., JUNG, R., ZWAHLEN, M. VE ZEMBIĆ, A. (2012). A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 6:22-38.
- POLANSKY, R., HESCHL, A., ARNETZL, G., HAAS, M. VE WEGSCHEIDER, W. (2010). Comparison of the marginal fit of different all-ceramic and metal-ceramic crown systems: an in vitro study. *International Journal Of Stomatology & Occlusion Medicine*.3(2),106-110.
- PRIEST, G., SMITH, J. VE WILSON, M. G. (2014). Implant survival and prosthetic complications of mandibular metal-acrylic resin implant complete fixed dental prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(6):466-75.
- RAHMITASARI, F., ISHIDA, Y., KURAHASHI, K., MATSUDA, T., WATANABE, M. VE ICHIKAWA, T. (2017). PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. *Dentistry Journal*, 5(4), 35.
- REAL-OSUNA, J., ALMENDROS-MARQUÉS, N. VE GAY-ESCODA, C. (2012). Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 17(1):116-21.
- REPOSITORY, Z. O. VE LIBRARY, M. (2014). Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant JPD-13-169 Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant Daniela Jörn , MSc , a Philipp Kohorst , DMD, 112, 340–348.
- RİSMANCHIAN, M., SHAFIEI, S., NOURBAKHSIAN, F. VE DAVOUDI, A. (2014). Flexural strengths of implant-supported zirconia based bridges in posterior regions. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(5), 346–350.
- RIVARD, C. H., RHALMI, S. VE COILLARD, C. (2002). In vivo biocompatibility testing of peek polymer for a spinal implant system: A study in rabbits. *Journal of Biomedical Materials Research*, 62(4), 488–498.
- ROCHA, R. F. V., ANAMI, L. C., CAMPOS, T. M. B., DE MELO, R. M., E SOUZA,

- R. O. DE A. VE BOTTINO, M. A. (2016). Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: Effect of surface treatments. *Brazilian Dental Journal*, 27(6), 693–699.
- ROE, P., KAN, J. Y. K., RUNGCHARASSAENG, K., LOZADA, J. L., KLEINMAN, A. S., GOODACRE, C. J. VE CHEN, J. W. (2010). Immediate loading of unsplinted implants in the anterior mandible for overdentures: A case series. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 25(5), 1028–10235.
- ROMERO, G. G., ENGELMEIER, R., POWERS, J. M. VE CANTERBURY, A. A. (2000). Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(6):602-7.
- ROSENSTIEL SF, LAND MF, FUJIMOTO J. Contemporary fixed prosthodontics. 5th ed. St Louis: Elsevier; 2016
- ROSENTRITT, M., HAGEMANN, A., HAHNEL, S., BEHR, M. VE PREIS, V. (2014). In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *Journal of Dentistry*, 42(8):1019-26.
- ROSENTRITT, M., REMBS, A., BEHR, M., HAHNEL, S. VE PREIS, V. (2015). In vitro performance of implant-supported monolithic zirconia crowns: Influence of patient-specific tooth-coloured abutments with titanium adhesive bases. *Journal of Dentistry*, 43(7), 839–845.
- SADOWSKY, S. J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(1):28-33.
- SAGOMONYANTS, K. B., JARMAN-SMITH, M. L., DEVINE, J. N., ARONOW, M. S. VE GRONOWICZ, G. A. (2008). The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials*, 29(11), 1563–1572.
- SAHİN, S. VE ÇEHRELİ, M. C. (2001). The Significance of Passive Framework Fit in Implant Prosthodontics: Current Status. *Implant Dentistry*, 10(2):85-92.
- ŞAHİN, S., ÇEHRELİ, M. C. VE YALÇIN, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *Journal of Dentistry*, 30(7-8):271-82.
- SAILER, I., PHILIPP, A., ZEMBIĆ, A., PJETURSSON, B. E., HÄMMERLE, C. H. F. VE ZWAHLEN, M. (2009). A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants Research*, 20 Suppl 4:4-31
- SAKAGUCHI, R. VE POWERS, J. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*. *Craig's Restorative Dental Materials*.
- SAKER, S., EL-SHAHAT, S. VE GHAZY, M. (2016). Fracture Resistance of Straight and Angulated Zirconia Implant Abutments Supporting Anterior Three-Unit Lithium Disilicate Fixed Dental Prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(6), 1240–1246.
- SALENBAUCH, N. M. VE LANGNER, J. (1998). New ways of designing suprastructures for fixed implant-supported prostheses. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 18(6):604-12.
- SANNINO, G. (2015). All-on-4 Concept: A 3-Dimensional Finite Element Analysis.

Journal of Oral Implantology, 41(2):163-71.

SCHWITALLA, A. D., ZIMMERMANN, T., SPINTIG, T., KALLAGE, I. VE MÜLLER, W. D. (2017). Fatigue limits of different PEEK materials for dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 69(November 2016), 163–168.

SCHWITALLA, A. VE MÜLLER, W. D. (2013). PEEK dental implants: A review of the literature. *Journal of Oral Implantology*, 39(6):743-9.

SCHWITALLA, ABOU-EMARA, M., SPINTIG, T., LACKMANN, J. VE MÜLLER, W. D. (2015). Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *Journal of Biomechanics*, 48(1), 1–7.

SCHWITALLA, ABOU-EMARA, M., ZIMMERMANN, T., SPINTIG, T., BEUER, F., LACKMANN, J. VE MÜLLER, W. D. (2016). The applicability of PEEK-based abutment screws. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 63, 244–251.

SHAPIRA, L., KLINGER, A., TADIR, A., WILENSKY, A. VE HALABI, A. (2009). Effect of a niobium-containing titanium alloy on osteoblast behavior in culture. *Clinical Oral Implants Research*, 20(6):578-82.

SHOKRY, T. E., ATTIA, M., MOSLEH, I., ELHOSARY, M., HAMZA, T. VE SHEN, C. (2010). Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(1):45-52.

SİDAMBE, A. T. (2014). Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants-A review. *Materials*, 7(12):8168-8188.

SILVA, G. C., MENDONÇA, J. A., LOPES, L. R. VE JR, J. L. (2010). Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25(2), 239–46.

SINHA, N., GUPTA, N., REDDY, K. M. VE SHASTRY, Y. M. (2017). Versatility of PEEK as a fixed partial denture framework. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 17(1), 7–10.

SİRANDONİ, D., LEAL, E., WEBER, B., NORİTOMİ, P., FUENTES, R. VE BORİE, E. (2019). Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34(6), 107–114.

SPROESSER, O., SCHMIDLİN, P. R., UHRENBACHER, J., EICHBERGER, M., ROOS, M. VE STAWARCZYK, B. (2014). Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 54, 184–190.

STANİLAND, P. A., WİLDE, C. J., BOTTİNO, F. A., Dİ PASQUALE, G., POLLICINO, A. VE RECCA, A. (1992). Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer*.

STAWARCZYK, B., BÄHR, N., BEUER, F., WİMMER, T., EICHBERGER, M., GERNET, W., ... SCHMIDLİN, P. R. (2014). Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clinical Oral Investigations*, 18(1):163-70.

- STAWARCZYK, BOGNA, BEUER, F., WIMMER, T., JAHN, D., SENER, B., ROOS, M. VE SCHMIDLIN, P. R. (2013). Polyetheretherketone - A suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 101(7), 1209–1216.
- STAWARCZYK, BOGNA, EICHBERGER, M., UHRENBACHER, J., WIMMER, T., EDELHOFF, D. VE SCHMIDLIN, P. R. (2015). Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental Materials Journal*, 34(1), 7–12.
- STIMMELMAYR, M., SAGERER, S., ERDELT, K. VE BEUER, F. (2013). In Vitro Fatigue and Fracture Strength Testing of One-Piece Zirconia Implant Abutments and Zirconia Implant Abutments Connected to Titanium Cores. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(2):488-93.
- STROCK, A. E. (1939). Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus. Preliminary report. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 25(5), 467-472.
- TAKAHASHI, T., SHIMAMURA, I. VE SAKURAI, K. (2010). Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *Journal of Prosthodontic Research*, 54(4):179-84.
- TAMAC, E., TOKSAVUL, S. VE TOMAN, M. (2014). Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 909–913.
- TAN, K. B., RUBENSTEIN, J. E., NICHOLLS, J. I. VE YUODELIS, R. A. (1993). Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *The International journal of prosthodontics*, 6(4), 346–63.
- TANAKA, K., TAMURA, J., KAWANABE, K., NAWA, M., OKA, M., UCHIDA, M., ... NAKAMURA, T. (2002). Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63(3):262-70.
- TARUNA, M. (2014). Prosthodontic Perspective to All- On-4 ® Concept for Dental Implants. *Journal Of Clinical And Diagnostic Research*, 8(10):ZE16-9.
- TAŞIN, S. (2016). *Alt tam dişsiz çenede farklı yöntemler ile üretilmiş implant destekli hibrit protezlerin kemik üzerinde oluşturduğu gerilme miktarlarının karşılaştırılması*. BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ.
- TEKİN, S., CANGÜL, S., ADIGÜZEL, Ö. VE DEĞER, Y. (2018). Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research*.
- TİLLITSON, E. W., CRAIG, R. G. VE PEYTON, F. A. (1971). Friction and Wear of Restorative Dental Materials. *Journal of Dental Research*, 50(1):149-54.
- TİNSCHERT, J. VE DENT, M. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *International Journal of Prosthodontics*, 14(3), 231–238.
- TOURAH, A., MOSHAVERİNİA, A. VE CHEE, W. W. (2014). Mandibular implant-supported fixed dental prosthesis with a modified design: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(2):91-5.
- TRUNINGER, T. C., STAWARCZYK, B., LEUTERT, C. R., SAILER, T. R.,

HÄMMERLE, C. H. F. VE SÄILER, I. (2012). Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clinical Oral Implants Research*, 23(1):12-8.

TURP, V. VE TURKOGLU, P. (2019). Zirkonyanın Yapısı, (February).

VÁSQUEZ, V., ÖZCAN, M., NISHIOKA, R., SOUZA, R., MESQUITA, A. VE PAVANELLI, C. (2008). Mechanical and thermal cycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium. *Dental Materials Journal*, 27(1):7-15.

VENKATESH, K. V. VE NANDINI, V. V. (2013). Direct metal laser sintering: A digitised metal casting technology. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 13(4):389-92.

WASSELL, R. W., MCCABE, J. E. VE WALLS, A. W. G. (1994). A Two-body Frictional Wear Test. *Journal of Dental Research*, 73(9), 1546–1553.

WEE, A. G., AQUILINO, S. A. VE SCHNEIDER, R. L. (1999). Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *The International journal of prosthodontics*, 12(2), 167–78.

WIESLI, M. G. VE ÖZCAN, M. (2015). High-Performance Polymers and Their Potential Application as Medical and Oral Implant Materials: A Review. *Implant Dentistry*, 24(4), 448–457.

WILLIAMS, D. (2008). Polyetheretherketone for long-term implantable devices. *Medical device technology*.

WINKLER, S., RING, K., RING, J. D. VE BOBERICK, K. G. (2003). Implant Screw Mechanics and the Settling Effect: An Overview. *Journal of Oral Implantology*, 29(5), 242–245.

WITEK, S. R. VE BUTLER, E. P. (1986). Zirconia Particle Coarsening and the Effects of Zirconia Additions on the Mechanical Properties of Certain Commercial Aluminas. *Journal of the American Ceramic Society*, 24(12), 652-657.

YANG, J. (2004). Marginal Fit Of The Auro Galvano Crown System Made Using The Electroforming Technique. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 42(6), 679-685.

YEO, I. S., YANG, J. H. VE LEE, J. B. (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5):459-64.

YILMAZ, B., ALSHAHRANI, F. A., KALE, E. VE JOHNSTON, W. M. (2018). Effect of feldspathic porcelain layering on the marginal fit of zirconia and titanium complete-arch fixed implant-supported frameworks. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 71–78.

YILMAZ, B., KALE, E. VE JOHNSTON, W. M. (2018). Marginal discrepancy of CAD-CAM complete-arch fixed implant-supported frameworks. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 65–70.

YILMAZ, B., KALE, E., JOHNSTON, W. M., KATSOULIS, J., MERICSKE-STERN, R., ROTKINA, L., BLATZ, M. B. (2018). Marginal discrepancy of CAD-CAM complete-arch fixed implant-supported frameworks. *Clinical Oral Implants Research*, 25(1), 65–70.

ZAGHLOUL, H. H. VE YOUNIS, J. F. (2013). Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks. *Journal of Oral Implantology*, 39(4):417-24.

ZEIGHAMI, S., GHODSI, S., SAHEBI, M. VE YAZARLOO, S. (2019). Comparison of Marginal Adaptation of Different Implant-Supported Metal-Free Frameworks Before and After Cementation. *The International Journal of Prosthodontics*, 32(4), 361–363.

ZHUANG, R., LIU, C., HAN, Z., LI, J. VE GENG, W. (2018). *Implant-Supported Hybrid Prosthesis for Severe Mandibular Defects: A Sequence of Treatments From Alveolar Distraction Osteogenesis to Implant Restoration*. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*.76(10),2103e1-2103e15.

ZOİDİS, P. (2018). The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 516–521.

ZOİDİS, P., PAPATHANASIOU, I. VE POLYZOİS, G. (2016). The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 580–584.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Kemal Ulaş EROL

Yabancı Dil : İngilizce

Eğitim Durumu :

Lisans : Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2011-2016)

Çalıştığı Kurum : Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi (2017-)

Yayınları(SCI) :

Yayınları (Diğer) : Geniş Diastemaların Tedavisinde Farklı Bir Tedavi
Yaklaşımı (TDB 2018, Poster sunumu)

Araştırma Alanları: