T. C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

İMPLANT ÜSTÜ HİBRİD PROTEZLERDE ALTYAPI VE DİŞ ETİ MATERYALİ BAĞLANTISININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Fatma Uslu

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Yurdanur Uçar

ADANA 2018

T. C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

İMPLANT ÜSTÜ HİBRİD PROTEZLERDE ALTYAPI VE DİŞ ETİ MATERYALİ BAĞLANTISININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Fatma Uslu

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Yurdanur Uçar

Bu çalışma TDH-2017-9759 nolu proje olarak Çukurova Üniversitesi Araştırma Projeleri tarafından desteklenmiştir.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca hoşgörü ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, değerli bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren tez danışmanım Doç. Dr. Yurdanur UÇAR'a,

Tezim ile ilgili çok kıymetli akademik önerilerini sunan tez jürimin değerli üyeleri Prof. Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN ve Doç. Dr. Orhun EKREN'e,

Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Bölümü; öğretim üyeleri Prof. Dr. Cem KURTOĞLU, Doç. Dr. Koray SOYGUN, Doç. Dr. Esma Başak GÜL AYGÜN'e,

Bölüm arkadaşlarım Dt. Selin ÇELIK, Dt. Orçun ERTEPE, Dt. Elvin ELDAROV, Dt. Öykü Ceren KAHRAMAN, Dt. Başar ÖZKUL, Dt. Deniz KARAKUŞ'a ve tüm bölüm çalışanlarımıza,

Tezim ile ilgili sağlamış oldukları yardımlarından dolayı Çağdaş Diş Laboratuarı ve Erhan SOYDUR'a,

Her zaman aile gibi hissettiren ve desteklerini esirgemeyen arkadaşlarım Dt. Duygu KARADUMAN TURNA, Dt. Zeynep KASAN ÖZPOLAT ve Dt. Kadriye ÖZDAYI'ya,

Manevi destekleri ve zor anlarımdaki yardımlarıyla her zaman yanımda olan sevgili arkadaşlarım Dt. Selin ERKAN, Dt. Elif AKIN ÖZGÜNLER ve Dt. Gülce TOSUN'a,

Her zaman yanımda olan ve benden desteğini esirgemeyen sevgili aileme,

Tüm zorlukları benimle göğüsleyen ve hayatımın her evresinde bana destek olan değerli arkadaşım Dt. Levent KAVRAMA'ya,

Tüm içtenliğimle sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR iii

İÇİNDEKİLER iv

ŞEKİLLER DİZİNİ vii

ÇİZELGELER DİZİNİ ix

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ x

ÖZET xii

ABSTRACT xiv

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİ 3

2.1. Total Dişsizlik 3

2.2. Total Dişsizlik Tedavileri 3

2.2.1. Geleneksel Tam Protezler 4

2.2.2. İmplant Destekli Protezler 5

2.2.2.1. İmplant Destekli Sabit Protezler 6

2.2.2.2. İmplant Destekli Hareketli Protezler 7

2.2.2.3. Hibrit Protezler 8

2.3.1. Retansiyon Şekillerine Göre Hibrit Protezler 9

2.3.2. Hibrit Protezlerde Kullanılan Altyapı Tasarımları 10

2.3.2.1. Hibrit Protezlerde Kullanılan Altyapı Elde Etme Yöntemleri 11

2.3.2.2. Soy Metal Alaşımlar 14

2.3.2.3. Soy Olmayan Metal Alaşımlar 14

2.3.2.4. Titanyum 15

2.3.2.5. Zirkonya 15
2.3.3. Hibrit Protezlerde Kullanılan Dişeti Materyalleri 16
2.3.3.1. Akrilik Rezin 17
2.3.3.2. Pembe Porselen 18
2.3.3.3. Pembe Kompozit 19
2.3.4. Hibrit Protezde Uygulanan Protetik Materyal Çeşitleri 20
2.4. Hibrit Protezlerde Bağlantı Problemleri 22
2.5. Bağlantı Dayanımı Test Yöntemleri 24
2.6. Kırık Örnek Yüzeyi İnceleme Yöntemleri 26
2.6.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Elektron Microscope, SEM) 26
2.6.2. Enerji Dağılımlı Spektroskopi (Energy-Dispersive Spectroscopy, EDS) 26
3. GEREÇ VE YÖNTEM 27
3.1. Altyapıların Hazırlanması 28
3.1.1. Co-Cr Altyapının Hazırlanması 28
3.1.2. Zirkonya Altyapının Hazırlanması 29
3.2. Dişeti Materyallerinin Uygulanması 29
3.2.1. Co-Cr Diskler Üzerine Dişeti Materyallerinin Uygulanması 29
3.2.2. Zirkonya Diskler Üzerine Dişeti Materyallerinin Uygulanması 32
3.3. Örneklerin Bağlantı Dayanımlarının Test Edilmesi 34
3.4. Bağlantı Dayanım Değerlerinin İstatiksel Analizi 35
3.5. SEM ile Elde Edilen Kırık Yüzey Analizi 35
3.6. EDS ile Elde Edilen Kırık Yüzey Elemental İçeriği 35
4. BULGULAR 37
5. TARTIŞMA 52

5.SONUÇLAR 63

KAYNAKLAR 64

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Dişeti materyali uygulama aparatı birinci yarı parçası 30
Şekil 3.2. Dişeti materyali uygulama aparatı ikinci yarı parçası 30
Şekil 3.3. Dişeti materyali uygulama aparatı 31
Şekil 3.4. Metal üzeri porselen örneği 32
Şekil 3.5. Metal üzeri kompozit örneği 32
Şekil 3.6. Zirkonya üzeri porselen örneği 33
Şekil 3.7. Zirkonya üzeri kompozit örneği 33
Şekil 3.8. Test düzeneğine yerleştirilmiş örnek 34
Şekil 3.9. Quorum Q150R ES, Quorum Technologies, East Sussex, United Kingdom 36
Şekil 3.10. FEI Quanta FEG 650, Oregon, AB 36
Şekil 4.1. Zirkonya ve metal grupları için kırık örnek yüzeylerindeki adeziv ve koheziv başarısızlıklar (1. Co-Cr alaşımı-pembe kompozit, 2. Co-Cr alaşımı-pembe porselen, 3. zirkonya-pembe kompozit, 4. zirkonya-pembe porselen) 41
Şekil 4.2. Co-Cr alaşımı-pembe kompozit grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin ikincil elektron görüntüsü 42
Şekil 4.3. Co-Cr alaşımı-pembe kompozit grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin geri saçılan elektron görüntüsü 43
Şekil 4.4. Co-Cr alaşımı-pembe kompozit grubu kırık örnek yüzeyinde zımparalama işleminin materyalde meydana getirdiği yorgunluğa ait izler 44
Şekil 4.5. Co-Cr alaşımı-pembe porselen grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin geri saçılan elektron görüntüsü 45
Şekil 4.6. Co-Cr alaşımı-pembe porselen grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin geri saçılan elektron görüntüsü 46
Şekil 4.7. Co-Cr alaşımı-pembe porselen grubuna ait kırık örnek yüzeyinin 2000 büyütmede geri saçılan elektron görüntüsü 47

Şekil 4.8. Zirkonya-pembe kompozit grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin ikincil elektron görüntüsü 48
Şekil 4.9. Zirkonya-pembe porselen grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin ikincil elektron görüntüsü 49
Şekil 4.10. Zirkonya-pembe porselen grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin geri saçılan elektron görüntüsü 50
Şekil 4.11. Zirkonya-pembe porselen grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin ikincil elektron görüntüsü 51

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Misch'in implant üstü restorasyon sınıflaması 6
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan malzemeler 27
Çizelge 3.2. Örnek gruplarının sınıflandırılması 28
Çizelge 4.1 Materyallerin Maksimum Bağlanma Enerjisi 37
Çizelge 4.2 Materyallerin Maksimum Bağlanma Dayanımı 37
Çizelge 4.3. Alt grupların altyapı-dişeti materyali maksimum bağlanma enerjisi 38
Çizelge 4.4. Alt grupların altyapı-dişeti materyali maksimum bağlanma dayanımı 38
Çizelge 4.5. Alt grupların birbiriyle değerlendirilmesi 40
Çizelge 5.1. Literatürde makaslama dayanımı uygulayan çalışmalar 54

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

A	Alan
ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği
AlO_2	Aliminyum (II) Oksijen
Al_2O_3	Aliminyum Oksit
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing)
cm	Santimetre
Co	Kobalt
Co-Cr	Kobalt-Krom
Cr	Krom
DLMS	Direkt Metal Lazer Sinter (Direct Metal Laser Sintering)
EDS	Enerji Dağılımlı Spektroskopi (Energy-Dispersive X-Ray Spectroscopy)
F	Kuvvet
FDM	Birleştirilmiş Depozisyon Modelleme (Fused Deposition Modelling)
g/cm^3	Gram/Santimetreküp
HP	Hareketli Protez
HIP	Sıcak Izostatik Presleme
IJP	Ink-Jet Printing (Baskılama)
K	Kompozit
kV	Kilovolt
LC	Lazer Kaplama (Laser Cladding)
LED	Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)
LOM	Tabakalı Obje Üretimi (Laminated Object Manufacturing)
M	Metal
MDP	10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate
MK	Metal-Kompozit
mm	Milimetre
mm^2	Milimetrekare

Mo	Molibden
MP	Metal-Porselen
MPa	Mega Pascal
N	Newton
Ni	Nikel
NiCr	Nikel-Krom
P	Porselen
Ra	Aritmetik Ortalama Pürüzlülük
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Elektron Microscope)
SLA	Stereolithography
SLM	Selektif Lazer Ergitme (Selective Laser Melting)
SLS	Selektif Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering)
SP	Sabit Protez
SS	Standart Sapma
STL	Stereolithography
Ti	Titanyum
TBC	Tribokimyasal
VBATDT	6-(N-(4-vinylbenzyl)propylamino)-1,3,5-triazine-2,4-dithione
W	Tungsten
W	Watt
Y-TZP	Itriyum Tetragonal Zirkonya Polikristal
Z	Zirkonya
ZK	Zirkonya-Kompozit
ZP	Zirkonya-Porselen
2 HEMA	2-Hydroxyethyl methacrylate
3D	3 Boyutlu
3DP	3 Boyutlu Yazıcı (3D Printing)
°C	Santigrat Derece
µm	Mikrometre
%	Yüzde

ÖZET

İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri ve Dişeti Materyalleri Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Bir hastanın osteointegre implantlar kullanılarak tam ağız rekonstrüksiyonu, diş hekimliğinde kabul gören bir tedavidir. Dişsiz hasta için tedavi seçenekleri temel olarak kalan kemik kalitesi ve kemik hacmine bağlıdır. Dikey ve yatay doku kaybı uygulanmak istenen implant pozisyonunu ve protez tipini sınırlandırdığı zaman tedavide zorluklar ortaya çıkar. Kayıp dokuların bir kısmı yeniden rehabilite edilebilse de sınırlamalar mevcuttur. Fonksiyon, estetik ve dişeti yapısını yeniden rehabilite edebilmek için metal alaşımı-akrilik, metal alaşımı-kompozit, metal alaşımı-porselen, zirkonya-kompozit ve zirkonya-porselen dahil olmak üzere farklı malzeme kombinasyonları kullanılmıştır. İmplant destekli sabit protezlerde biyolojik ve mekanik komplikasyonlar sıklıkla görülmektedir. Özellikle, implant ve abutment arasında pasif uyum eksikliği, yorgunluk ve stres, implant destekli protezlerde görülen en yaygın teknik komplikasyonlardır.

Mevcut çalışmanın amacı, dişeti materyallerinin Co-Cr ve zirkonya altyapı materyallerine bağlanma dayanımlarını karşılaştırmaktır.

Lazer sinterize Co-Cr alaşımı diskler (EOS Co-Cr SP-2, EOS) ve zirkonya (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar) diskler 25 mm×3 mm boyutlarda hazırlandı. Silikon karbid kağıtlar ile örnekler zımparalandı. Örneklere AlO_2 tozları ile kumlama işlemi uygulandı ve sonra % 90 alkol ile ultrasonik banyoda temizlendi, ardından örnekler distile suda bekletildi. Her iki gruptaki örneklere primer (Clearfil Ceramic Primer, Kuraray) ve rezin (Panavia Fluora Cement, Kuraray) uygulandı. Opak (Ceramage Pre Opaque, Kuraray) sadece Co-Cr örneklerin yüzeylerine uygulandı. Örnekler iki alt gruba ayrıldı. Bir alt gruba pembe porselen (IPS e.max Ceram, Ivoclar) diğerine pembe kompozit (Gradia Gum Shades, GC) uygulandı. Makaslama bağlanma dayanımı universal test cihazı ile dakikada 1mm'lik bir hız ile ölçüldü. Her alt gruptan 2'şer örnek kırık yüzey analizi ve element içeriğinin değerlendirilmesi için sırası ile SEM ve EDS cihazları kullanılarak incelendi.

Altyapı ve dişeti materyallerinin her ikisinin de bağlanma dayanımını etkilediği bulundu. Co-Cr grubun ortalama (±SD) bağlanma dayanımı (10,09±5,25 MPa) zirkonya grubun bağlanma dayanımından (7,91±3,53 MPa) daha yüksektir. Pembe porselen grubunun ortalama (±SD) bağlanma dayanımı (12,09±4,20 MPa) pembe kompozit grubundan (5,80±2,04 MPa) daha yüksektir. Dört alt grup arasında istatiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. Metal-porselen grubunun (14,11±3,83 MPa) en yüksek bağlanma dayanımını gösterdiği bulundu. Metal-porselen grubunu sırasıyla, zirkonya-porselen (9,98±3,53 MPa), zirkonya-kompozit (5,95±2,19 MPa) ve metal-kompozit (5,65±1,92 MPa) grupları takip etmektedir. Kırık yüzey grafileri ve elemental içerik sonuçları değerlendirildiğinde bağlanma dayanımı sonuçları ile paralel sonuçlar elde edildi.

İmplant destekli hibrid protezler hazırlanırken, iki faktör de bağlanma dayanımına etki ettiği için, altyapı ve dişeti materyallerinin seçimi kritik öneme sahiptir.

Anahtar Kelimeler: Bağlanma dayanımı, Dişeti materyali, Zirkonya, Co-Cr alaşımı, İmplant destekli hibrid protez

ABSTRACT

Bond Strength Between Framework Materials and Gingiva Colored Materials of Implant Supported Hybrid Prosthesis

Full mouth reconstruction of an edentulous patient with osseointegrated implants is a well-accepted treatment in dentistry. Treatment options for the edentulous patient mainly depend on the residual bone quality and bone volume. The treatment can be a challenge when vertical and horizontal tissue resorption limits the desired implant position and prosthesis type. Although some of the lost tissue may be reestablished, challenges still exist. To reestablish function, esthetics, and gingival architecture, different material combinations have been used including metal alloy-acrylic, metal alloy-composite, metal alloy-ceramic, zirconia-composite and zirconia-ceramic. Biological and technical complications frequently occur with full-arch implant-supported fixed prosthesis. Especially, the lack of passive fit between implant and abutment, fatigue load and stress were the most common prosthesis-related technical complications reported with implant-supported complete dental prostheses.

The aim of this in-vitro study was to compare the shear bond-strength between two different gingiva-colored materials bonded to Co-Cr alloy and zirconia framework materials.

Laser sintered Co-Cr alloy (EOS Co-Cr SP-2, EOS) and pre-sintered zirconia (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar) discs with dimensions of 25 mm×3 mm were prepared. SiC papers were used for wet-grinding. Specimens were subjected to AlO_2 sandblasting and treated with ultrasonic-cleaning using 90% alcohol, kept in room-temperature distilled-water. Specimens in both groups were pre-treated using primer (Clearfil Ceramic Primer, Kuraray) and resin cement (Panavia Fluora Cement, Kuraray). Opaque (Ceramage Pre-Opaque, Kuraray) was applied only on Co-Cr specimens. Gingiva-colored composite material (Gradia Gum Shades, GC) was applied on half of the specimens while pink porcelain (IPS e.max Ceram, Ivoclar) was applied on the rest in both groups. Shear bond-strength was

measured in a universal testing machine with a crosshead speed of 1mm/min. SEM and EDS devices were used to evaluate the fracture surface and elemental content of the prepared specimens.

Both framework and gingiva materials significantly affected the bond-strength. The mean (±SD) bond-strength of Co-Cr groups (10,09±5,25 MPa) was significantly higher than zirconia groups (7,91±3,53 MPa). The mean (±SD) bond-strength of porcelain specimens (12,09±4,20 MPa) was significantly higher than composite specimens (5,80±2,04 MPa). A statistically significant difference was also found between all subgroups. Metal-porcelain group (14,11±3,83 MPa) showed the highest bond-strength value, followed by zirconia-porcelain (9,98±3,53 MPa), zirconia-composite (5,95±2,19 MPa) and metal-composite (5,65±1,92 MPa) groups. Results gained from fracture surface and elemental analysis results were in accordance with the bond strength results.

Selection of framework and gingiva materials when constructing implant-supported hybrid restorations is critical since both factors affect the bond-strength.

Keywords: Bond-strength, Gingiva colored material, Zirconia, Co-Cr alloy, Implant-supported hybrid prosthesis.

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde kullanılan dental implantlar; çeşitli nedenlerle kaybedilen dişlerin fonksiyon, estetik ve ayrıca fonasyon bakımından, hastanın doğal dentisyonuna olabildiğince yakın bir şekilde yeniden kazandırılmasını sağlayan protetik araçlar olarak tanımlanabilir.[1] Eksik dişlerin osseointegre olmuş implantlar ile yerine konması diş hekimliğinde çok önemli avantajlar sağlar.[2]

İmplant destekli protezler; mevcut kemiğin korunması, dikey boyut kaybının önlenmesi, estetik beklentiyi karşılaması, uygun oklüzyon sağlanabilmesi, psikolojik durumun iyileşmesi, restorasyon stabilitesinin ve retansiyonunun artması, fonasyonun düzelmesi, protezin başarı oranının ve yaşam süresinin artması, kas tonusunun korunması gibi avantajlar sağlarlar.[3]

Diş üzeri sabit restorasyonlarda, dişsiz bölgeye komşu sağlam diş dokularının korunma isteği; tam ve bölümlü hareketli protezlerin normal çiğneme fonksiyonu, estetik, konuşma ve kullanım rahatlığının hastanın beklentilerini karşılamaması implant destekli protezlerin alternatif tedavi olarak kullanımını yaygınlaştırmıştır.[1]

Diş kaybına bağlı görülen vertikal ve horizontal ileri derecede sert ve yumuşak doku kayıplarında, sabit protetik tedavi isteyen ancak implant cerrahisine ilave cerrahi operasyonları kabul etmeyen hastalarda, uzun kuron boyu olan ve estetik açıdan tatmin etmeyen sabit protezler yapmak yerine; dişi ve diş etini taklit eden implant üstü hibrit protezlerin yapımı yaygınlaşmıştır.[4]

İmplant üstü sabit hibrit protezler; çeşitli altyapı materyallerine ilaveten dişi ve diş etini iade eden farklı materyaller ile hazırlanabilirler. Geleneksel yöntem metal altyapı üzerine akrilik diş ve pembe akrilik ile kayıp dokuları restore etmektir. Bu yöntemin; akrillerde kırılma, temizleme zorluğu ve akriliklerdeki boyanmaya bağlı olarak hastayı tatmin etmeyen estetik görünüm gibi dezavantajları vardır. Diğer seçenek; metal alt yapı üzerine porselen yığılması ile diş ve diş etlerinin restore edilmesidir. Bu yöntem ile estetik olarak avantaj sağlansa bile büyük boyutlu metal altyapının tekrar tekrar porselen fırınına girmesi pasif uyumu bozmaktadır. Bu durumun önüne geçmek için metal altyapıyı prepare edilmiş dişler gibi hazırlayıp üzerine metal destekli kuronlar yapılabilir.

Diş etini taklit etmek için pembe kompozit kullanılarak alt yapının tekrar tekrar fırına girmesi engellenmektedir. Bu yöntemlere benzer olarak estetik kaygısı yüksek olan hastalarda zirkonya altyapılar üzerine porselen yığılarak hibrit protezler yapılmaktadır. Diş etini pembe porselenden yapmak yerine porselenin uygulama ve tamir zorluğunu ekarte etmek için pembe kompozit kullanılarak diş eti restore edilebilir.

Bu çalışmanın amaçları;

1. Farklı altyapı materyallerinin bağlantı dayanımına etkisini karşılaştırmak,
2. Farklı dişeti materyallerinin bağlantı dayanımına etkisini karşılaştırmak.

2. GENEL BİLGİ

2.1. Total Dişsizlik

Dişsizlik büyük ölçüde önlenebilen, kronik bir oral patolojinin son noktasını temsil eden ciddi bir halk sağlığı sorunudur.[5,6] Doğal dentisyonun kaybı, çoğunlukla çürük ve periodontal hastalığa atfedilen çok faktörlü bir süreçtir. Aynı zamanda bireysel ve sosyal faktörlerle ilişkilidir.[7,8] Yapılan araştırmalar; kardiyovasküler hastalık, felç ve kanser gibi sistemik durumlar ile dişsizlik arasında çeşitli bağlantılar olabileceğini ortaya koymuştur.[9-11]

Dişsizliğe geçiş sebepleri sadece çürük veya periodontal hastalık değildir. Davranış biçimleri, düzenli diş muayenesi, sosyo-ekonomik durum gibi davranışsal ve kültürel faktörlerin de dişsizlik üzerinde etkisi vardır.[12]

Dişsizlikte artış, tükürük akış hızında azalma, ağız mukozasında ve kaslarda atrofi gibi fizyolojik ve kronolojik yaşlanma ile birlikte görülen durumlar; çiğneme fonksiyonunda, beslenme alışkanlıklarında, estetik ve fonetik beklentilerde farklılıklar yaratır.[2]

Terim olarak yaşlanma ele alındığında; hastalık durumu olmaksızın zamanla ortaya çıkan anatomik yapı ve fizyolojik durum değişiklikleri olarak tanımlanmaktadır. Yaşlılıkla birlikte tedavi prensiplerinde değişiklik gözlenmese de hastaların sistemik durumlarındaki değişiklikler ve fizyolojik süreçteki ağız içi ve ağız dışı dokulardaki değişiklikler protetik tedaviyi etkilemektedir.[13]

Yaşam kalitesinin iyileşmesi ve azalan ölüm oranları ile birlikte yaşlı popülasyonlarında dünya çapında bir artış vardır.[14] Günümüzde giderek artan yaşlı nüfus, yaşam kalitesini iyileştirmek için daha rahat edeceği diş hekimliği tedavisi beklemektedir.[15]

2.2. Total Dişsizlik Tedavileri

Protetik rehabilitasyon ihtiyacı olan tam dişsiz ağızlarda tedavi planlanmadan önce hastaların ağız içi ve ağız dışı muayenelerinin yapılması, fiziksel ve psikolojik olarak

hazırlanması gerekir. Hastaların sağlık durumlarının tedavi sırasında ve sonrasında değerlendirilmesi gerekir. Tam dişsiz ağızların tedavisinde total tedavi planı önemlidir.[12]

Yaşlanmayla veya çeşitli sistemik durumlarla birlikte görülen total dişsizlik vakalarında; hastanın kaybolan çiğneme fonksiyonu, fonasyon ve estetik sorunlarını rehabilite edebilmek için farklı tedavi alternatifleri vardır. Fonksiyonel, morfolojik ve davranışsal komponentlerin bütünü çiğneme sistemini oluşturur. Doğal dişler kaybedilip yapay dişlerle telafi edilmek istendiği zaman destek mekanizmaları da değişir ve bu çiğneme komponentlerinin etkileşimi daha farklı biçime gelir. Uygulanacak tedavi şekli; hastanın sistemik durumuna, estetik ve fonksiyon beklentisine göre belirlenir.[12]

2.2.1. Geleneksel Tam Protezler

Diş hekiminin mesleki bilgisi ve klinik yetkinliklerine ek olarak tamamen hastaya bağlı bir çok faktör, tam protezlerin optimum retansiyon ve stabilitesinin sağlanması açısından çok önemlidir. Bu faktörler adhezyon ve kohezyon, tükürük viskozitesi ve akışı, alveolar sırtların rezorpsiyon şekli ve derecesi, alveolar kemiğin kalitesi ve miktarı, mineral yoğunluğu, yumuşak dokunun esnekliği, üst ve alt alveolar sırtların arasındaki ilişki, nöromüsküler koordinasyon, oral mukoza durumu, vestibüler sulkus derinliği ve dilin hipertrofisidir.[16-19]

Geleneksel tam protezlerine adapte olmayı başarmış çok sayıda hasta protezini rahatlıkla kullanmaktadır. Hastaların tam protezleri hakkındaki değerlendirmeleri bazen diş hekimleriyle ya da anatomik faktörlerle ilişkili olmayabilir.[20-22] Hastaların protezleri hakkındaki memnuniyetlerinin değerlendirmesi; teslim edildikten sonra yapılan kontrol ve düzeltme sayısına, hastaların psikolojik özelliklerine, duygusal durumlarına, yaşam koşullarının değerlendirilmesine, demografik ve sosyoekonomik faktörlere, hastanın anatomik ve fizyolojik özelliklerine (alveolar sırtın rezorpsiyon derecesi, tükürük kalitesi, dilde hipertrofi, oral mukozanın durumu, protezin oturacağı alanın durumu) de bağlıdır.[23]

Geleneksel tam protezler kabul edilen tüm kriterlere göre yapılmış olsa bile, bazı hastalar protez tedavisinden ve yeni protezlerinden memnun kalmayabilir. Yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde yeni yapılmış tam protezlerinden memnun olmayan

hastaların oranı % 10 ile % 15 arasında bulunmuştur.[24,25] Memnuniyet derecesinin tam protezleri kullandıktan sonraki ilk birkaç yıl boyunca hızla azaldığı görülmektedir.[25] Yapılan epidemiyolojik çalışmalara bakıldığında; hastaların farklı zamanlarda ve kalitelerde yapılmış protezlerinden memnuniyet oranı %20 ile %35 arasında değişmektedir.[25-27] Celebic ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada düşük eğitim düzeyine sahip hastaların geleneksel tam protezlerinden genel anlamda ve estetik görünüş olarak daha memnun olduğu ortaya çıkmıştır. Daha önce tam protez kullanmamış ve kısa süreli dişsiz kalma süresi olan genç hastaların; mandibular tam protezlerine oranla maksiller tam protezlerinden daha memnun oldukları sonuçları çıkarılmıştır.[23]

Critchlow ve arkadaşları geleneksel tam protezler için prognostik göstergeler ile ilgili literatür araştırması yapmıştır. Bu araştırmanın sonuçları; iyi yapılmış protezlerin kullanılma olasılığının daha yüksek olduğunu ve uyumsuz protezlere kıyasla hastalar tarafından daha kabul edilebilir olduğunu gösteren az miktarda çalışma olduğu, bazı tam protez hastalarının özellikle mandibulada herhangi bir geleneksel tam proteze adapte olamayacağı ve ayrıca başarılı protetik tedavinin çok faktörlü olduğudur.[28]

Tam protez hastalarının; ağız sağlığına verdikleri önem ve yeni protezlere karşı toleransları azalmış olabilir. Bu tolerans kaybı ve alışma süresinin uzaması; tükürük salgısının azalması, ağız mukozasındaki değişiklikler, alveolar kemik desteği azalması, etkin çiğneme yapılamaması, motor fonksiyon kaybı, beslenme yetersizliği ve psikolojik durum bozukluğuna bağlı görülebilir.[29]

2.2.2. İmplant Destekli Protezler

Total dişsiz hastaların tedavi seçenekleri geleneksel diş hekimliğinde kısıtlıdır. Çeşitli ilave cerrahi tekniklerle ve implant uygulamalarıyla mevcut dişsiz durum modifiye edilip uygulanacak protetik tedavi alternatifleri arttırılabilir. İmplant tedavisinin amacı; hastanın beklentilerini ve anatomik ihtiyaçlarını karşılayabilecek öngürülebilir ve ekonomik tedavi seçeneklerini sunmaktır.[1]

İmplant üstü restorasyonlar dişsiz çenelerin rehabilitasyonu için başarısı kanıtlanmış tedavi yöntemidir.[30] Dişsiz çenelerde endosseöz dental implantların kullanımı, %95'in

üzerinde başarı gösteren bir tedavi alternatifidir.[31] İnter-foraminal alan, çeneler arası ilişki, ağız hijyeni, maliyetler, hasta tercihleri, kemik hacmi ve yumuşak doku koşulları gibi birçok faktor sabit ve hareketli protez arasındaki kararda rol oynar.[32]

İmplant üstü restorasyonların sınıflaması Çizelge 2.1.'de görüldüğü şekilde sabit protez ve hareketli protez olmak üzere ayrılır.[1] Sabit protetik tedavi; sert ve yumuşak doku kaybının miktarına göre 3 grupta değerlendirilir. Birinci gruptan üçüncü gruba doğru gidildikçe artmış doku kaybı mevcuttur. Hareketli protetik tedavi, protezin sadece implanttan ya da implantla birlikte yumuşak dokudan destek almasına göre 2 grupta sınıflandırılır.

Çizelge 2.1. Misch'in implant üstü restorasyon sınıflaması.

Tip	Tanım
SP-1	Sabit Protez, sadece kuronu restore eder, doğal diş gibi görünür.
SP-2	Sabit Protez, kuronun ve kökün bir kısmını restore eder, kuronun konturları oklüzal yarıda normaldir ancak gingival yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır.
SP-3	Sabit Protez, eksik kuronu, dişetini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder.
HP-4	Hareketli Protez, sadece implant destekli implant üstü protezlerdir.
HP-5	Hareketli Protez, implant ve yumuşak doku desteklidir.

2.2.2.1. İmplant Destekli Sabit Protezler

İmplant destekli sabit protezler, hastaların yeni sabit dişlere sahip olmasını sağlayan bir tedavi alternatifidir. Parsiyel veya total dişsiz hastalarda endike olabilirler. Sadece dişleri veya dişlerle birlikte destekleyici dokuları da (hibrid protez) rehabilite edebilirler. Geleneksel protezlerin kısıtlılıklarının üstesinden gelirler. Stabilite ve retansiyonu arttırırlar, hastalar için fonksiyonel ve psikolojik avantajlar sağlarlar.[33] İmplant destekli

protezler total dişsiz çenelerde çiğneme işlevine yardımcı olup çiğneme fonksiyonlarını arttırırlar.[34,35] İmplant destekli sabit protezlerle tedavi retansiyon ve stabiliteyi güçlendirir; artmış çiğneme, konuşma ve yutma kabiliyeti sağlar; hasta konforu ve memnuniyetini arttırır.[36,37]

İmplant destekli sabit restorasyonlar tamamen implant desteklidir. Böylelikle yükün protez yatağına aktarılması söz konusu değildir. Bu nedenle doku destekli protezlerden farklı olarak rezorpsiyon olasılığını ortadan kaldırır.[32]

Total dişsiz hastaların mandibula ve maxillada implant destekli sabit protez seçeneği ile rehabilitasyonu; implant sayı, pozisyon ve dağılımlarına bağlı olarak çeşitlilik göstermektedir.[38] Bu protezler implant destekli sabit protezler ya da hibrit protezler; metal iskelet altyapı üzerine akrilik, çok üniteli metal destekli seramik, CAD-CAM ile üretilmiş metal veya zirkonya altyapılı ya da monolitik zirkonya ile yapılmış olabilir.[39-44]

Geleneksel tam protezlere alternatif olarak implant destekli hibrit protezler artık rutin olarak kullanılmaktadır.[45] İmplant destekli sabit bir restorasyonu engelleyebilecek klinik faktörler çoğunlukla kemik veya yumuşak doku eksiklikleri ile ilişkilidir. Bu durumda hibrit protezler ile rehabilitasyon yapılabilir. Hibrit protezler, implantlara veya dayanaklara vidalanan, genellikle geleneksel protez bileşenlerini içeren metal ya da zirkonya tabanlı bir iskeletten oluşan sabit rehabilitasyon protezleridir. Bu tedavi şekli hastaların sadece diş hekimleri tarafından çıkarılabilen sabit bir proteze sahip olmasını sağlar.[46]

2.2.2.2. İmplant Destekli Hareketli Protezler

Tam protez kullanımında tutuculuk ve stabilite kaybı; uzun dönem protez kullanımıyla birlikte kret rezorbsiyonu ve norömuskuler kontrolün azalmasıyla ilişkilidir. Rezorbe olan yumuşak ve sert dokuların rekonstruksiyonunu gerektiren durumlarda implant destekli overdenture protezler endikedir.[2]

İmplant destekli overdenture protezlerin; stabilite, fonksiyon, konuşma ve hasta memnuniyeti açısından başarısı birçok çalışmada gösterilmiştir.[47-49] Birçok klinik çalışmada; implant destekli overdenture protezlerin implant sağ kalımı açısından iyi bir prognoza sahip oldukları açıklanmıştır.[50] İmplant destekli protezler geleneksel tam

protezler ile kıyaslandığında literatür ve klinik deneyimler implant destekli protezin daha iyi stabilite, fonksiyon ve yüksek düzeyde memnuniyet ile öngörülebilir sonuçlar verdiğini göstermektedir.[51] Ancak uzun dönem klinik başarıyı sağlamak için gerekli olan kişisel bakım ve temizlik düzeyi konusunda endişeler mevcuttur.[52]

İmplant destekli hareketli protezler; yapılan implant sayısına ve kullanılan tutucu şekline göre tamamen implant destekli ya da implant ve doku destekli (implant tutuculu) olabilirler.[1] HP-4 tasarımı; sadece implantlartan destek alır, çevre dokulardan destek almaz. Bu nedenle implant destekli (implant supported) olarak kabul edilir. HP-5 tasarımı, implant ve yumuşak doku desteklidir. Bu grup ise implant tutuculu (implant retained) kabul edilir.[1]

İmplant ile protez arasındaki bağlantı; farklı yapı, şekil, retansiyon kapasitesi ve esneklik miktarı olan tutucu sistemlerle sağlanmaktadır.[1,53] Bunlar top başlı tutuculu, bar tutuculu, teleskopik tutuculu, mıknatıs tutuculu, locater tutuculu, era tutuculu sistemlerdir. Retansiyon miktarının; en fazla bar tutuculu, en az mıknatıs tutuculu sistemlerde olduğu bildirilmiştir.[54,55] Hangi tip tutucunun en elverişli olduğunu belirlemek için pek çok faktöre bakmak gerekir. Bu faktörler maliyet, hasta beklentisi ve memnuniyeti, protezin işlevi, öngörülebilir klinik sonuçlardır.[56]

2.2.2.3. Hibrit Protezler

Total dişsiz hastalarda; estetik ve fonksiyonel açıdan rahatlık sağlayan, doğal görünümlü implant üstü sabit restorasyon beklentileri zamanla artmıştır.[57]

İmplant restorasyonlarına komşu bölgelerdeki diş eti estetiği son zamanlarda daha fazla ilgi çekmiştir.[57] Dişeti estetiği cerrahi ve protetik prosedürlerle sağlanabilir. Bazı cerrahi girişimler başarılı bir şekilde doku eksikliklerini rehabilite etse bile, hastalar uygun dişeti şekillendirmesi için implant cerrahisine yardımcı cerrahi tedaviye isteksiz olabilirler. Cerrahi maliyetler, iyileşme zamanı, iyileşme sırasındaki rahatsızlık ve tedavi sonucunun öngörülemez olması gibi faktörler bu isteksizliğe neden olmaktadır. Diş eti materyali kullanılarak protetik rehabilitasyon yapılması; tekniği hassas olan cerrahi prosedür ihtiyacını azaltır ve kayıp dişeti dokusunu tamamlamak için daha öngürülebilir sonuçlar ortaya koyar.[58,59]

Diş kaybına bağlı görülen vertikal ve horizontal yönlerde ileri derecede sert ve yumuşak doku kayıplarında, sabit protetik tedavi isteyen ancak implant cerrahisine ilave cerrahi operasyonları kabul etmeyen hastalarda, estetik açıdan tatmin etmeyen uzun kuron boylu protezler yapmak yerine; dişi ve diş etini taklit eden implant üstü hibrit protezlerin yapımı yaygınlaşmıştır.[4]

İmplant destekli sabit protezler dişsiz hastaların tedavisi için mükemmel bir seçenektir.[60] Hibrit protezlerin malzemeleri ve tasarımları literatürde de belirtildiği gibi 4 ana parametre kullanılarak açıklanabilir:[61]

1. Retansiyon şekli (vida tutuculu, siman tutuculu, vida tutuculu kazınmış bar üzerine simante edilebilen bireysel kuronların bulunduğu kombinasyon)
2. Altyapı tasarımı (tüm ark, segmental)
3. Dişeti materyali (akrilik rezin, dişeti kompoziti, dişeti porseleni, dişeti boyaması)
4. Protetik materyal (metal-akrilik rezin, metal-kompozit rezin, metal-seramik, monolitik zirkonya, zirkonya-seramik)

2.3.1. Retansiyon Şekillerine Göre Hibrit Protezler

Retansiyon şekillerine göre hibrit protezler; vida tutuculu, siman tutuculu, vida tutuculu kazınmış bar üzerine simante edilebilen bireysel kuronların bulunduğu kombinasyonlar şeklinde olabilir.[61]

Vida tutuculu implant restorasyonları, daha az dikey boyut gerekliliği, implant çevresi dokuya karşı daha sağlıklı oluşu ve daha kolay sökülebilir olması gibi nedenlerle sıklıkla tercih edilmektedir. Diğer taraftan siman tutuculu restorasyonların uygulanması; okluzal uyumu, estetik görünümü, pasif uyum elde etme olasılığını arttırmış ve retansiyon kaybını azaltmıştır.[62] Bazı sistematik incelemeler vida ve siman tutuculu restorasyonlar arasında estetik, klinik avantajlar ve limitasyonlar açısından istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı sonucuna varmışlardır.[62,63] Simantasyondan sonra temizlenemeyen siman artıklarının yaratabileceği peri-implant mukozitis ve peri-implantitis durumları ile karşılaşılmaması vida tutuculu implant üstü sabit protezlerin tercih edilmesine neden

olmaktadır.[64,65] Avrupa Osteointegrasyon Birliği konsensüs bildirgesinde implant destekli rekonstrüksiyonlarda vida tutuculu altyapıların kullanımını önermektedir.[63]

İmplant destekli sabit rehabilitasyonlarda; kuron yüksekliğinin fazla olması vida gevşemesi, abutment veya porselen kırıkları gibi mekanik komplikasyonlar için risk faktörü olarak düşünülebilir.[66] Yıllar boyunca, klinisyenler ve teknisyenler bu problemleri çeşitli tekniklerle aşmaya çalıştılar.[67] Mekanik komplikasyonları azaltmak için başka bir yöntem ise vida tutuculu altyapı üzerine simante edilen bireysel kuron tasarımı olan hibrit protezlerdir. Bu yöntemde bütün yapıyı sökmeye gerek kalmadan bireysel kuronlar çıkarılıp tamir edilebilir.[41] Atrofik çenelerde metal-seramik sabit protezler tercih edilmemektedir. Bu yöntem; metal kütlesinin aşırı büyüklüğü, ağırlığı ve porselen uygulanması sırasında termal genleşmesi nedenleriyle pratik değildir ve aynı zamanda metal altyapının tekrarlanan fırınlama işlemleriyle daha da komplike hale gelmesine neden olabilir.[68] Hibrit protezler sayesinde bu tarz sınırlamalar azaltılmak istenmiştir. Hibrit protezler kronların okluzal yüzeyindeki vida erişim açıklıklarını ortadan kaldırmaktadırlar.[69]

Hibrit protez tasarımının bir avantajı da üst yapıda mekanik problem olduğu zaman tüm restorasyonun değişimi gerekmeden, istenilen bölgenin çıkarılıp tamir edilebilmesine hatta yeniden yapılabilmesine uygun olmasıdır.[41] Literatürde bildirildiği gibi, tam ark seramik protezin tamir için yıllar sonra ağızdan çıkarılıp tekrar fırına girmesi seramik dış yüzeyinde görülen istenmeyen hava kabarcıklarına neden olabilir.[70,71]

2.3.2. Hibrit Protezlerde Kullanılan Altyapı Tasarımları

Tek parça ya da segmentli implant üstü sabit protez seçimi; implantların açısı, implantların sayısı ve antero-posterior yayılımı, implantların uzunluğu ve ark şekli dikkate alınarak yapılır. Tek parça sabit protez seçimi implantaların splintlenip yüklerin eşit dağıtılması gerektiği durumlarda avantaj sağlar. Segmentli sabit protezde parçalara ayrılmış tasarım; üretim ve protez bakım kolaylığı sağlar. İmplant destekli sabit protezlerin yerleşiminden sonra seçilen malzemeler üzerindeki yorgunluk ve stres nedenleriyle zaman içinde teknik komplikasyonlar çıkabilir. Bu komplikasyonlar implant veya protetik

başarısızlığa yol açmayabilir. Ancak hem klinisyen hem hastaya yönelik; onarım ve bakım seanslarının zamanı ve maliyeti açısından önemlidir. Tam ark implant rehabilitasyonunda porselen kırığı gibi teknik komplikasyonların daha rahat tamir edilebilmesi açısından segmentli implant üstü sabit protezler daha uygundur.[72,73]

2.3.2.1. Hibrit Protezlerde Kullanılan Altyapı Elde Etme Yöntemleri

Metal seramik restorasyonlarda metal altyapının elde edilmesinde en sık kullanılan yöntem mum atım döküm yöntemidir. Bu yöntemde hazırlanan mum yapı ısıya dayanıklı bir rövetman materyali ile çevrelenir, mum ısı ile uzaklaştırılır ve tij olarak ifade edilen döküm kanalından erimiş metal alaşımı kalıp içerisinde ilerletilir. Diş hekimliğinde kullanılan döküm alaşımlarda en çok aranılan özellik dökülebilirliktir. Dökülebilirlik; mum modelasyonun ince kenarlarını ve keskin detaylarını tam olarak oluşturabilme özelliği ya da mum modelasyonun manşette eritilip uzaklaştırılmasından sonra oluşan boşluğun alaşımla tamamen doldurulması olarak tanımlanabilir. Dökülebilen alaşımlardan yaygın olarak kullanılanları altın ve Ni-Cr alaşımlardır.[74-76]

Mum atım döküm tekniğinin; metal üzeri porselen uygulanmasının kanıtlanmış uygun estetik yaratması, altın alaşımlarla yüksek biyouyumluluk elde edilmesi, pek çok dental laboratuvarda kolaylıkla yapılabilmesi gibi avantajları vardır.[77] Döküm yönteminde metal alaşımın sıvı fazdan katı faza geçişi sırasında gerçekleşen büzülme metal altyapıda uyum bozukluklarına neden olabilmektedir.[78] Bu tekniğin dezavantajı literatürde pek çok araştırmacının da değindiği gibi pasif uyumun sağlanamamasıdır.[79,80] Altyapılar ve abutmentlar arasında pasif ve hassas uyum elde etmek için döküm metal çerçevelerin kesilmesi gerekebilir. Altyapıların ayrılan yerlerinden kaynak veya lehim ile birleştirilmesi gerekir. Bu rijit bağlantıların döküm parçalarının en zayıf kısımları olduğu bilinmektedir.[81]

1980'lerin sonlarında bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojilerinin kullanılmasıyla, restorasyonların geleneksel üretim süreçlerine alternatif olarak ortaya çıkmıştır.[82,83] Bu teknolojiler ile öncelikle diş destekli restorasyonlar üretilirken, teknik implant destekli restorasyonlar için de kullanılmaya

başlanmıştır. CAD/CAM teknolojileri, katı yapıların yazıcı ile veya diş hekimliğinde daha yaygın olarak, kazıma işlemleri ile üretimini sağlar. Bu teknolojiyi kullanarak, implant pozisyonlarını dijital olarak ayarlamak, restorasyonları bilgisayarda hemen tasarlamak ve doğrudan freze yöntemi ile üretmek mümkündür. Bu teknolojiyi kullanmak kolay görünse bile iş akışı hala engelleri beraberinde getirmektedir. Bu nedenle, her vakada, bir intraoral tarama cihazı kullanılarak ağız boşluğuna doğrudan dişler veya implantlar uygulamak mümkün değildir. Çoğu durumda bir altyapı ya da abutment tasarlanması ve hasta ağzında mum ile yapılmış tasarımın kontrol edilip taranması gerekebilir.[82]

Altyapı ve abutment arasındaki uyumun pasif olması mekanik komplikasyonların önlenebilmesi açısından önemli bir faktördür.[84] CAD/CAM sistemlerinin biyouyumluluk ve yüksek hassas uyum gibi özellikleri döküm yöntemleri ile benzerdir. Döküm yönteminden farklı olarak lehim veya kaynak yapılmasına ihtiyaç duyulmaması, makine üretimi olduğu için insan kaynaklı hataların önüne geçilmiş olması, üretim hassasiyetinin yüksek olması gibi avantajları da vardır.[85]

Üretim teknolojisi radikal bir değişim geçirmekte ve diğer endüstrilerde olduğu gibi diş hekimliğinde de bir sanayileşme süreci yaşanmaktadır. Diğer endüstrilerden gelen teknoloji ve ekipmanların bir sonucu olarak ortaya çıkan bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim diş hekimliğinde kullanılmak üzere uyarlanmıştır. Dijital dental teknolojinin kullanımı artmakta ve üretim süreçleri otomatik hale gelmektedir. Geleneksel olarak metalden döküm teknikleri kullanılarak üretilen diş restorasyonları, 3D baskı ve hızlı prototipleme teknolojilerine doğru yön değiştirmektedir. Günümüz diş hekimliğinde birbirinden farklı tabakalı üretim yöntemleri kullanılmaktadır: fotopolimerizasyon, steriolitografi ve türevleri (Stereolithography, SLA), ink-jet printing (IJP), 3 boyutlu yazıcı (3D printing, 3DP), birleştirilmiş depozisyon modelleme (Fused Deposition Modelling, FDM), selektif lazer sinterleme veya ergitme (Selective Laser Sintering or Melting SLS/SLM) ve daha az yaygın olan tabakalı obje üretimi, (Laminated Object Manufacturing, LOM) ve lazer kaplama (Laser Cladding, LC) işlemleridir.[86] Her sistem mevcut materyallere, bu malzemelerin nasıl katılaştığına ve nasıl kullanılabileceğine göre değişir.

Lazer sinterleme süreci ilk olarak Deckard ve Beaman tarafından tanıtılmıştır.[87] Lazer sinterleme tabakalı üretim yöntemlerinden biridir. Belirlenen bir katman kalınlığında (20-60 μm) arka arkaya katmanların birleştirilmesi sonucunda nihai objenin tamamlanması söz konusudur.[88] Yüksek güçte bir lazer ışını toz metal yatağına odaklanır ve toz taneciklerinden oluşan bu alanlar ince bir katı tabakaya geçer. Daha sonra başka toz tabakası serilir ve altyapının bir sonraki dilimi üretilir ve birinciyle birleştirilir. Tüm katmanlar oluşturulduğunda, katı kopyalar ve köprü metal altyapıları makineden alınır, kumlanır, parlatılır, denetlenir ve ultrasonik olarak temizlenir. Kullanılmadan kalan toz filtrelenir ve bir sonraki işlemde kullanılır. Lazer sinterleme yöntemi, metal altyapı üretiminde en yeni teknolojidir. Direkt Metal Lazer Sinter (Direct Metal Laser Sintering) (DMLS), 3D CAD verilerinden doğrudan karmaşık 3D bileşenleri üretmek için kullanılan bir yöntemdir. DMLS üç girdi gerektirir: bilgisayara dayalı tasarım, malzeme ve enerji. Kullanılan malzeme toz bazlı bir malzemedir ve Co-Cr alaşımıdır. Alaşımı oluşturan diğer metaller Molibden, Tungsten, Silikon, Seryum, Demir, Manganez ve Karbondur. Alaşım tozunun içerisinde Nikel ve Berilyum kullanılmamaktadır. Malzeme 3–14 μm boyutundaki partiküllerin bir karışımıdır. Kullanılan enerji, yüksek güçlü bir lazer ışınıdır (200 W Ytterbium fiber optik lazer) ve cihazlar arasında farklılık gösterebilir. Bu enerji alaşım tozunu eritmek ve partikülleri birleştirmek için kullanılır. CAD ise bilgisayara dayalı tasarımdır. Tasarımdaki veriler doğrultusunda her katmanda lazer ilgili bölgeye giderek alaşım tozlarının birleşmesini sağlar ve bu şekilde bir dizi kesit oluşturur. Bu katmanlar son şekli oluşturmak için fırında sinterlenerek birleştirilir.[89]

CAD yazılımı ve makine arasındaki standart veri arayüzü STL formatındadır. Bir STL dosyası, üçgen yönlerini kullanarak bir parçanın şeklini tahmin eder. Daha küçük yüzler daha yüksek kaliteli yüzey üretir. CAD/CAM tekniği, geleneksel tekniklere kıyasla daha az üretim aşaması içerir. Uygunluğu etkileyen ana faktörler: tarayıcının kesinliği, yazılımın tarama verilerini bilgisayardaki 3D modele ve freze makinesinin hassasiyetine ne kadar etkili bir şekilde dönüştürebildiğidir.[89]

Lazer sinter yönteminde oluşturulan altyapılar, cihazdan çıktıktan sonra fırınlama işlemine tutulurlar ve sinterlenerek yapısal bütünlükleri sağlanır.[90] Lazer sinterizasyon

tekniği döküm işlemlerindeki metal altyapının büzülmesini engeller ve stabilizasyon sağlar. Bu sayede metal altyapılar destek dişler ya da abutmentlar üzerine pasif uyumla yerleşir.[90]

2.3.2.2. Soy Metal Alaşımlar

Diş hekimliğinde kullanılan alaşımların sınıflamasında birçok yöntem mevcuttur. Sıklıkla 1984 yılında Amerikan Dişhekimliği Birliği (Council on Dental Materials, Instruments and Equipment of the American Dental Association) tarafından hazırlanan ADA sınıflandırması ve bu sınıflandırmaya alternatif olarak yapılan Naylor sınıflaması kullanılmaktadır. ADA sınıflamasına göre soy metal alaşımlar; altın-platin-paladyum alaşımı, altın-paladyum alaşımı, altın-paladyum-gümüş alaşımı, paladyum-gümüş alaşımı, paladyum-bakır alaşımı olarak gruplandırılabilir.[91] Yüksek altın içerikli alaşımların termal genleşme katsayısı ve elastisite modülü dental porselen ile uyumsuzdur. Oluşan bağlantı problemleri, alaşıma platin ve paladyum ilave edilerek engellenmeye çalışılmıştır. Soy metal alaşımlar ağız içinde korozyon ve oksidasyona karşı dirençlidir.[92]

2.3.2.3. Soy Olmayan Metal Alaşımlar

Baz metal alaşımları; soy olmayan metallerden oluşur. Genellikle Nikel ve Krom kombinasyonlarına dayanır, ancak Nikel ve Nikel içeren alaşımlarla ilgili alerjiler belgelendiği için Kobalt/Krom ve Demir bazlı ürünler de kullanılır.[93] Kobalt-Krom alaşımlarının biyolojik uyumlulukları Nikel-Krom alaşımlardan daha üstündür.[94]

Baz metal alaşımları için korozyon direnci diğer kimyasal özelliklere bağlıdır. Dökümden sonra, yüzeyde oluşan ince bir krom oksit tabakası, alaşım yüzeyinde geçirimsiz bir film sağlar. Katman o kadar incedir ki alaşım yüzeyini donuklaştırmaz ancak bu pasif film sayesinde Co-Cr alaşımlarının korozyon direnci oldukça yüksektir. Bu alaşımlar, önemli sertliğe, yüksek akma dayanımına ve yüksek elastik modüle sahip olduklarından soylu alaşımlardan önemli ölçüde farklıdırlar. Uzama özellikleri, altın alaşımlarına eşdeğerdir, ancak akma dayanımları altın alaşımlarından çok daha yüksektir. Baz metal alaşımları, soy alaşımlardan önemli ölçüde daha ucuzdur, ancak son işlem ve polisaj prosedürleri nedeni ile yüksek işçilik maliyetleri gibi dezavantajları vardır.[93]

2.3.2.4. Titanyum

Soy alaşımların artan fiyatı ve baz metal alaşımlarının kullanımındaki potansiyel zorluklar, diş ve implant destekli protezlerin üretiminde Titanyum (Ti) kullanımının araştırılmasının başlıca nedenleri arasındadır. Bir altyapı olarak Titanyum; mükemmel biyouyumluluk, yüksek sertlik, yüksek korozyon direnci ve düşük elastisite modülü gibi özellikleri ile avantaj sağlar.[95,96]

Ti ve Ti alaşımları klinik diş hekimliğinde kullanıma çok uygundur, düşük özgül ağırlığı vardır ve ucuzdur. Döküm altın alaşımlarına benzer mekanik özelliklere sahiptir. Ti ve alaşımlarının yüksek erime sıcaklıkları, düşük yoğunlukları ve döküm yatağındaki elemanlarla reaktivitesi nedeniyle dökümünün yapılması zordur.[97] Titanyum veya Titanyum alaşımına seramiğin iyi bağlanmaması potansiyel bir sınırlama oluşturur.[98]

2.3.2.5. Zirkonya

Zirkonya diş hekimliğinde; sabit ve implant üstü protezlerde altyapı materyali olarak veya dental seramik yerine kullanılabilir. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya türü itriyum tetragonal zirkonya polikristaldir (Y-TZP). Y-TZP, yoğun bir polikristal yapı oluşturmak üzere, herhangi bir ara matriksi olmaksızın, kristallerin doğrudan sinterlemesi ile oluşan monofaz seramik bir malzemedir. İtriyum, düşük sıcaklıklarda polikristalin ziryonyanın faz değişimini engelleyip, stabil fazda kalmasını sağlayarak malzemenin fiziksel özelliklerini korumak için zirkonyaya eklenir. Zirkonyum oksit malzemelerin bükme dayanımının 900 MPa ile 1100 MPa arasında olduğu bildirilmiştir.[99]

Klinik diş hekimliğinde kullanılan üç temel tip zirkonya vardır: tamamen sinterlenmiş veya sıcak izostatik presleme (HIP); kısmen sinterlenmiş zirkonya; ve sinterlenmemiş veya "yeşil durum" zirkonya. Son iki tip HIP zirkonyadan daha yumuşaktır, kazımaya daha uygundur. Kazıma işleminden sonra, Zirkon çerçeveler 1350 °C ile 1500 °C'deki fırınlarda sinterlenir, burada son şekil, kuvvet ve fiziksel özellikler elde edilir. Kısmen sinterlenmiş zirkonya altyapıları, sinterleme işlemi sırasında büzülecekleri için gerçek altyapılardan % 20 ile % 25 daha büyük kazınırlar.[100]

Guess et al, 1990 ile 2010 yılları arasında zirkonyanın klinik kullanımı konusunda literatür taraması yapmıştır. Yüksek biyouyumluluk, düşük bakteriyel adezyon ve elverişli kimyasal özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir. İtriyum oksit ile stabilize edilen zirkonya, yüksek eğilme dayanımı ve kırılma dayanıklılığı sergilemiştir. Zirkonya abutmenti veya altyapı kırılması nadiren bildirilmiştir. Bununla birlikte, porselen kırıkları implant destekli zirkonya restorasyonlarında yaygın teknik komplikasyonlardır. Porselen başarısızlıklarının, zirkonya ve veneer porselenler arasındaki termal genleşme katsayılarındaki farklılıklar ve ilgili işleme teknikleriyle ilişkili olduğu düşünülmüştür.[101]

Protetik diş tedavisi için giderek artan sayıda dijital teknoloji ve bilgisayar sistemleri bulunmaktadır. Zirkonya altyapılarının üretiminde bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojisi kullanır. Altyapının tasarımı tamamlandığında, veriler altyapıyı üretmek için bir freze ünitesine aktarılır. Altyapılar tamamen sinterlenmiş zirkonyum oksit veya kısmen sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklardan üretilebilir. Kısmen sinterlenmiş altyapıların kazıma işlemi sırasında, altyapıda mikro çatlakların oluşabileceği iddia edilirken, tamamen sinterlenmiş bir altyapının kazıma işleminde, işlemin içinde marjinal olarak hiçbir büzülme oluşmaz ve uyumları üstündür.[102,103] Ancak tam sinterlenmiş blokların kazınma işlemleri çok daha zordur.

Zirkonyumun kristalin bir oksit olması ve doğal renginin beyaz olması nedeniyle estetiğinin arttırılmasına odaklanılmıştır.[104] Sabit protezler için zirkonya kullanımıyla ilgili önemli bir konu, literatürde bildirilen % 15 ile % 54 arasında değişen veneer porselen kırığı oranıdır. Altyapı malzemesinin kendi içindeki kırılma olasılığının %1'den az olduğu bildirilmiştir.[105] Zirkonya materyalinin iç yapısıyla ilgili mekanik özellikleri, altyapı tasarımı, laboratuvarda porselen işleme prosedürleri; zirkonya üzerine uygulanmış porselen kırığının bildirilen nedenleri arasındadır.[106,107]

2.3.3. Hibrit Protezlerde Kullanılan Dişeti Materyalleri

İmplant üzeri sabit protezlerin yapımında; özellikle alveolar kaybın fazla olduğu durumlarda; öngörülebilir estetik sonuçları elde etmek oldukça zor bir durumdur. İnterdental papilla kaybına bağlı olarak siyah üçgenlerin oluşumu, özellikle anterior

bölgede ince diş etine bağlı olarak altta yatan implantın gri göründüğü gölge etkisi estetik açıdan dikkat edilmesi gereken durumlardır. Özellikle şiddetli periodontal hastalığa bağlı diş kaybının meydana gelmesi durumunda bu problemler daha da kötüleşmektedir.[108-110] Bu durumda, hasarlı periodontal dokuyu çeşitli yollardan yumuşak veya sert doku grefti ile rejenere etme çalışmaları yapılmış ve pek çok başarılı sonuç elde edilmiştir.[109-111] Ancak periodontal cerrahinin etkisi ve uygulama yöntemleri kısıtlıdır. Bu rejeneratif ameliyatlar ciddi defektler için daha yüksek tedavi maliyeti ve uzun tedavi süresi gibi sebeplerle arzu edilmeyen sonuçlar doğurabileceklerinden ideal tedavi seçeneği olmayabilirler.[112] Bu nedenlerle implant üstü sabit restorasyonlarda; pembe akrilik rezin, pembe porselen ve pembe kompozit gibi malzemelerle diş etini de rehabilite etmek gerekebilir.[113]

2.3.3.1. Akrilik Rezin

Akrilik rezin hareketli ve sabit implant destekli protezler için tercih edilen bir materyal olarak kabul edilir. Akrilik rezin; yumuşak dokularla renk uyumu, düşük özgül ağırlığı, tükürükte düşük çözülebilirliği, düşük maliyeti ve protezin basit üretim süreci gibi avantajları nedeniyle özellikle hareketli protezler için tercih edilen malzemedir.[114-117] Diğer yandan; zayıf mekanik özellikleri ve rezidüel monomerin doku duyarlılığına ve tahriş olmasına neden olması gibi bazı dezavantajlara sahiptir. Akrilik rezin ve protez dişlerinin yanı sıra akrilik rezin ve metal arasındaki bağlanma kuvvetini de arttırmak için pek çok çalışma yapılmıştır.[115-117] Metal ve akrilik rezin arasında güçlü bir kimyasal bağ kurulması; mikroorganizma birikimi, yumuşak doku tahrişi ve protez renk değişikliğine neden olabilecek tükürüğün mikrosızıntısının önlenmesinde anahtar faktördür. Metal primerleri kullanılarak metal ve akrilik rezin arasındaki kimyasal bağın geliştirilmesi için birçok çalışma yapılmıştır.[115,118] Bülbül ve Kesim, metal primerlerin metal ve akrilik rezin arasındaki bağlanma kuvvetini önemli ölçüde arttırdığını bulmuşlardır.[115] Ne yazık ki, akrilik rezin ile metal altyapı arasındaki bağlantı başarısızlığı, implant destekli sabit ve hareketli protezlerin potansiyel başarısızlık nedenlerinden biri olarak kabul edilmektedir. Goodacre ve arkadaşları, sabit implant destekli protezlerin % 22'sinde akrilik rezin kırığının görüldüğünü bulmuşlardır.[115,119,120]

2.3.3.2. Pembe Porselen

Porselen, çoğu sabit protez için tercih edilen malzemedir. Önceki çalışmalar, porselen yığılmış metal destekli sabit protezlerin uzun dönemde mükemmel prognoz sergilediğini ve böylece metal-seramik restorasyonların implant destekli sabit protezlere de uygulandığını ileri sürmektedir.[121]

Pembe porselen öngörülebilir estetik sonuçları ve metal alyapıya bağlandığında elde edilen mükemmel fiziksel özellikleri nedeniyle sıklıkla kullanılır. Bununla birlikte pembe porselenin; sadece laboratuvar ortamında üretildiği için dişeti gölgesi ve dokusunu taklit etmek açısından kullanımının zor olması, fırınlama sırasında porselenin büzülmesi ve pembe porselen ile doku yüzeyi arasında boşluk kalması gibi sınırlamaları vardır. Ayrıca porselenin maliyeti diğer malzemelere kıyasla daha fazladır ve porselenin kırılgan olması ve sık sık tamir edilmesi gerekliliği çeşitli problemler yaratır.[122]

Pembe porselen, yukarıda belirtilen zayıf yönlerine rağmen sağladığı üstün estetik ve protez içindeki materyallerin kimyasal devamlılığını koruması sayesinde, yumuşak doku defektlerini replike etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte; implant destekli protezlerde, porselenin küçük kırılmaları, protezin ağırlığı ve tamir edilmesindeki zorluklar olmak üzere çeşitli dezavantajları vardır.[123]

Pembe porselenin diş eti materyali olarak kullanımının birkaç sınırlaması vardır. Öncelikle metal destekli porselen restorasyonlar üretilirken kullanılan malzemelerin termal genleşme katsayıları birbirleriyle uyumlu olmalıdır. Alaşımın termal genleşme katsayısı porselende istenmeyen gerilme kuvvetlerini azaltmak için daha yüksek değere sahip olmalıdır. Ayrıca alaşım yüksek orantı sınırına (proportional limit) ve yüksek elastisite modülüne sahip olmalıdır. Metal altyapı porselen fırınlama sırasında erimemelidir ve aynı zamanda porselen fırınlama sırasında sarkma (sag) fenomeni nedeniyle deformasyona neden olabilecek ısıl olarak indüklenen gerilmelere de karşı koymalıdır.[124] Sag fenomeni kendi kütlesinin etkisi altında uzun süreli porselen fırınlama sıcaklıklarında metal altyapının deformasyon potansiyelidir. Tam ağız rehabilitasyonun gerektiği uzun restorasyonlarda, özellikle protezin ağırlığının artmasına bağlı olarak, porselen fırınlama döngüleri metal altyapının kalıcı olarak deforme olmasına ve dayanaklar ile restorasyonun pasif uyumunun bozulmasına neden olabilir.[125]

Pembe porselen kullanımında karşılaşılan diğer problem estetik olarak uyum kaygısıdır. Hastanın diş etinin gölgelemesini ve dokusunu birebir taklit etmek mümkün değildir, çünkü pembe porselen dişeti sadece diş laboratuvarında üretilebilir. Daha doğala yakın görünümlü diş eti yapmak için ilave boyama gibi ilave işlemlere ihtiyaç vardır. Porselenin fırınlama işlemi sırasında metalde oluşacak büzülmelerin pasif uyumu bozması ve ayrıca porselenin büzülmesi nedeniyle, protezin dokuya bakan yüzeyi ile doku arasında pasif bir temas kurmak zordur. Diş eti ve protezler arasındaki bu uyumsuzluk, implant protezinin estetiğine ve uyumuna zarar verebilir. Son olarak, seramiğin kırılgan olması diş eti materyalinin kenarında kırık görülmesine neden olabilir. Kırık bölgenin tamiri için en iyi çözüm protezlerin değiştirilmesidir. Bununla birlikte, çoğu durumda, kalıcı bir çözüm olamasa da, estetik nedenlerle hasarlı protezlerin ağız içinde tamiri gerekir.[59,112,126]

2.3.3.3. Pembe Kompozit

Kompozit rezin malzemeleri birçok avantaj sunmaktadır. Pembe kompozitlerin; şekilleri, renkleri ve dokusu kontrol edilebilir; tamir hasta başında yapılabilir; sonuçlar pembe porselene göre daha öngörülebilirdir.[112,126] Coachman ve arkadaşları, sabit restorasyon uygulanacak karmaşık estetik olgularında pembe kompozitin alternatif ve öngörülebilir bir terapi olarak kullanılmasına yönelik bir yöntem geliştirdiler.[126] Reshad ve arkadaşları, dişsiz mandibulayı geri kazandıracak bir alternatif yöntem olarak pembe dişeti kompoziti kullanılmasını önerdiler.[127] Hagiwara ve ark., dişeti renkli kompozit rezini, eksik sert ve yumuşak dokuları geri kazanmak için özelleştirilmiş bir implant iskeleti ile kullandılar.[128] Koizuka ve arkadaşları, yüzey işlemlerinin pembe kompozitin bağlanma kuvveti üzerindeki etkilerini üç farklı altyapı ile incelemiş ve fosforik ester grubu içeren bir primer malzemenin kullanılmasının, pembe renkli kompozit rezine bağlanma kuvvetini arttırdığı sonucuna varmışlardır.[129]

Pembe kompozit; kolay tamir edilebilmesi, porselen gibi fırınlama döngülerine girmeyeceği için altyapının distorsiyona uğramaması, dayanak ile restorasyon arasındaki pasif fit üzerinde olumsuz bir etkisi olmaması ve ayrıca öngörülebilir estetik sonuçlar oluşturması gibi avantajlara sahiptir.[126-128] Ayrıca pembe kompozitin manuplasyonu kolaydır ve gerekli olduğunda onarımı basittir. Altyapı, implant diş aksı kusurlarını ve

estetik problemleri telafi eder, doğal olarak görünen sert ve yumuşak dokuların değiştirilmesini kolaylaştırır.[128]

2.3.4. Hibrit Protezde Uygulanan Protetik Materyal Çeşitleri

İmplant destekli hibrit protez, yalnızca bir kaç osseointegre implant ile tutulan, kanatsız bir geleneksel tam proteze benzemektedir. Protez ve alveolar sırtın dokuları arasında hiçbir temas yoktur. Sabit ancak hekim tarafından çıkarılabilir hibrit protezin orijinal tasarımı, Brånemark tarafından geliştirilen iki aşamalı endosent implant sistemini kullanan İsveçli araştırmacılar tarafından geliştirilmiştir. Protez, implantın abutmentlarına bağlı altın alaşımlı bir altyapıdan oluşmaktadır. Akrilik rezin protez dişleri çerçeve üzerinde düzenlenmiş ve akrilik rezinle sabitlenmiştir.[130] Bununla birlikte; progresif maliyet faktörleri, karmaşık laboratuvar prosedürleri ve CAD/CAM teknolojisinin gelişmesi nedeniyle, yeni teknikler geliştirilmiştir.[127]

Metal-akrilik rezin, literatürdeki uzun takip geçmişi, uygulamada basitlik, düşük maliyet, daha kolay tekrarlanabilirlik ve klinisyenlerin yıllarca bu malzeme ile elde ettiği konfor seviyesinden dolayı kullanılan bir seçenek olmaya devam etmektedir.[131] Bununla birlikte, bu malzeme kombinasyonuna bağlı yüksek orandaki protetik komplikasyonlar da klinisyenler tarafından iyi bilinmektedir. Bu mekanik komplikasyonlar; akrilik rezin dişin ayrılması veya kırılması, özellikle dişetini taklit eden kısımda renk kaybı ve uzun dönem takibinde oklüzal yüzeylerde aşınma görülmesidir. Sonuç olarak, sürekli protez bakımı, akrilik dişlerin yerine konması, hoş olmayan dişeti görüntüsü sıklıkla görülen klinik problemlerdir.[132]

24 adet metal-akrilik rezinin protezler üzerine uzun vadeli prospektif bir kohort çalışmasında, her bir protezin 10 yıllık bir süre boyunca 5 ila altı kez rezin onarımı gerektirdiği bulunmuştur.[131] Bu onarım, hem klinisyen hem de hasta için önemli bir rahatsızlık ve ilave masraftır. Ek olarak, distal kantileveri olan, sınırlı protetik alanı veya olumsuz fonksiyonel alışkanlıkları olan bazı hastalar daha yüksek komplikasyon oranlarına sahiptir. Metal-akrilik rezin uygulanmış geleneksel sabit protezlere yönelik alternatifler,

metal-kompozit reçine veya metal-seramiktir. Her ikisi de pahalı, üretilmesi ve tamir edilmesi zor ayrıca teknik açıdan hassas olan yöntemlerdir.[133]

İmplant destekli sabit protezlerde dişeti için pembe porselen kullanımı aşırı rezidüel sırt rezorpsiyonu durumunda iyi sonuç vermiş ve öngörülebilir estetik sonuçlar sağlamıştır.[134]

Metal-porselen ile rehabilite edilmiş implant destekli sabit protezler, yüksek aşınma direncine sahip estetik açıdan memnun edici bir protez alternatifidir. Ancak porselenin altyapıdan kısmi ya da tamamen ayrılması, farklı metal bileşenlerinin olması, fırınlama sonrası pasif uyumun bozulması ve pembe porselenin renk eşleşmesindeki güçlükler bu tip protezlerin dezavantajlarıdır.[135-138]

Metal-kompozit ile rehabilite edilmiş implant destekli sabit protezlerle ilgili literatürde klinik çalışmalar kısıtlıdır. Ancak in-vitro çalışmalar akrilik rezin ile karşılaştırıldığında pembe kompozitin daha yüksek aşınma dayanımı olduğunu göstermiştir.[132] Pembe kompozitin farklı malzemeler ile kombinasyonu estetik dişeti bitişi avantajı sağlar. Dişeti dokusu şekil, gölgeleme ve yüzey özellikleri açısından pembe renkli kompozit ile taklit edilebilir. Halbuki akrilik rezinde zaman içinde renk değişikliği görülebilir ve sık onarım ve bakım gerektirir.[126,128,135]

Alt yapı üretiminde zirkonya da kullanılabilecek bir başka alternatiftir. Zirkonya altyapının diş dokularına uyumlu rengi sayesinde estetik sıkıntılar ve metal alaşımlı implant altyapılarının gri renk yansıması problemleri elimine edilmiştir.[127]

Zirkonyanın elastik modulusu, bükülme dayanımı ve sertliği gibi mekanik özelliklerinin; titanyum alaşımı, paslanmaz çelik ve Co-Cr alaşımından daha yüksek olduğu bildirilmiştir.[139] Zirkonyumun yoğunluğu, dental döküm soy alaşımından 2-3 kat daha düşük olarak yaklaşık 6,1 g/cm^3'tür. Zirkonyadan imal edilen protez aynı hacimdeki metal alaşımdan üretilene oranla daha hafiftir.[140]

Zirkonya; protezlerin altyapısı olarak kullanılabilceği gibi monolitik yani tam kontur restorasyonlar olarak da kullanılabilir.[141] İki tabakalı zirkonya seramik restorasyonlar ile metal seramik restorasyonların sistematik incelenmesinde sağkalım oranları karşılaştırılabilir bulunmuştur. Zirkonyanın mekanik özellikleri bazı metalik malzemelere benzerdir. Ancak metal seramik restorasyonlarla karşılaştırıldığı zaman retansiyon kaybı ve

veneer seramik kırılması zirkonya altyapılarda çok daha önemli konulardır.[141] Uzun dönem klinik başarı için zirkonya altyapı ile veneer seramiği arasında güçlü bağlanma dayanımı olması önemli bir faktördür.[142] Veneer porselen kırıklarının azaltılması için Y-TZP çeşitli faktörler değerlendirilerek araştırılmıştır.[143-145] Kumlama, bu tür sistemlerin en yaygın kullanılan yüzey işleme yöntemidir. Mekanik bağlantıyı arttırmak için zirkonya yüzeyinde düzensizlikler meydana getirilebilir.[143] Veneer materyali, veneer tekniği, fırınlama sayısı, liner uygulaması, sinterleme sonrası soğutma oranı gibi faktörler de zirkonya porselen bağlantısına etki eder.[144,145]

Porselenin fırınlanması sırasında daha yavaş ısınma ve soğuma oranlarının uygulanması ile ilgili in-vitro araştırmalar zirkonya üzerine yığılmış porselende oluşan stres ve olası kırılmanın azaldığını göstermiştir.[146] Porselen kırığı durumu olmasını elimine etmek için kullanılan başka bir yöntem ise veneer porselen uygulamasını kaldırarak tam kontur kazınan monolitik zirkonya üzerine renklendirici solüsyonlarla diş renginde ya da dişeti renginde boyamalar yapılmasıdır. Ancak bu yöntem uzun vadeli kimyasal stabilite ve renk uyumunun sağlanamaması ve malzemenin yapısı nedeniyle rutin kullanıma geçememiştir.[146]

Zirkonya-pembe kompozit kullanılan hibrit protezlerde kompozit rezin ile zirkonya altyapı arasındaki birleşim bölgesinde lekelenme potansiyel bir sorundur. İmplant vida delikleri ya kompozit rezinle ya da tamamen seramik bir restorasyon ile kapatılır. Sadece tek bir kuron başarısız olursa kolayca çıkarılabilir, yeniden işlenebilir ve değiştirilebilir. Pembe renkli kompozit rezinin onarımı protez replasmanı olmadan intraoral olarak yapılabilir.[127]

2.4. Hibrit Protezlerde Bağlantı Problemleri

Restorasyonların başarısızlığı aslında birçok farklı nedenin bir araya gelmesiyle oluşabilecek çok faktörlü bir problemdir. Yıllar boyunca yapılan sayısız çalışma, başarısızlık nedenlerine odaklanmıştır. Metal-seramik sistemlerinin mekanik sıkıntıları, metal ve seramik malzemeleri arasındaki elastik modüllerinin farkı göz önüne alındığında şaşırtıcı değildir. Dental porselen soğutulduğunda; lösit kristalleri, kristallerin içinde ve

çevresindeki mikro çatlakların gelişmesine yol açan lösit partikülleri etrafındaki teğetsel basınç gerilmelerinin yanı sıra, çevreleyen cam matriksten daha fazla büzülür.[147,148]

Bazı çalışmalar, başarısızlıkların nedenlerini çevresel faktörlere ve özellikle de neme bağlamıştır. Nemli bir ortamda metal-seramik bağlantısında % 20 ile % 30 oranlarında azalma olduğu belirtilmiştir.[149] Michalske ve Freiman[150], camsı seramik matriksindeki silikat bağlarının, mekanik stresin varlığında çevresel neme ve hidrolize duyarlı olduğunu belirtmişlerdir. Porselen restorasyon nemli ortamdan etkilenir, bu da statik yorgunluğun mikro çatlaklar boyunca yayılmasına ve restorasyonun başarısız olmasına neden olur.[70]

Seramik başarısızlıklarının önemli bir kısmı seramikteki mikro çatlak kaynaklıdır. Hemen hemen tüm malzemelerin yüzeylerinde bulunan çizikler, bazen malzemelerin içindeki atomlar arasındaki boşluk kadar dar olan keskin çentikler gibi davranır. Böylece, bu küçük çiziklerin uçlarındaki stres konsantrasyonu, malzemenin dayanıklılığından nispeten daha düşük streste gerilime ulaşmasına neden olur.[70]

Yapılan çalışmalar; seramikte bulunan mikro çatlakların önemini ortaya koymuştur. Termal genleşme katsayısı farklılıkları nedeniyle seramikte oluşan mikroçatlaklar, seramiğin yoğunlaşma, erime ve sinterleme işlemlerinden kaynaklanabilir.[151] Metal alt yapının hatalı tasarımı, metal alt yapı ile seramik arasındaki uyumsuz termal katsayıları, uygun olmayan porselen kalınlığı, porselen uygulamasında teknik kusurlar, oklüzal kuvvetler veya travma da başarısızlık nedenleri olarak dahil edilmiştir.[152] Mikro çatlakların oluşumunu en aza indirgemek için, homojen kalınlıkta yığılmış seramiğin fırınlanması tavsiye edilmiştir. Diğer yandan, seramiklerin mekanik yorgunluğu, muhtemelen, mikroyapı, mikro çatlak uzunluğu ve peklik gibi malzeme özelliklerine ve uygulanan stres yoğunluğuna bağlı olarak çeşitli mekanizmalarla yönetilmektedir.[153] Evans ve ark.[154], seramik uygulaması sırasında hava geçirgenliğini en aza indirmek için her türlü çabanın gösterilmesi gerektiğini öne sürmüşlerdir. Çünkü seramik uygulaması sırasında oluşan gözenekler, kırılmanın yanı sıra estetiği de bozabilir.[70]

Yorulma başarısızlığı (fatique failer), çatlak başlangıcı ve çatlak yayılımının bir kombinasyonu ile gerçekleşir. Llobell ve ark.[138] intraoral seramik kırığının; darbe yükü (impact load), yorulma yükü (fatigue load), uygun olmayan tasarım, malzeme içindeki

mikro düzensizlikler gibi nedenlerini açıklamış ve klinik, çiğneme, parafonksiyon ve intraoral oklüzal kuvvetlerin tekrarlayan dinamik yük oluşturduğunu eklemiştir.[138]

Zirkonya-veneer porselen bağlantısında zayıf nokta en yüksek gerilim streslerinin veya en fazla yüzey düzensizliklerinin bulunduğu bağlantı ara yüzeyi yada veneer porseleninin kendisidir. Zirkonya alt yapılı sistemlerin en sık görülen klinik başarısızlığı; porselenin bir kısmının veya tamamının tabakalar halinde ayrılmasıdır. Yapılan literatür araştırmasında; zirkonya altyapılı restorasyonlarda porseleninin delaminasyonu ve minör ufalanmalar en sık karşılaşılan sorunlardır.[155] Zirkonya altyapılı restorasyonlarda; 2 yıllık takipte % 15, 2,5 yıllık takipte % 25 porselen ayrılması olduğu belirtilmiştir. Metal altyapılı restorasyonlar için başarısızlık oranı 10 ile 15 yıllık periodlarda % 2,7 ile % 5,5 olarak kaydedilmiştir.[156,157]

Zirkonya ve veneer porselen bağlantısını arttırmak için yapılan çalışmalarda bağlantı kuvvetini etkilediği düşünülen faktörler; düzensiz tabaka kalınlıkları, alt yapı tasarımı ve bitim yüzeyi, porselenin hacimsel büzülmesi, akışkanlık ve ıslanabilirlik, malzemelerin ısısal genleşme katsayısı ve elastisite modülleri gibi mekanik özelliklerinin uyumudur. Bağlantıya etki eden birçok faktör bulunmuş olmasına rağmen bağlantı mekanizması tam olarak açıklanamamıştır.[99,155]

Alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlama, liner uygulanması, düşük grenli frezlerle yüzey prüzlendirmesi, methanolde bekletme, tribokimyasal slika kaplama, asitlerle mikroprüzlendirme, lazer ışınlarının uygulanması gibi yöntemler zirkonya ve porselen arasındaki mekanik bağlantıyı artırmak amacıyla araştırılmıştır.[158,159]

2.5. Bağlantı Dayanımı Test Yöntemleri

Bağlantı dayanımı testleri, iki farklı materyalin veya materyal ile diş dokusunun bağlantı kuvvetini ölçmek için sıklıkla kullanılan testlerdir.[160]

İdeal bağlantı dayanımı testi düşük teknik duyarlılığa sahip olmalı, kolay ve hızlı uygulanabilmelidir. Genel olarak laboratuvar testlerinin avantajları; spesifik bir parametre hakkında veri toplama çabukluğu, yaygın olarak kullanılan test metodolojisinin nispeten kolaylığı, diğer tüm değişkenleri sabit tutarken belirli bir parametreyi ölçmek, yeni ya da

deneysel bir malzemenin veya tekniğin mevcut altın standart ile olan performansını doğrudan karşılaştırabilmektir.[161]

Bağlanma kuvveti temel olarak bağ alanının büyüklüğüne bağlı olarak makro veya mikro test düzeneği kullanılarak statik olarak ölçülebilir. 3 mm^2'den büyük bir bağ alanına sahip olan makro-bağlanma dayanımı; makaslama, çekme veya dışarı itme protokolleri kullanılarak ölçülebilir.[162]

Farklı bağlantı kuvveti testleri geliştirilmesine rağmen sıklıkla makaslama ve mikro-çekme dayanımı yöntemleri kullanılmaktadır.[160]

Makaslama testi; iki farklı malzemeden oluşan örnekler arasındaki bağlantıya en yakın noktadan, bağlantı yüzeyine paralel yönde kuvvet uygulayarak bağlantıda ayrılma meydana getiren kuvveti ölçen bir labaratuvar test yöntemidir.[163] Makaslama testinin en çok tercih edilen metot olmasının sebepleri; test örneklerinin hazırlanmasında ve testin yapılmasındaki kolaylık, hızlı uygulanabilme ve rahat tekrar edilebilirliktir. Yöntemin teknik hassasiyeti mikro-testlerdeki kadar yüksek değildir.[163]

Makro-çekme bağlantı dayanımı testi; daha az kullanılan ama yine de simanların, seramik ve metal alaşımları gibi sert malzemelerin bağlanma dayanımını ölçmek için kullanılabilecek bir yöntemdir.[164]

Genelde kullanılan mikro-bağlanma dayanımı testi çekme testidir.[165] Test edilen bağlanma alanı 1 mm^2 veya daha azdır. Bağlanma işlemlerinden sonra örneklerin istenilen boyutlarda preparasyonu gereklidir. Bu durum mikro-çekme testini teknik açıdan daha fazla duyarlı hale getirir.[162]

Bağlanma dayanımı değerini sayısal bir özellik olarak kabul etmemek gerekir.[166] Kaydedilen veriler büyük ölçüde örneğin türü, gerilme oranı, örnek büyüklüğü, geometri ve test yöntemi gibi faktörlere bağlıdır.[167] Bu nedenle, mutlak test değerleri, diğer çalışmalarda elde edilen verilerden elde edilen sonuçlara ulaşmak veya karşılaştırmak için kullanılamaz. Sadece A'nın B'den daha iyi olması açısından göreceli çalışma sonuçları, sonuçların daha rahat yorumlanması için geçerli bir temeldir. Bununla birlikte, iyi hazırlanmış örneklerde bağlanma dayanımı testi değerli klinik bilgileri ortaya çıkarmakta yardımcı olabilir.[161]

2.6. Kırık Örnek Yüzeyi İnceleme Yöntemleri

2.6.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Elektron Microscope, SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), odaklanmış bir elektron demeti ile numune yüzeyini tarayarak görüntü elde eden bir elektron mikroskobu türüdür. Elektronlar numunedeki atomlarla etkileşerek numune yüzeyindeki topografi ve kompozisyon hakkında bilgiler içeren sinyaller üretir. Elektron demeti hücresel (raster) tarama düzeni ile yüzeyi tarar ve demetin konumu, algılanan sinyalle eşleştirilerek görüntü oluşturulur.[168]

2.6.2. Enerji Dağılımlı Spektroskopi (Energy-Dispersive Spectroscopy, EDS)

Enerji dağılımlı spektroskopi (EDS) bir elektron demetinin örnek yüzeyiyle etkileşimi sonucu X ışınları da dahil olmak üzere çeşitli emisyonlar üretmesine dayanarak; farklı elementlerin karakteristik X ışınlarını bir enerji spektrumuna ayırarak farklı elementlerin yoğunluğunu belirlemek için enerji spektrumunu analiz etme yöntemidir. EDS, birkaç mikronluk boyuta kadar malzemelerin kimyasal bileşimini bulmak ve daha geniş bir tarama alanında elemental içerik haritaları oluşturmak için kullanılabilir.[169]

Çalışmanın amaçları;

1. Metal altyapıdaki teknik hassasiyet zorluklarının önüne geçilmesi ve estetik beklentinin daha iyi karşılanabilmesi için metal alaşım yerine zirkonya altyapı kullanımının;

2. Pembe porselenin yerine tekrar fırınlanma gereksinimin ekarte edilmesi, uygulama ve tamirinin daha kolay olması sebepleriyle pembe kompozitin kullanılabilmesinin yapılacak olan hibrit protezde altyapı ve diş eti materyali arasındaki bağlantı açısından dayanımda bir farklılık yaratıp yaratmayacağını araştırmaktır.

Çalışmanın hipotezleri;

1. Farklı altyapı materyallerinin kullanımı diş eti materyaline bağlanmada farklılık oluşturmaz.
2. Farklı diş eti materyallerinin kullanımı altyapı materyaline bağlanmada farklılık oluşturmaz.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

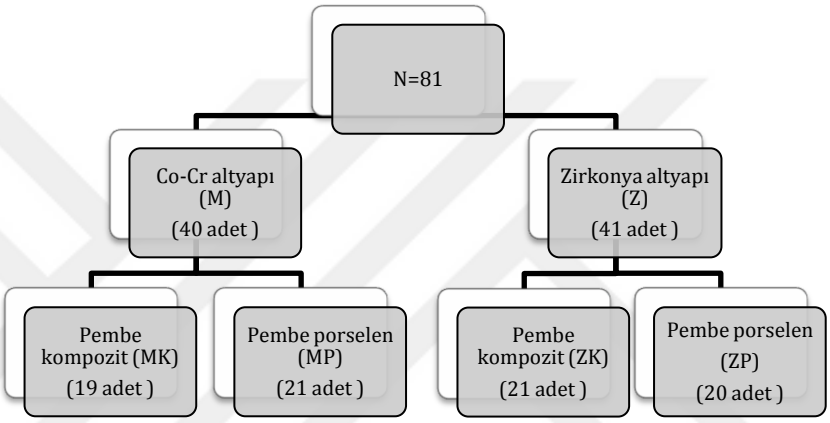
Çalışmamızda lazer sinterize Co-Cr ve zirkonya diskler üzerine işlenen pembe porselen ve pembe kompozit materyallerinin bağlantısına bakılmıştır. Çalışmada kullanılan malzeme bilgileri Çizelge 3.1.'de görülmektedir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan malzemeler

Kullanılan Malzeme	**İçeriği**	**Üretici Firma**
CobaltChrome SP2	Co, Cr, Mo ve W içerikli metal alaşım tozu	EOS GmbH - Electro Optical Systems Münih/ALMANYA
IPS e.max ZirCAD	İtriyum-stabilize zirkonyum oksit	Ivoclar Vivadent Schaan / LIHTENSTAYN
Kuraray Alloy Primer	VBATDT, MDP	KURARAY CC.,LTC. Osaka/JAPONYA
Panavia Fluora Cement	MDP	Kuraray Noritake Dental Inc Okayama/JAPONYA
Kuraray Clearfil Ceramic Primer	MDP	Kuraray Amerika, Inc. New York/ABD
Ceramage Pre Opaque	2 HEMA	Shofu Kyoto/JAPONYA
IPS e.max Ceram Gingiva	Nano-Florapatit Cam Seramik	Ivoclar Vivadent Schaan/ LIHTENSTAYN
Gradia Gum Shades	Işık ile sertleşen mikro-kompozit	GC AMERİKA INC. Alsip/ABD

Lazer sinterize Co-Cr (M) grupta 40 ve zirkonya (Z) grubunda Çizelge 3.2'de de görüldüğü gibi 41 örnek vardır. Her alt grup için; örnek üzerine pembe kompozit (K) ya da pembe porselen (P) hazırlanmıştır. Toplamda 4 alt grup ve 81 örnek hazırlanmıştır.

Çizelge 3.2. Örnek gruplarının sınıflandırılması



3.1. Altyapıların Hazırlanması

3.1.1. Co-Cr Altyapının Hazırlanması

STL formatında hazırlanan metal altyapı tasarımı Çağdaş Diş Merkezi (Adana, Türkiye) isimli laboratuara gönderilerek 25 mm çapı ve 3 mm yüksekliği olacak şekilde Co-Cr alaşımdan 40 tane örnek lazer sinterizasyon yöntemiyle hazırlanmıştır. Üretilen disklerin yüzeylerini hazırlamada aşağıda belirtilen aşamalar uygulanmıştır;

1. 600 ve 800 gritli karbon kağıt ile zımparalanmıştır,
2. 0,6 MPa basınç altında, 10 cm mesafeden, 50 mikron büyüklüğünde AlO_2 tozları ile 10 saniye kumlanmıştır,
3. % 90 alkol ile ultrasonik banyoda temizlenmiştir,
4. 15 dakika distile suda bekletilmiştir.

3.1.2. Zirkonya Altyapının Hazırlanması

STL formatında hazırlanan zirkonya altyapı tasarımları Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi laboratuarında, sinterlenmiş hali 25 mm çapında 3 mm çapında olacak şekilde, IPS e.max ZirCAD presinterize zirkonya bloklardan CAD-CAM yöntemiyle 41 tane örnek hazırlanmıştır. IPS e.max ZirCAD alt yapıları, inLab MC-X5 Sisteminde freze edildikten sonra Programat S1 yüksek sıcaklık fırınında sinterlenmiştir. Sinterleme sırasında alt yapı en son boyutuna kadar küçülmüş ve en yüksek kırılma sertliğini kazanmış idi.

Zirkonya disklerin yüzeyi hazırlanırken aşağıda belirtilen aşamalar uygulanmıştır;

1. Yüzey öncelikle 600 ve 800 gritli karbon kağıt ile zımparalanmıştır,
2. 0,6 MPa basınç altında, 10 cm mesafeden, 50 mikron büyüklüğünde $Al0_2$ tozları ile 10 saniye kumlanmıştır,
3. % 90 alkol ile ultrasonik banyoda bırakılmıştır,
4. 15 dakika distile suda bekletilmiştir.

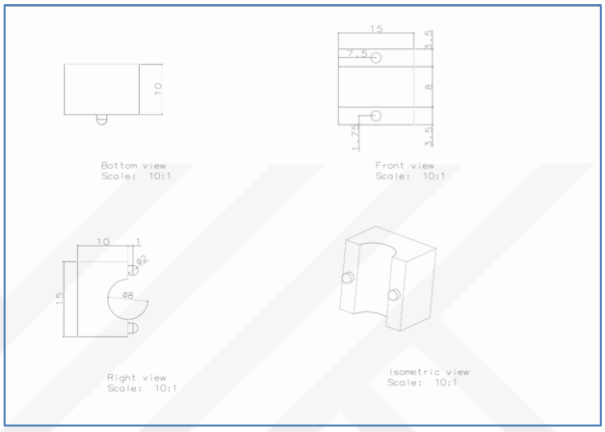
3.2. Dişeti Materyallerinin Uygulanması

3.2.1. Co-Cr Diskler Üzerine Dişeti Materyallerinin Uygulanması

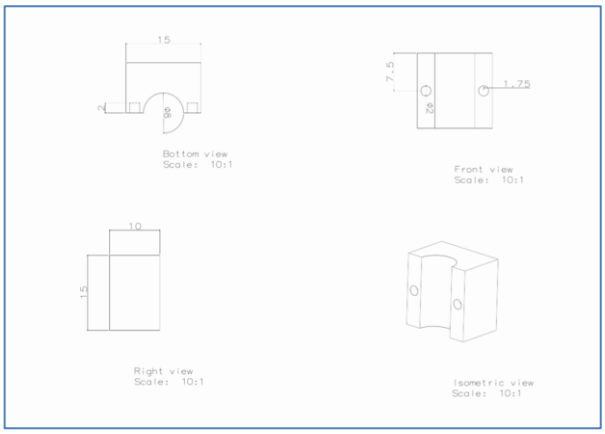
Hazırlanan Co-Cr disklerin yüzeylerine MDP içerikli metal primeri olarak Kuraray Alloy Primer disk yüzeyine üretici firma önerilerine göre uygulanmıştır. MDP içerikli Panavia Fluora Cement disk yüzeyine üretici firma önerilerine göre uygulanmış ve LED cihazıyla 20 saniye süre ile ışınlanmıştır. Daha sonra opak olarak Ceramage Pre Opaque disk yüzeyine üretici firma önerilerine göre uygulanmış ve LED cihazıyla 20 saniye süre ile ışınlanmıştır.

Hazırlanmış Co-Cr disklerden diğer 21 tanesinin yüzeyine 8 mm çapında 15 mm yüksekliğinde pembe porselen IPS e.max Ceram Şekil 3.1, Şekil 3.2, Şekil 3.3'te görülen düzenek yardımıyla üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmış ve fırınlanmıştır. (Şekil 3.4)

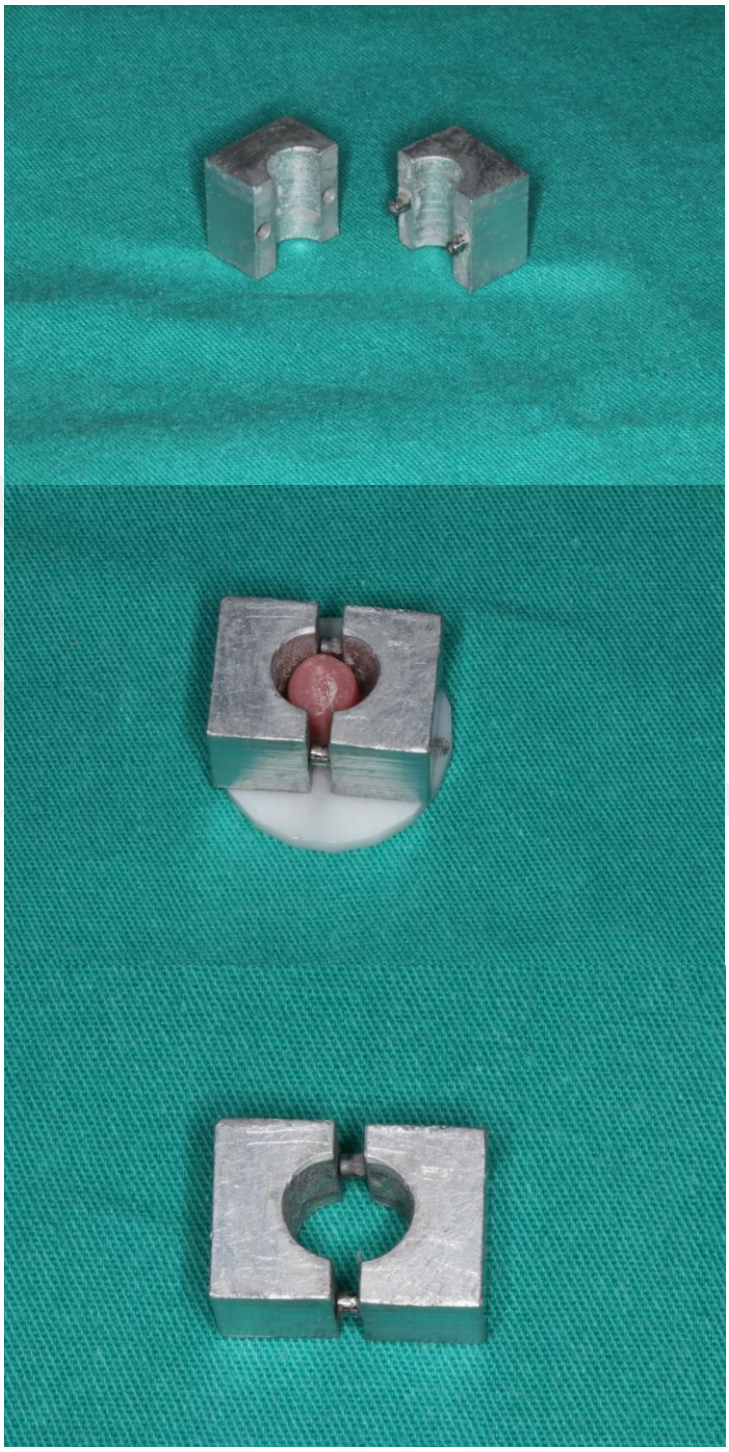
Hazırlanmış Co-Cr disklerden 19 tanesinin yüzeyine 8 mm çapında 15 mm yüksekliğinde pembe kompozit Gradia Gum Shades Şekil 3.1, Şekil 3.2 ve Şekil 3.3'te görülen düzenek yardımıyla üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmıştır ve her yüzeyinden 40 saniye süre ile LED cihazı kullanılarak ışınlanmıştır. (Şekil 3.5)



Şekil 3.1. Dişeti materyali uygulama aparatı birinci yarı parçası



Şekil 3.2. Dişeti materyali uygulama aparatı ikinci yarı parçası



Şekil 3.3. Dişeti materyali uygulama aparatı

Şekil 3.4. Metal üzeri porselen örneği

Şekil 3.5. Metal üzeri kompozit örneği

3.2.2. Zirkonya Diskler Üzerine Dişeti Materyallerinin Uygulanması

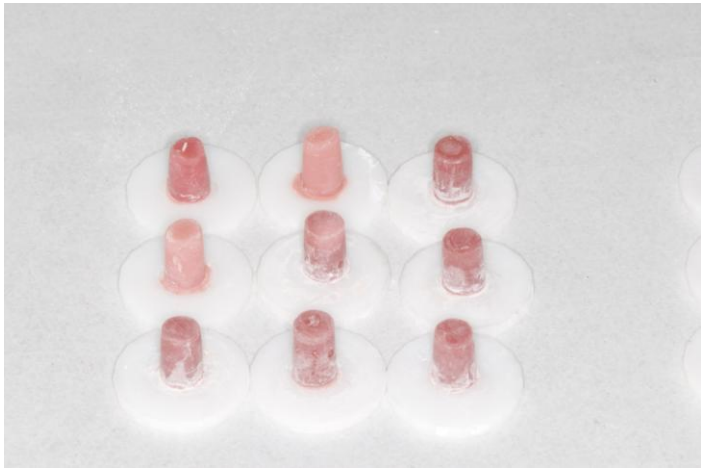
Hazırlanan zirkonya disklerin yüzeylerine MDP içerikli seramik primeri olarak Kuraray Clearfil Ceramic Primer disk yüzeyine üretici firma önerilerine göre uygulanmıştır. Daha sonra MDP içerikli Panavia Fluora Cement disk yüzeyine üretici firma önerilerine göre uygulanmış ve LED cihazıyla 20 saniye süre ile ışınlanmıştır.

Hazırlanmış zirkonya disklerden diğer 20 tanesinin yüzeyine 8 mm çapında 15 mm yüksekliğinde pembe porselen IPS e.max Ceram Şekil 3.1, Şekil 3.2 ve Şekil 3.3'te görülen

düzenek yardımıyla üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmış ve fırınlanmıştır. (Şekil 3.6)

Hazırlanmış zirkonya disklerden 21 tanesinin yüzeyine 8 mm çapında 15 mm yüksekliğinde pembe kompozit Gradia Gum Shades Şekil 3.1, Şekil 3.2 ve Şekil 3.3'te görülen düzenek yardımıyla üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmıştır ve her yüzeyinden 40 saniye süre ile LED cihazı kullanılarak ışınlanmıştır. (Şekil 3.7)

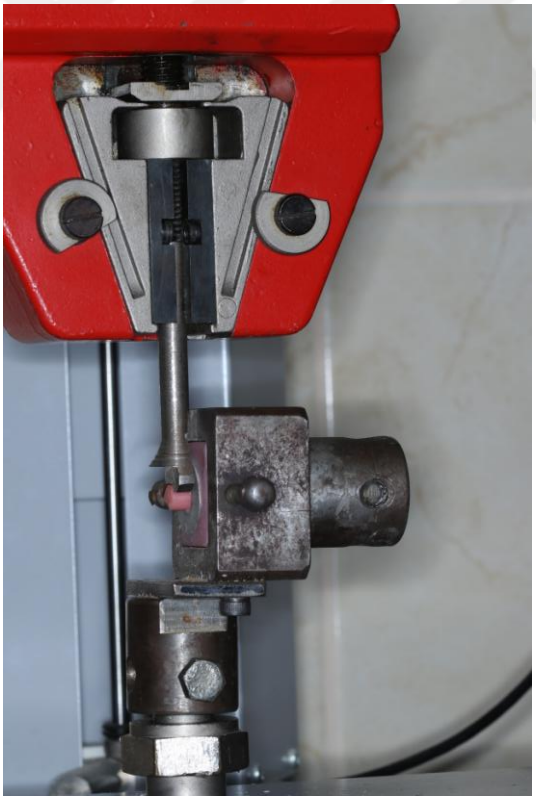
Şekil 3.6. Zirkonya üzeri porselen örneği



Şekil 3.7. Zirkonya üzeri kompozit örneği

3.3. Örneklerin Bağlantı Dayanımlarının Test Edilmesi

Hazırlanan örnekler makaslama bağlantı dayanım testine maruz bırakılmadan önce kuvvetin altyapı materyali ile dişeti materyali arasındaki bağlantıya paralel bir şekilde gelebilmesi için basit bir mengene sistemi ile sabitlenmiştir. Her bir örnek, vida ile birleştirilen iki metal kısım arasına sıkıştırılmıştır ve hazırlanan 81 tane örnek Şekil 3.8'de görüldüğü gibi makaslama testi uygulanmak üzere universal test cihazına yerleştirilmiştir. Makaslama bağlantı kuvveti testi hızı dakikada 1 mm olacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Kırılma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulanmıştır ve elde edilen değerler her bir örnek için kaydedilmiştir. Çalışmada maksimum bağlanma dayanımı ve maksimum bağlanma enerjisi parametreleri universal test cihazı (Testometric, Lancashire, İngiltere) tarafından hesaplanmıştır.



Şekil 3.8. Test düzeneğine yerleştirilmiş örnek

3.4. Bağlantı Dayanım Değerlerinin İstatiksel Analizi

Ölçümler yapıldıktan sonra elde edilen verilerin istatiksel analizleri, SSPS 21.0 (SSPS Inc., ABD) programı yardımıyla yapılmıştır. Örneklerin test sonucu elde edilen makaslama dayanımı değerlerinin aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Hibrit protezlerde kullanılan alt yapılar ile dişeti materyalleri arasındaki makaslama dayanım değerlerinin karşılaştırılması için 2-yönlü ANOVA analizi kullanılmıştır. İkili karşılaştırmalar t-testi ile yapılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi, α=0,05 olarak kabul edilmiştir. Altyapı ve dişeti materyallerinin alt gruplarının değerlendirilmesinde tek yönlü ANOVA ve akabinde çoklu karşılaştırmalar için Dunnett T3 analizi yapılmıştır.

3.5. SEM ile Elde Edilen Kırık Yüzey Analizi

Çalışmada her gruptan rastgele seçilen ikişer adet toplamda sekiz adet örneğin yüzeyleri altın ile kaplandı (Quorum Q150R ES, Quorum Technologies, East Sussex, Birleşik Krallık) (Şekil 3.9) ve Çukurova Üniversitesi Merkez Araştırma Labaratuvarında bulunan elektron mikroskobu (Şekil 3.10) (FEI Quanta FEG 650, Oregon, ABD) ile 100, 500, 1000 ve 2000 büyütmelerde incelendi. İkincil elektron ve geri saçılan elektron SEM görüntüleri elde edildi. İkincil elektron görüntüleri ile yüzey topografisi incelendi, geri saçılan elektron görüntüleri ile de elemental içerik görüntülendi.

3.6. EDS ile Elde Edilen Kırık Yüzey Elemental İçeriği

Çalışmada her gruptan rastgele seçilen ikişer adet toplamda sekiz adet örneğin yüzeyleri Çukurova Üniversitesi Merkez Araştırma Labaratuvarında bulunan EDS (Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy) (Şekil 3.10) cihazı ile 200 ve 400 büyütmelerde 20kV kullanılarak incelendi.

Şekil 3.9. Quorum Q150R ES, Quorum Technologies, East Sussex, Birleşik Krallık

Şekil 3.10. FEI Quanta FEG 650, Oregon, ABD

4. BULGULAR

Mevcut çalışmada implant destekli hibrit protezlerde kullanılan altyapı malzemelerinin 2 farklı pembe diş eti materyali ile bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir.

Altyapı materyallerinin ortalama maksimum enerji (P=0,007) ve ortalama maksimum bağlanma dayanımı değerleri (P=0,005) arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark vardır (Çizelge 4.1 ve Çizelge 4.2). Co-Cr alaşımının dişeti materyallerine ortalama maksimum bağlanma dayanımı (10,0±5,25 MPa) zirkonyum altyapının diş eti materyallerine ortalama maksimum bağlanma dayanımından (7,91±3,53 MPa) daha yüksektir.

Farklı dişeti materyallerinin de ortalama maksimum enerji ve ortalama maksimum bağlanma dayanımı değerlerine etkisi anlamlı bir fark yaratmaktadır (P=0,000). Pembe porselenin altyapı materyaline bağlanma dayanımı (12,09±4,20 MPa) pembe kompozite (5,80±2,04 MPa) göre daha yüksektir.

Çizelge 4.1. Materyallerin Maksimum Bağlanma Enerjisi

	Maksimum Bağlanma Enerjisi	**Sig.**
Co-Cr alaşımı	0,091±0,072	0,007
Zirkonya	0,062±0,036	
Pembe Porselen	0,108±0,007	0,000
Pembe kompozit	0,042±0,007	

Çizelge 4.2. Materyallerin Maksimum Bağlanma Dayanımı

	Maksimum Bağlanma Dayanımı	**Sig.**
Co-Cr alaşımı	10,09±5,25	0,005
Zirkonya	7,91±3,53	
Pembe Porselen	12,09±4,20	0,000
Pembe Kompozit	5,80±2,04	

Altyapı materyalleri ile dişeti materyallerinin bağlanma dayanımlarının ortalama değerleri ve standart sapmaları (SS) Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4'de gösterilmiştir. En yüksek

bağlanma dayanımı Co-Cr alaşımı ile pembe porselen arasındadır ve değeri 14,11±3,83 MPa'dır. Ayrıca en yüksek bağlanma enerjisi de benzer şekilde Co-Cr alaşımı ile pembe porselen arasındadır ve değeri 0,14±0,068 MPa'dır.

Çizelge 4.3. Alt grupların altyapı-dişeti materyali maksimum bağlanma enerjisi

	N	Maksimum Bağlanma Enerjisi
Zirkonya/Pembe Porselen	20	0,078±0,038
Zirkonya/Pembe Kompozit	21	0,046±0,025
Co-Cr/Pembe Porselen	21	0,14±0,068
Co-Cr/Pembe Kompozit	19	0,04±0,019

Çizelge 4.4. Alt grupların altyapı-dişeti materyali maksimum bağlanma dayanımı

	N	Maksimum Bağlanma Dayanımı
Zirkonya/Pembe Porselen	20	9,98±3,53
Zirkonya/Pembe Kompozit	21	5,95±2,19
Co-Cr/Pembe Porselen	21	14,11±3,83
Co-Cr/Pembe Kompozit	19	5,65±1,92

Altyapı ve dişeti materyallerinin etkileşimli olarak alt gruplarının değerlendirilmesinde çoklu karşılaştırmalar için Dunnett T3 analizi yapılmıştır. Bu analizin sonuçları Çizelge 4.5'de görülmektedir. Bağlanma dayanımlarına göre değerlendirildiğinde

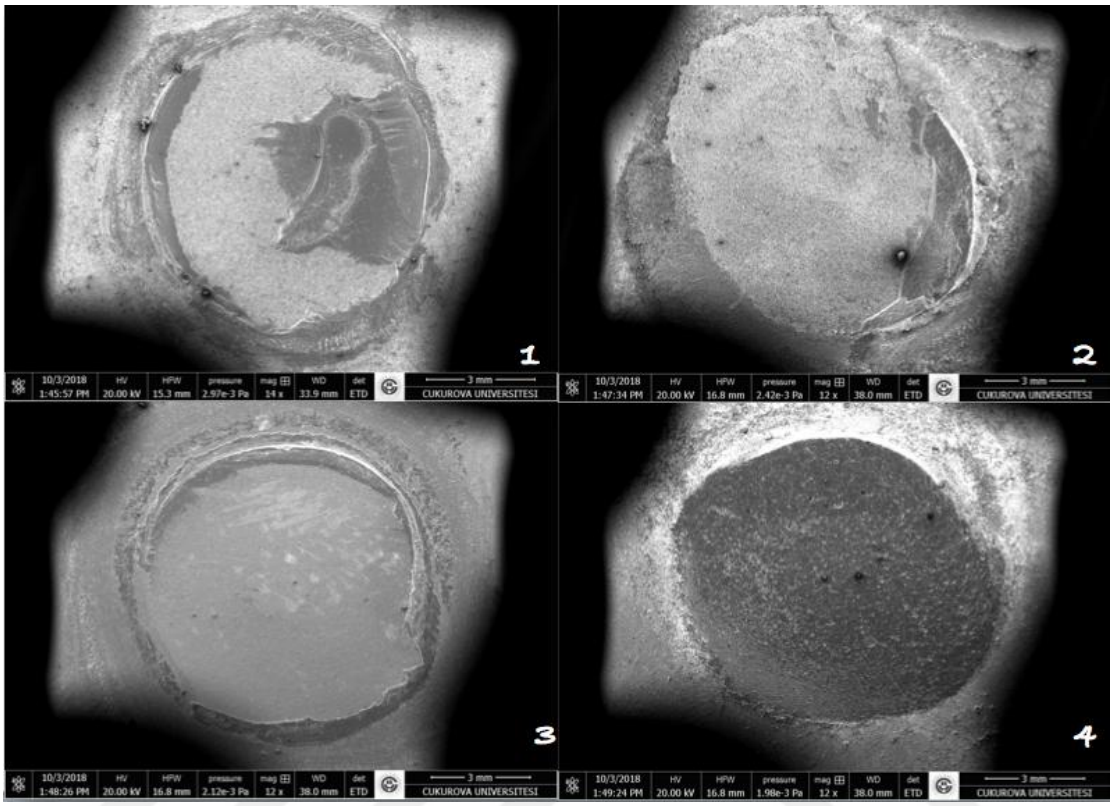
Zirkonya-Porselen alt grubu değerlendirildiğinde; Zirkonya-Kompozit (P=0,024) , Metal-Porselen (P=0,007) ve Metal-Kompozit (P=0,002) alt grupları arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark vardır. Zirkonya-Kompozit ile Metal-Porselen (P=0,000) arasında anlamlı bir fark olmasına rağmen Zirkonya-Kompozit ile Metal-Kompozit (P=0,791) alt gruplarının arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Metal-Porselen ve Metal-Kompozit (P=0,000) alt grupları arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.

Çizelge 4.5'e bakıldığında bağlanma enerjileri değerlendirildiğinde benzer şekilde Zirkonya-Porselen alt grubu değerlendirildiğinde; Zirkonya-Kompozit (P=0,001) , Metal-Porselen (P=0,005) ve Metal-Kompozit (P=0,000) alt grupları arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Zirkonya-Kompozit ile Metal-Porselen (P=0,000) arasında anlamlı bir fark görülmesine rağmen Zirkonya-Kompozit ile Metal-Kompozit (P=0,998) alt gruplarının arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ancak Metal-Porselen ve Metal-Kompozit (P=0,000) alt grupları arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark vardır.

Çizelge 4.5 Alt grupların birbirleriyle değerlendirilmeleri

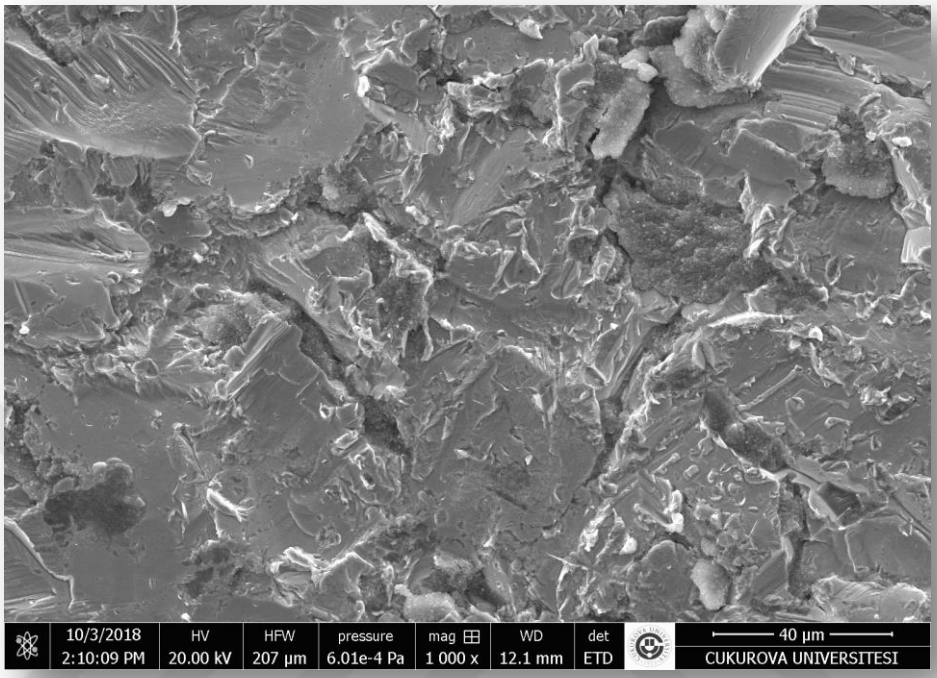
	(I) GROUP	(J) GROUP	SIG.
Maksimum Bağlanma Enerjisi	ZP	ZK	0,001
		MP	0,005
		MK	0,000
	ZK	MP	0,000
		MK	0,998
	MP	MK	0,000
Maksimum Bağlanma Dayanımı	ZP	ZK	0,024
		MP	0,007
		MK	0,002
	ZK	MP	0,000
		MK	0,791
	MP	MK	0,000

Makaslama testi uygulamasından sonra Çukurova Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu ile kırık örnek yüzeyleri 100, 500, 1000 ve 2000 büyütmelerde incelendi. Bu yüzeyler Şekil 4.1'de görüldüğü gibi hem zirkonya hem de metal grupları için adeziv ve koheziv başarısızlık durumlarınının birlikte görüldüğünü ortaya çıkarmıştır.

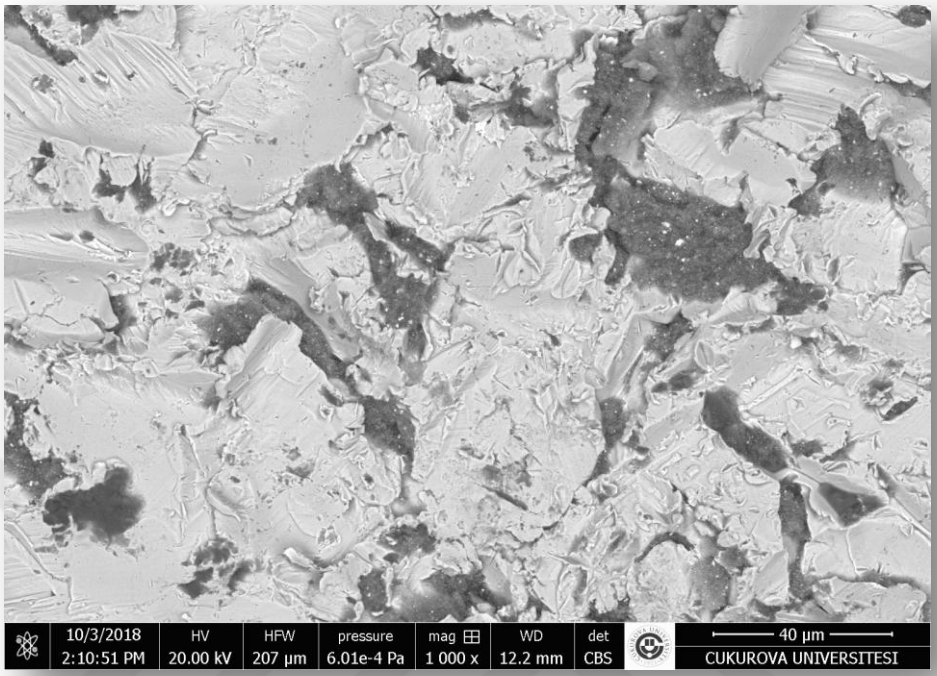


Şekil 4.1. Zirkonya ve metal grupları için kırık örnek yüzeylerindeki adeziv ve koheziv başarısızlıklar (1.Co-Cr Alaşımı-Pembe Kompozit, 2.Co-Cr Alaşımı-Pembe Porselen, 3.Zirkonya-Pembe Kompozit, 4.Zirkonya-Pembe Porselen)

Şekil 4.2.'de Co-Cr Alaşımı-Pembe Kompozit grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin ikincil elektron görüntüsü görülmektedir. İkincil elektron görüntüsü topografik farklılıkları göstermektedir. Şekil 4.3'de ise aynı görüntünün geri saçılan elektron görüntüsü ile elemental farklılıklar farklı gri tonları olarak izlenmektedir. Metal yüzeydeki artık kompozitler de içeriği farklı olduğu için bu fotoğrafta kolayca izlenmektedir.

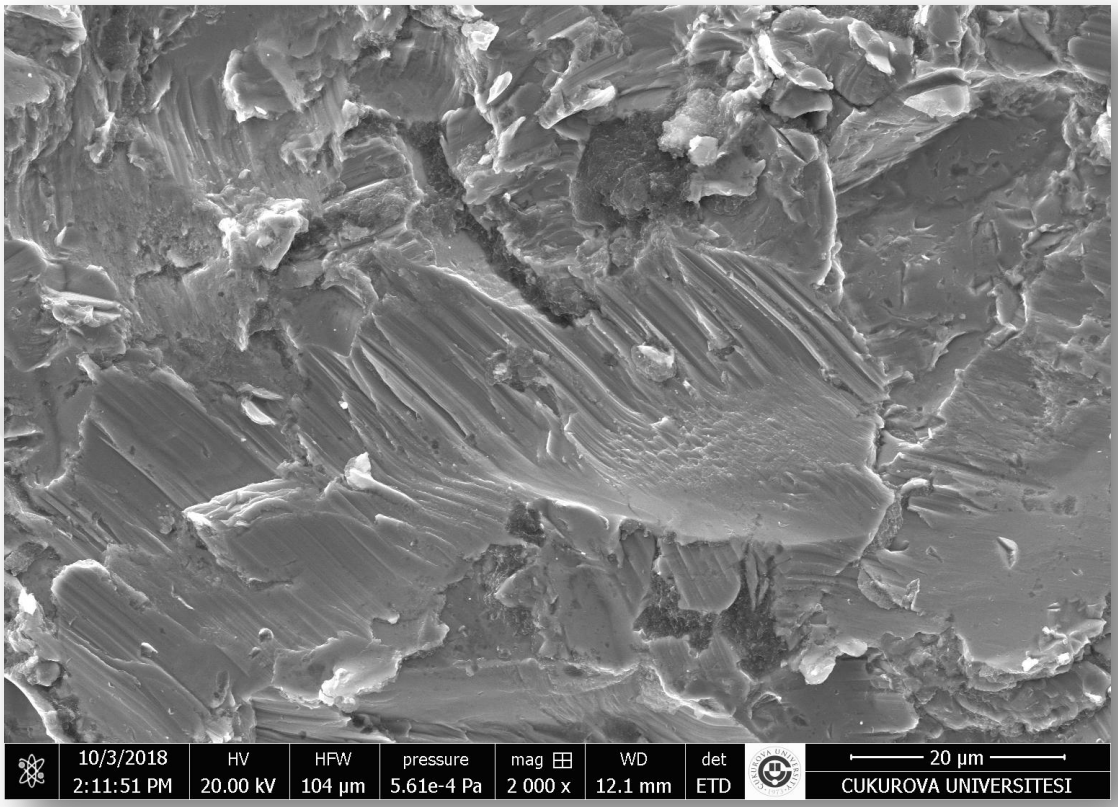


Şekil 4.2. Co-Cr Alaşımı-Pembe Kompozit grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin ikincil elektron görüntüsü



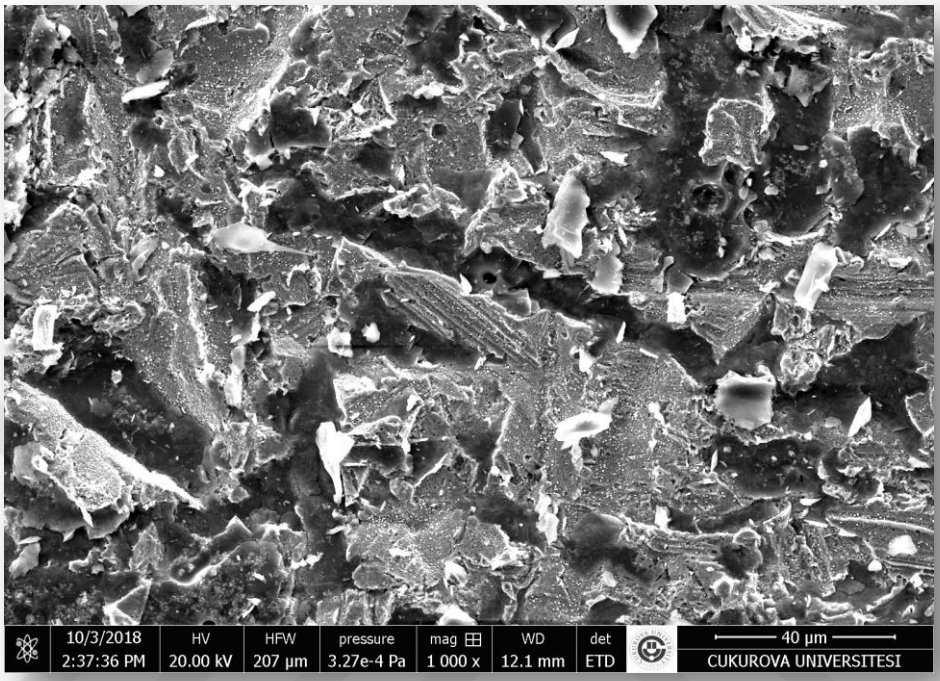
Şekil 4.3. Co-Cr Alaşımı-Pembe Kompozit grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin geri saçılan elektron görüntüsü

Co-Cr Alaşımı-Pembe Kompozit grubu kırık örnek yüzeyinde zımparalama işleminin materyalde meydana getirdiği yorgunluğa ait izler Şekil 4.4'te belirgin olarak izlenmektedir.

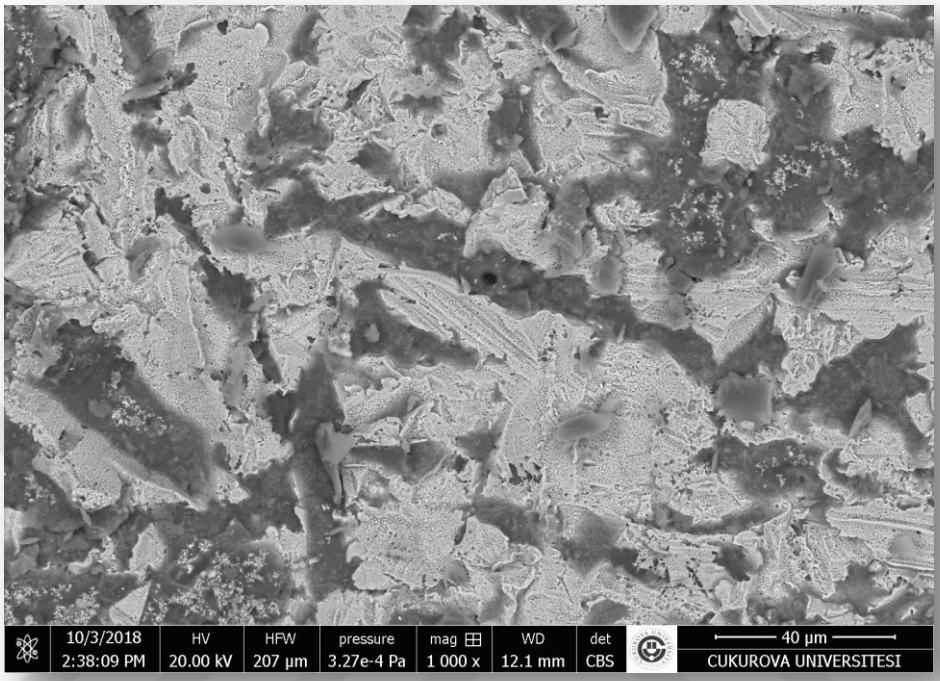


Şekil 4.4. Co-Cr Alaşımı-Pembe Kompozit grubu kırık örnek yüzeyinde zımparalama işleminin materyalde meydana getirdiği yorgunluğa ait izler

Co-Cr ve Porselen örneğine bakıldığında kırık yüzey bölgesindeki yarıkların artık seramikle dolu olduğu Şekil 4.5'teki ikincil elektron görüntüsünden ve Şekil 4.6'daki geri seçilen elektron mikroskobu görüntüsünden belli olmaktadır.

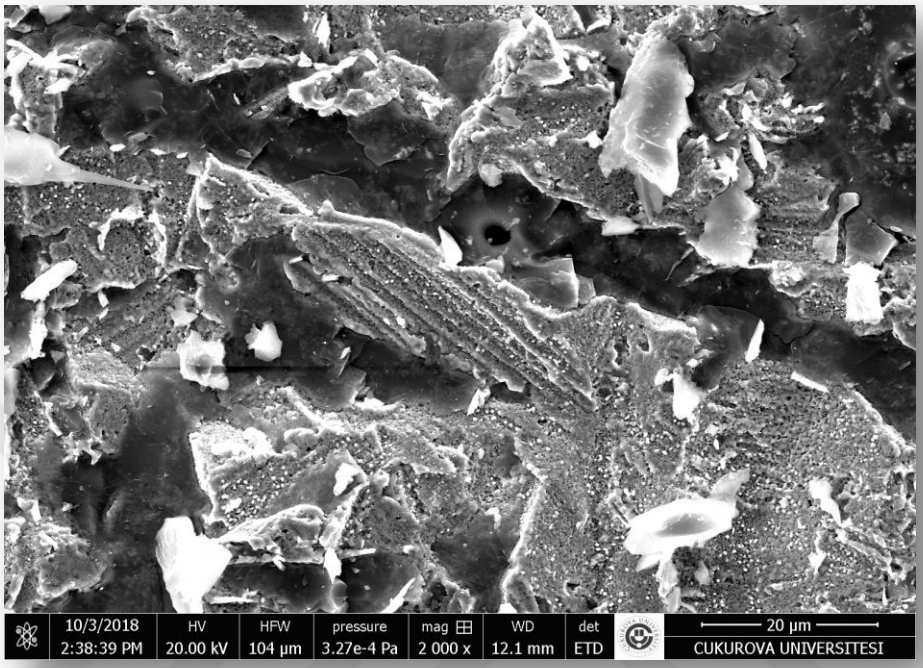


Şekil 4.5. Co-Cr Alaşımı-Pembe Porselen grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin geri saçılan elektron görüntüsü



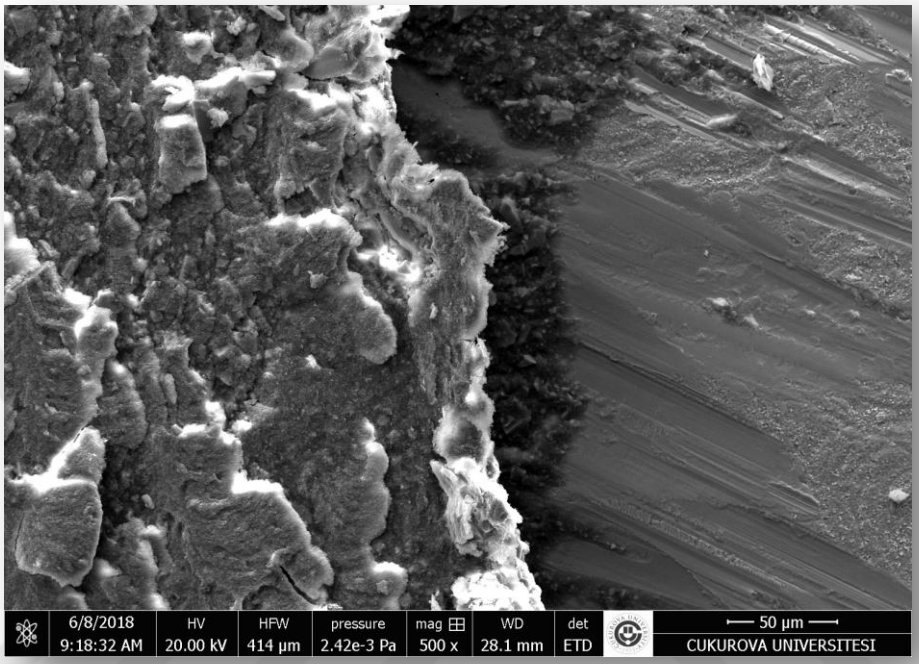
Şekil 4.6. Co-Cr Alaşımı-Pembe Porselen grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin geri saçılan elektron görüntüsü

Co-Cr Alaşımı-Pembe Porselen grubuna ait kırık örnek yüzeyinin geri saçılan elektron görüntüsüne Şekil 4.7'de 2000 büyütmede bakıldığı zaman; porselen ile metalin tam birleşmediğini ayrımlar ile görülmektedir.



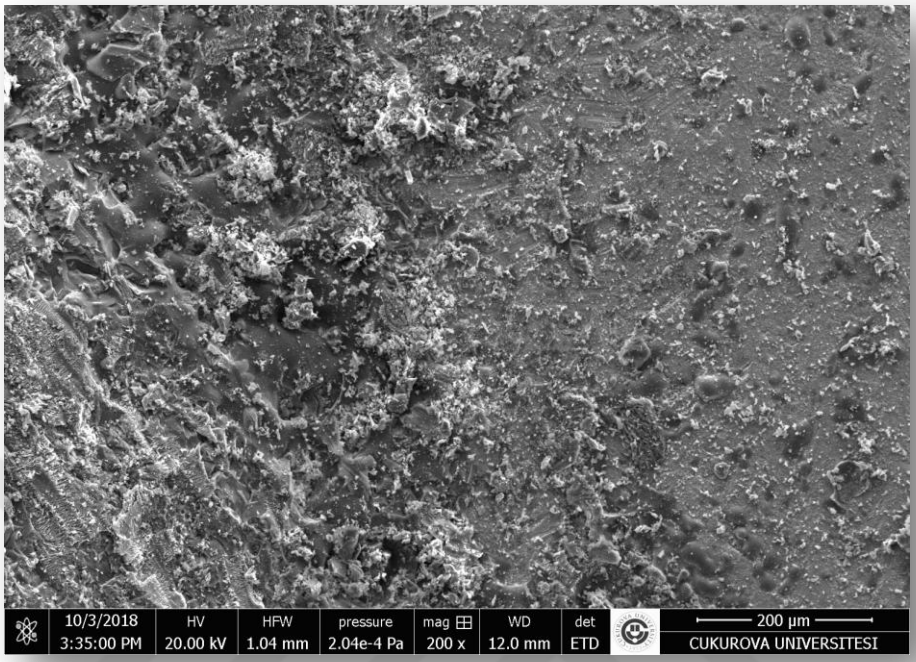
Şekil 4.7. Co-Cr Alaşımı-Pembe Porselen grubuna ait kırık örnek yüzeyinin 2000 büyütmede geri saçılan elektron görüntüsü

Zirkonya ve pembe kompozit grubuna ait kırık örnek yüzeyinde polisaj sonrası meydana gelen düzenli yoğun çizgili yüzey Şekil 4.8'de görülmektedir.

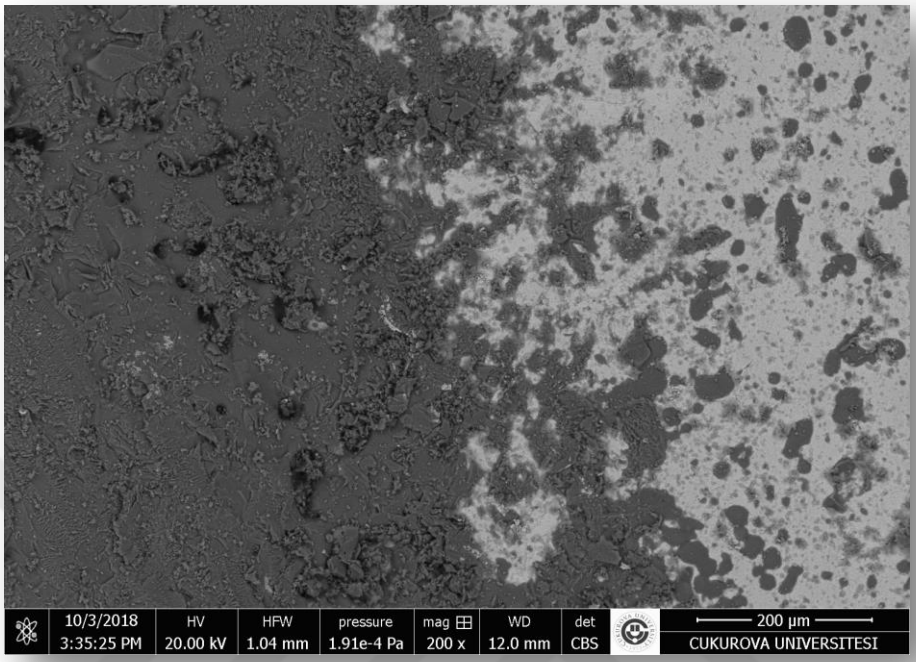


Şekil 4.8. Zirkonya-Pembe Kompozit grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin ikincil elektron görüntüsü

Zirkonya-Pembe porselen grubuna ait kırık örnek yüzeyine bakıldığında Şekil 4.9'daki ikincil elekton görüntüsünde materyaller ayırt edilemese de Şekil 4.10'daki geri saçılan elektron görüntüsünden materyallerin ayrımı görülebilmektedir.

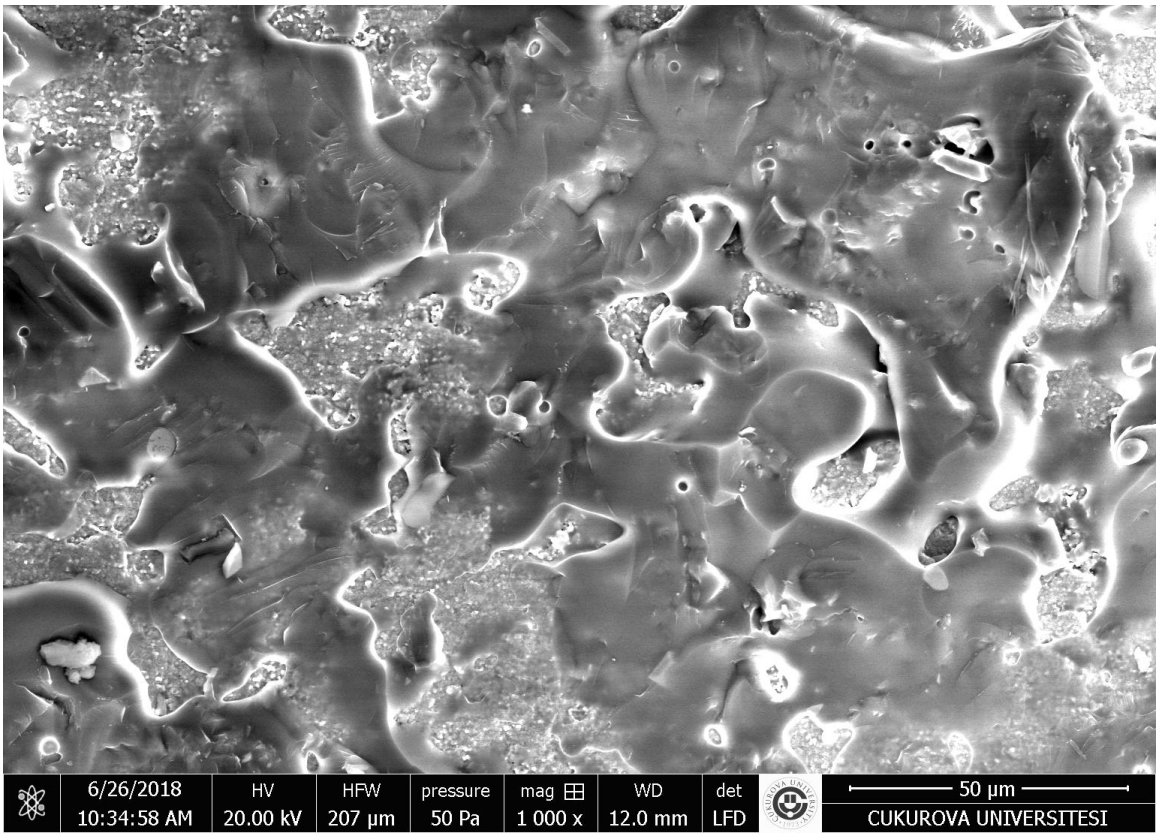


Şekil 4.9. Zirkonya-Pembe Porselen grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin ikincil elektron görüntüsü



Şekil 4.10. Zirkonya-Pembe Porselen grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin geri saçılan elektron görüntüsü

Zirkonya-Pembe Porselen grubundan bir örneğin kırık yüzeyinden alınan Şekil 4.11'deki ikincil elektron görüntüsü değerlendirildiğinde adeziv ve koheziv kırılmaların birlikte meydana geldiği görülmektedir.



Şekil 4.11. Zirkonya-Pembe Porselen grubundan bir örneğin kırık örnek yüzeyinin ikincil elektron görüntüsü

5. TARTIŞMA

Mevcut çalışmanın sonuçları, çalışmanın her iki hipotezini de reddetmiştir. Altyapı materyallerinin ortalama maksimum enerji ve ortalama maksimum bağlanma dayanımı değerleri arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark vardır. Farklı dişeti materyallerinin ortalama maksimum enerji ve ortalama maksimum bağlanma dayanımı değerlerine etkisi istatiksel olarak anlamlı bir fark yaratmaktadır. Zirkonya-Porselen, Zirkonya-Kompozit, Metal-Porselen ve Metal-Kompozit alt grupları arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark vardır. Metal-Porselen grubu en yüksek bağlanma dayanımına ve bağlanma enerjisine sahiptir. Sırasıyla Zirkonya-Porselen, Zirkonya-Kompozit ve Metal-Kompozit grupları takip eder.

İmplant destekli sabit rehabilitasyon ile hastanın yüksek estetik taleplerini karşılayan çeşitli biyolojik ve mekanik hedeflere ulaşılmak istenir.[170] İmplant destekli sabit hibrit protezlerde sıklıkla biyolojik ve mekanik komplikasyonların meydana geldiği yaygın olarak kabul edilmektedir.[171] Bu tür rehabilitasyonlarda kullanılan materyallerin seçimi nihai sonuçta önemli bir rol oynar.[172] Altyapı materyali üzerine uygulanan porselenin aşınması, kırılması veya delaminasyonu hekimler tarafından bilinen ve literatürde de bildirilen bir durumdur.[173] Sousa ve arkadaşlarının yaptığı vaka serisinde; implant destekli tüm ağız tabakalı zirkonya restorasyonların 12-29 aylık takiplerinde %46.8 oranında aşınma ve/veya delaminasyon olduğu görülmüştür.[71]

Diş eti materyallerinin zirkonya ve metal altyapılara bağlantıları arasında çeşitli sıkıntılar olması nedeniyle hibrit protezlerde diş eti delaminasyonları görülmektedir.[4,113,129] Mevcut çalışmada implant üstü hibrit protezlerde sıklıkla kullanılan diş eti materyallerinin zirkonya ve Co-Cr alaşımı ile bağlanma dayanımı makaslama testi uygulanarak değerlendirilmiştir.

Gingiva renkli materyalin, oklüzyon kuvvetinin doğrudan uygulanmadığı servikal bölgeye uygulanması daha az kırılma görülmesine neden olmaktadır.[130] Ancak mekanik stres okluzal yüzeyden servikal bölgeye iletilip kırıklara neden olabilir.[174] Diş eti bölgesini de taklit eden implant üstü sabit protezler söz konusu olduğunda, mekanik yükü nispeten

arttırdığı için dişin servikal abfraksiyonuna benzer mekanizma ile diş eti bölgesinde kırılmalar gözlenebilir.[113]

İmplant destekli restorasyonlarda periodontal ligamentin yokluğuna bağlı olarak okluzal kuvvetlere karşı direnç eksikliği olur. Bu nedenle yorulma direncinin üstünden gelebilmek için karmaşık malzemelerin kullanılması gerekir. İmplantların, dayanakların, altyapı materyallerinin, vidaların ve estetik veneer malzemelerinin çiğneme sırasında stres iletimini paylaştığı karmaşık bir biyomekanik sistemde, porselen, sıklıkla ve öncelikle estetik başarısızlığa maruz kalan malzemedir.[173,175]

Behr ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ön dişlerdeki maksimum ısırma kuvveti 150 N ile 200 N arasındadır.[118] Ön dişlerin bağlantı yüzey alanlarının 20 mm^2 olduğu tahmin edilirse, bağlanma dayanımı yaklaşık 10 MPa'lık (F:200 N / A:20 mm^2=10 MPa) bir kuvvete direnmelidir. Bağlanma dayanımı kuvveti 10 MPa ve üzerinde elde edilebiliyorsa klinik başarısı yeterli olarak kabul edilir.[118]

Literatürdeki pembe kompozit kullanılmış benzer çalışmaların sonuçları değerlendirildiğinde makaslama dayanımı ölçen çalışmalarla benzer sonuçlara ulaşılmıştır (Çizelge 5.1.). Mevcut çalışmada pembe porselen ve altyapı materyalleri arasındaki bağlanma dayanımı 10 MPa civarıdır. Pembe kompozit ve altyapı materyalleri arasındaki bağlanma dayanımı 10 MPa'dan daha azdır. Pembe porselen klinik olarak başarılı bağlanma dayanımı göstermiştir. Pembe kompozit klinik başarı göstermesi için gerekli bağlanma dayanımına ulaşamamıştır. Bununla birlikte, pembe kompozit ve altyapı materyali arasındaki bağlanma dayanımının yetersiz olduğu sonucu tam olarak doğru değildir. Dişeti materyalleri sadece servikal bölgeye uygulandıkları için herhangi bir doğrudan çiğneme kuvvetine maruz kalmazlar. Çiğneme kuvvetlerine direnmelerine gerek kalmayabilir.

Çizelge 5.1. Literatürde Makaslama Dayanımı Testi Uygulayan Çalışmalar

Referans	Materyal	Bağlanma Dayanımı ± SD (MPa)
Choo ve ark.[205]	Metal-Kompozit	12,1±1,6
An ve ark.[113]	Metal-Kompozit	7,98±3,48
Komine ve ark.[144]	Metal-Kompozit	14,5±2,3
An ve ark.[113]	Zirkonya-Kompozit	3,74±0,94
Komine ve ark.[196]	Zirkonya-Kompozit	8,3±1,6
Koizuka ve ark.[129]	Zirkonya-Kompozit	15,1±1,4
Kubochi ve ark.[4]	Zirkonya-Kompozit	12,5±2,6
Takeuchi ve ark.[206]	Zirkonya-Kompozit	5,7±5,1

An ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada diş renginde ve diş eti renginde kompozitin; zirkonya, metal ve porselene bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Kompozit tipine bakılmaksızın sonuçlar değerlendirildiğinde gruplar arasında anlamlı bir fark vardır. Makaslama bağlanım dayanımları azalacak şekilde sırasıyla porselen, metal ve zirkonya örneklerde ölçülmüştür. Bununla birlikte her örnek için diş renginde ve diş eti renginde kompozitin bağlanma dayanımı arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.[113] Mevcut

çalışmada da benzer şekilde diş eti materyaline bakılmaksızın metal altyapının bağlanma dayanımının (10,09±5,25 MPa), zirkonya altyapıdan (7,91±3,53 MPa) daha yüksek olduğu bulunmuştur.

Literatürde mikro-çekme dayanımı testi ile yapılmış çalışmalar değerlendirildiğinde mevcut çalışmadan daha yüksek bağlanım dayanımı elde edildiği görülmüştür.[176-178] Bu durum test yönteminin ve örnek boyutlarının farklılığından kaynaklanmış olabilir.

Pembe porselen ile altyapı materyalleri arasındaki bağlanma dayanımının literatür değerleriyle karşılaştırılması yapılamamıştır. Literatürde pembe porseleni değerlendiren çalışma yoktur. Bu bağlamda mevcut çalışma literatüre katkı sağlamaktadır. Ayrıca çalışmadan elde edilen bağlanma enerjileri verileri daha önceden bu verileri bildiren çalışma olmadığı için karşılaştırılamamıştır. Mevcut çalışmanın literatürdeki bu eksiklikleri dolduracağı düşünülmektedir.

Altyapı materyal seçimi için maliyet ve pasif uyum göz önünde bulundurulduğunda, rijit bir malzemenin altyapının eğilme momentini en aza indirebileceği ve böylece Kobalt-Krom altyapıların, altyapı uygunluğunun doğruluğu nedeniyle implantlar üzerinde en az miktarda gerilmeye neden olduğu gösterilmiştir.[179]

Metal ve akrilik malzemelerden yapılmış implant destekli hibrit protezlerde çeşitli problemler ortaya çıkabilir. Bunlar; akrilik diş kaybı, diş eti bölgesinde doğal görünüm oluşturulamaması ve zaman içinde okluzal yüzeylerin aşınmasıdır. Sonuç olarak, dişlerin değiştirilmesi ve protezin bakımı gereklidir.[180] Hogsett ve arkadaşlarının implant destekli sabit protezlerin biyolojik ve teknik komplikayonlarıyla ilgili yaptığı retrospektif çalışmada akrilik diş eti materyalinin aşınması veya kırılmasıyla ilgili herhangi bir durum bulunmamıştır.[181] Bu bulgu en yaygın protez komplikasyonu olmasa da, akrilik kırığının yaygın olduğunu bildiren birçok çalışma vardır.[72]

Metal ve porselenden yapılmış protezler akriliğe göre daha kabul edilebilir estetik sağlar. Bununla birlikte metal-porselen protezlerin önemli bir dezavantajı, porselene bağlı komplikasyonların tüm restorasyonu tehlikeye sokabilmesidir.[180] Metal porselen restorasyonlarda seramiğin aşınması ya da kırılması farklı faktörlerden kaynaklanabilir. Bu faktörler darbe, yorulma ve oklüzyon kuvvetleri, kullanılan malzemelerin ısısal genleşme katsayıları arasındaki farklılık, metalin elastik modülünün düşük olması, uygun olmayan

protez tasarımı, materyal içerisinde gözlenen mikro defektler ve travma şeklindedir.[43] Ayrıca porselen fırınlama döngülerine bağlı sag direnci düşük olan metal altyapıda gözlemlenebilen değişiklikler, restorasyon ile implant dayanakları arasındaki mevcut pasif uyumun bozulmasına neden olabilir.[125,182]

Metal ve seramikten hazırlanmış protezlerde opak yansıması olabilir ve metal altyapı nedeniyle dişeti marjinal alanı genellikle renk değiştirebilir. Ayrıca bu hastalarda sayısı çok yüksek olamamasına rağmen metale bağlı alerji de gözlemlenebilir.[183]

Doğal dentisyonu taklit eden daha iyi ışık geçirgenliğine sahip metal içermeyen protezlere artan talep, son derece estetik ve biyouyumlu seramiklerin gelişmesine yol açmıştır.[184,185] Yüksek kaliteli estetik restorasyona duyulan ihtiyaç, tüm seramik malzemelerin geleneksel metal-porselen restorasyonlara alternatif olarak gelişmesine neden olmuştur. Zirkonya, üstün biyouyumluluk, estetik ve mekanik özellikleri nedeniyle en çok kullanılan tüm seramik altyapı malzemesi olmuştur. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD / CAM) teknolojisinin gelişimi de, iş gücünün azalmasına, maliyet verimliliğine ve standardize restorasyon üretimine neden olduğundan, diş hekimliğinde zirkonya kullanımının artmasına katkıda bulunmuştur.[186] Son yıllarda bilgisayar destekli üretim sistemleri ile üretilen zirkonya altyapısı olan protezler popüler bir tedavi yöntemi olarak ortaya çıkmıştır.[187,188] Zirkonya seramik sabit protezlerin 3 yıllık fonksiyon sonrası sağkalım oranları metal seramik protezler ile benzerlik göstermiştir.[189]

Ancak geleneksel laboratuar porselen yığım tekniği ile oluşturulan zirkonya altyapılı protezler metal altyapılı protezlere göre daha düşük kırılma dayanımı göstermiştir.[185] Mevcut çalışmada da benzer şekilde dişeti materyali olarak pembe porselen değerlendirildiğinde metal altyapı zirkonya altyapıya göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.

Zirkonya ve seramik malzemelerden yapılmış protezlerde seramik aşınması, delaminasyonu veya zirkonya altyapının kırılması tamiri imkansız hale getirebilir.[190] Zirkonya altyapılı restorasyonlarda gözlenen seramik aşınmasının nedenleri tam olarak bilinmemektedir. Genellikle arayüz bağlantısı, altyapı tasarımı ve veneer materyalinin uyumu, veneer porseleninin dayanıklılığı ve laboratuar prosedürleri gibi farklı faktörlere

bağlıdır. Ayrıca porselen yığma tekniği, tekrarlanan fırınlama ve sinterlemeyi içerdiği için seramiklerin aşınması ya da kırılması üzerinde potansiyel bir etkiye sahiptir.[191]

Diş eti materyali olarak pembe kompozit kullanımı pembe porselene ait dezavantajları elimine etmektedir. Laboratuar prosedürlerinin porselene göre daha kolay uygulanabilir olması, altyapı malzemesini tekrarlanan fırınlama işlemlerine maruz bırakmaması, tamir edilmesi gerektiğinde restorasyonun tamamen çıkarılmasına gerek kalmadan hasta ağzında düzenlenebilmesi gibi avantajlar, klinisyenleri ve hekimleri pembe kompozit kullanımına yöneltmiştir.[128] Mevcut çalışmada pembe porselenin dezavantajlarını elimine etmek için alternatif materyal olarak pembe kompozit kullanımı değerlendirilmiştir.

Delaminasyon nedenlerini anlayabilmek ve metal-kompozit ve zirkonya-kompozit, metal-porselen ve zirkonya-porselen bağlantılarını güçlendirmek için günümüze kadar çeşitli çalışmalar yapılmıştır.[113]

Zirkonyumun yüksek dayanıklılık ve biyo-uyumluluk göstermesi, plak adhezyonunun düşük olması, mukozal renklenmeye neden olmaması ve estetik özellikleri; zaman içinde başarılı yumuşak doku entegrasyonu ve hasta memnuniyeti elde edilmesine katkıda bulunmuştur.[192] Zirkonya altyapıların dayanıklılığı farklı yüzey işlemlerinden etkilenebilir ve farklı düzeylerde yüzey hasarına neden olabilir.[186] Oluşan yüzey düzensizlikleri stres konsantrasyon alanları gibi işlev görebilir, çatlak başlangıcına ve yayılmasına yol açabilir. Böylece üzerine uygulanan materyalin bağlanma dayanımı azalır.[193]

Zirkonyanın düşük termal yayılma özelliği ısıtma ve soğutma prosedürleri sırasında istenmeyen sıcaklık dağılımlarına neden olabilir. Altyapı materyalinde meydana gelen internal stresler veneer malzemeyi ve arayüz bağlantısını etkileyebilir.[163,194] Mevcut çalışmada zirkonya ile dişeti materyalleri arasındaki bağlanma dayanımı metal grubu ile olan bağlanma dayanımından daha düşük bulunmuştur. Bu zirkonya grubu ile bağlantıyı zayıflatan faktörler; diş eti materyalinin alt yapıyı yetersiz ıslatması, ara yüzdeki zirkonya kristallerinin ısıdan etkilenerek dönüşüme uğraması, malzemelerin ısısal genleşme katsayılarının uyumsuz olması, ara yüzeydeki defektler ve arayüz prüzlülüğünün yetersizliği olabilir.[194]

Lundberg ve arkadaşlarının zirkonyaya uygulanan yüzey işlemleri ile ilgili yaptığı sistematik derlemede kumlama işleminin zirkonyaya bağlanma dayanımını arttırmada uygun bir yüzey işlemi olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca zirkonyaya uygulanacak yüzey işlemi olarak karbon kağıt ile zımparalamayı tavsiye etmişlerdir.[195] Komine ve arkadaşlarının yaptığı yüzey işlemleri ile altyapı ve dişeti materyalleri arasındaki bağlanım dayanımını karşılaştıran çalışmada 600 ve 1500 gritli karbon kağıt ile zırparalanmış zirkonya yüzeyleri değerlendirilmiştir. 600 gritli karbon kağıdı ile zımparala işlemi yapılan grubun yüzey pürüzlülüğü (0,006±0,001 Ra, µm), 1500 gritli karbon kağıdı ile zımparala işlemi yapılan grubun yüzey pürüzlülüğünden (0,004±0,002 Ra, µm) daha fazladır. Ayrıca 600 gritli karbon kağıdı ile zımparala işlemi yapılan grubun bağlanma dayanımı (8,37±1,6 MPa), 1500 gritli karbon kağıdı ile zımparala işlemi yapılan grubun bağlanma dayanımından (4,2±2,9 MPa) da daha yüksektir.[196]

Koizuka ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada kumlama ile yüzey pürüzlendirmesinin altyapı ve diş eti materyali arasındaki bağlantıyı arttırdığı görülmüştür.[129] Inokoshi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada kimyasal ve mekanik yüzey hazırlıklarının birlikte yapılmasının zirkonya altyapıya olan bağlantıyı arttırdığı görülmüştür. Kumlama ile yüzey alanını arttırmak ve aktif bir yüzey üretmek bağlantıyı arttırmak için uygun yöntemlerdir.[178] Böylelikle oluşan pürüzlü yüzeyler, bağlanma ara yüzeyinin mikro-mekanik kilitlenmelerine katkıda bulunurlar.[197] Komine ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 0,2 MPa ya da daha yüksek basınçtaki kumlamanın pembe kompozit ve zirkonya bağlantısını arttırdığı, hidroflorik asit ve ısıyla yapılan yüzey işlemlerinin bağlantıda önemli bir değişiklik yaratmadığı görülmüştür.[196] 50 µm alüminyum oksit ile kumlama yapılması yüksek mekanik bağ kuvveti oluşturan en iyi kumlama malzemesidir.[198] Denizoğlu ve arkadaşlarının yaptığı yüzey işlemlerinin Co-Cr ve Ni-Cr alaşımlar ile rezin arasındaki bağlantıya etkisini araştıran çalışmada; kumlama işlemi uygulanmış yüzeylerdeki bağlanma dayanımının daha yüksek ve istatiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur.[199] Mevcut çalışmada örnek yüzeyleri öncelikle 600 ve 800 gritli karbon kağıt ile zımparalanmıştır. Ardından literatürden elde edilen bilgiler ışığında ve üretici firmaların önerisi doğrultusunda metal ve zirkonya örneklere 50 µm alüminyum oksit ile 0,6 MPa basınç altında, 10 mm uzaklıktan, 10 saniye süre ile kumlama işlemi yapılmıştır.

Quaas ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada; alkol ile temizlenmiş metal altyapı yüzeyinin, kompozit ile bağlantısının diğer yüzey temizleme metodlarına göre istatistiksel olarak daha yüksek olduğu bulunmuştur.[200] Mevcut çalışmada mekanik yüzey işlemleri uygulanan örnekler sonrasında % 90 alkol ile ultrasonik banyoda bırakılmıştır. Ardından 15 dakika distile suda bekletilmiştir.

Primer ajanlar; baz metaller için asit monomerler içerirken, soy metaller için sulfur içeren monomer içerirler.[201] Karboksilik monomer; Ni-Cr, Co-Cr ve titanyum alaşımlarına etkili bir şekilde bağlanabilir.[202] Baz metal alaşımlarına bağlanma kuvveti hidrofobik bir fosfat monomeri kullanılarak geliştirilmiştir.[203] Literatüredeki çalışmalara bakıldığı zaman çeşitli fonksiyonel monomerlerin metallerin bağlanma dayanımına olumsuz etki etmediği aksine fonksiyonel monomerlerin kombine kullanımının bağlanma dayanımını önemli derecede arttırdığı görülmüştür.[204] Choo ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada MDP içerikli metal primerinin Co-Cr alaşımının diş eti materyali ile bağlantısını arttırdığı görülmüştür.[205] Inokoshi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarda mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinin hem metal hem zirkonya materyallerine bağlanma dayanımını arttırdığı gözlenmiştir.[177,178] Kubochi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada MDP içerikli primer kullanılmasının zirkonya ile diş eti materyali arasındaki bağlantıyı arttırdığı görülmüştür.[4] Ayrıca literatürdeki diğer araştırmacıların yaptığı çalışmalara bakıldığında fosforik ester grubu içeren primer kullanımının altyapı materyalleri ile diş eti materyalleri arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığı gözlenmiştir.[129,144,206] Mevcut çalışmada örnek yüzeylerine uygulanacak metal ve seramik primerleri seçilirken üretici firmaların önerileri doğrultusunda MDP primeri içermesi göz önüne alınmıştır.

Kompozitin polimerizasyon büzülmesi ve metal-kompozit materyalleri arasında termal genleşme katsayısında uyumsuzluk olması nedenleriyle oluşan mikrosızıntılar metal-kompozit arayüzünde opak tabakanın kimyasal bağlantısını sınırlayabilir.[207] Mevcut çalışmada elde edilen sonuçlara göre; Metal-Porselen bağlantısının Metal-Kompozit bağlantısından daha yüksek bulunmasının nedenlerinden biri olarak bu durum düşünülebilir.

Zirkonya ve veneer porseleni arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmek için farklı test yöntemleri kullanılabilir. Her birinin ayrı avantaj ve dezavanajları vardır.[208] Test

yöntemlerinin farklılığı değerleri karşılaştırmayı zorlaştırır. Lundberg ve arkadaşlarının zirkonyanın bağlanım dayanımıyla ilgili yaptığı sistematik derlemede; çalışmalarda makaslama testi, çekme dayanımı testi ve mikro-çekme dayanımı testinin yer aldığı görülmüştür.

Çalışmaların çoğunda makaslama dayanımı testi kullanılmıştır.[208] Çalışmalardan elde edilen sonuçlar; zirkonyaya uygulanan her yüzey işlemine göre geniş çeşitlilik göstermiştir.[195] Makaslama testinin avantajları örneklerin hazırlanmasının ve testin kullanımının kolay olması ve uygulanan kuvvetlerin bağlanma bölgesine dik olmasıdır.[209] Ancak uygulanan makaslama kuvveti istenmeyen stress paterni dağılımına yol açabilir, kohezyon kırıklarına ve verilerin yanlış yorumlanmasına neden olabilir. Ayrıca makaslama testinde arayüzey boyunca stresslerin homojen olmadığı bilinmektedir. Bu nedenlerle, makaslama dayanımı testinin güvenilirliği sorgulanmalıdır.[210,211] Aboushelib ve arkadaşlarının mikro-çekme dayanımı testiyle ilgili yaptığı çalışmada; uygulanan kuvvetin test arayüzüne dik olması, mikrobarlarda yapısal iç kusurların olma riskinin azalması ve dolayısıyla altyapı ile veneer materyalinin bağlanma dayanımı hakkında daha doğru sonuç verdiği vurgulanmıştır. Bu yöntemde, arayüzey boyunca homojen kuvvetlerin oluşması söz konusudur. Mikro-çekme bağlanım dayanımı testinin dezavantajı örnek hazırlama prosedürü sırasında yapısal hataların önlenememesi ve örnek hazırlamanın zorluğudur.[212] Makro-çekme dayanımı testinin avantajı kolay uygulanabilir ve tekrarlanabilir olmasıdır. Makro-çekme testi homojen olmayan gerilmeler üretip, sonuçları etkileyebilir.[211] Bağlanma dayanımını değerlendirmek için henüz standart bir yöntem belirlenememiştir.[210] Bu sebeple dünya çapındaki farklı araştırma merkezlerinde elde edilmiş bağlanma dayanımı değerleri çeşitlilik gösterir. Sıklıkla laboratuvar bağlanma dayanımı testlerinin klinik etkinliğini tahmin edemeyeceği iddia edilmektedir.[162] Bu nedenle bağlanma dayanımını test etmek için kliniği simüle eden daha uygun yöntemlerin geliştirilmesi klinik olarak değerli verilerin elde edilmesi için gereklidir.[209] Mevcut çalışmada öncelikle makro-çekme testi uygulanması planlanmıştır. Pilot örnekler pembe akrilik rezin içine gömülerek testometrik cihazında çekme bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Pilot denemeler sonrası saf çekme kuvveti elde edilmekte zorlanıldığı ve örneklerde tutucu parçalar arasından kayma meydana geldiği için makro-çekme testinden vazgeçilmiştir. Ağız içinde, özellikle diş eti

bölgesinde, meydana gelen kuvvetlerin çoğunlukla makaslama kuvveti olduğu düşünülerek çalışma makaslama testi kullanılarak tamamlanmıştır.

Kesme testinden sonra kırılma yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu ile incelendi. Bu yüzeyler hem zirkonya hem de Co-Cr alaşımı grupları için karışık adeziv ve koheziv başarısızlıkları ortaya çıkarmıştır. Kesme testi istenmeyen stres patern dağılımına yol açarak koheziv kırıklara ve verilerin yanlış yorumlanmasına yol açabilir.[162] SEM görüntüleri de bu durumu doğrulamaktadır. Kırık örnek yüzeylerinde adeziv kırılmalara ek koheziv kırılmalara birlikte rastlanmıştır. Porselende koheziv başarısızlık görülmesi aslında arayüz bağlantısının olması gerekenden daha düşük sonuçların elde edilmesine neden olabilir.

SEM görüntülerinde porselen gruplarında gözenekler belirlenmiştir. Bu gözenekler, porselen uygulaması sırasında içeride kalan gözeneklerdir. Fırınlama döngüsü sırasında porselenin içinde oluşturulmaktadır ve bu, porselenin yığılması sırasında toz / su oranlarının yanlış kullanımından kaynaklanabilir. Önceki çalışmalarda da seramik kırığı sık sık gözenekler ve çatlakların varlığıyla ilişkilendirilmiştir.[213] Bu gözenekler materyallerin bağlanma kuvvetinde değişime neden olabilir.

Kim ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada termosiklüs uygulamasının metal ve kompozit bağlantısında önemli düşüş yarattığı görülmüştür.[116] Komine ve arkadaşlarının zikonya ve pembe kompozit bağlanma dayanımı ile ilgili yaptığı çalışmada termosiklüs sonrası değerlerin azaldığı gözlenmiştir.[144] Guess ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada zirkonya ve porselen bağlantısında termosiklüs uygulamasının etkisi değerlendirilmiş ve termosiklüs sonrası değerlerde istatiksel olarak anlamlı bir fark çıkmamıştır.[214]

Termosiklüs uygulaması ve örneklerin solüsyonlarda bekletilmesi test sonuçlarının kliniği taklit etmesi açısından daha farklı sonuçlara neden olabilir. Bu işlemlerin uygulanmamış olması mevcut çalışmanın eksikliğidir. İleride yapılacak çalışmalarda bu uygulamaların da değerlendirilmesi gerekmektedir.

Tribokimyasal (TBC) yüzey işlemleri de zirkonya da dahil olmak üzere tüm seramik materyaller için kullanılabilen bir yöntemdir. Silika kaplı alümina parçacıkları düşük basınçta kumlanır ve seramik yüzeyler TBC mekanizması ile silika ile kimyasal olarak modifiye edilir.[215-217] Tzanakis ve arkadaşlarının zirkonyaya uygulanan yüzey işlemlerini

araştırdığı sistematik derlemede kumlama ve TBC uygulamanın bağlanma dayanımını arttırdığı sonucuna ulaşmışlardır.[218] İleride yapılacak çalışmalarda yüzey işlemlerine TBC uygulaması da eklenerek pembe kompozit ve pembe porselenin bağlanım dayanımlarında değişiklik olup olmadığı değerlendirilebilir.

İmplant destekli sabit hibrit protezleri araştıran sistematik derlemelerde; % 98 ve % 99 gibi yüksek protez sağkalım oranları bildirilmiştir.[82,219] Kwon ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 5 ve 10 yıllık takipte implant destekli tam ağız sabit protezler ve implantlar yüksek sağkalım oranı göstermişlerdir. Bununla birlikte sınırlı literatür nedeniyle uzun sureli sağkalım oranları elde edilememiştir.[46] İn vitro çalışmalar klinikte ve laboratuar ortamında kullanılan malzemelerin değerlendirilmesinde ilk basamaktır. İn vitro sonuçlardan daha anlamlı klinik çıkarımların yapılabilmesi için uzun dönem takipli in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

5.SONUÇLAR

1. İmplant destekli hibrit protezler değerlendirildiğinde alyapı ve dişeti materyallerinin seçimi bağlanma dayanımını önemli derecede etkiler.
2. Co-Cr alaşımının dişeti materyallerine bağlanma dayanımı ve bağlanma enerjisi zirkonya materyaline göre istatiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir.
3. Pembe porselenin altyapı materyallerine bağlanma dayanımı pembe kompozitten daha yüksektir.
4. Zirkonya ve Co-Cr alaşımı materyallerinin her ikisi de klinik kullanım ve klinik değerlendirme için yeterli bağlanma dayanımına sahiptir. En yüksek bağlanma dayanımı ve bağlanma enerjisi Metal-Porselen grubunda elde edilmiştir. Ancak tekrarlayan fırınlama prosedürleri sonucu meydana gelen pasif uyum kaybı ve estetik başarı düşünüldüğünde Zirkonya-Porselen grubu, implant destekli hibrid protezlerde önerilmektedir.

KAYNAKLAR

1. **Misch CE**. Contemporary İmplant Dentistry-E-Book. 3th.Ed., Missouri, *Elsevier Health Sciences*, **2007**.
2. **Kulak Özkan Y.** Tam Protezler ve İmplantüstü Hareketli Protezler. 1. Baskı, İstanbul; *Vestiyer*. **2012**.
3. **Önol AC.** H.İmplant planlamasını etkileyen faktörler. *A.Ü. Diş. Hek. Fak. Derg*, **2015**, 42: 51-60.
4. **Kubochi K, Komine F, Fushiki R, Yagawa S, Mori S, Matsumura H.** Shear bond strength of a denture base acrylic resin and gingiva-colored indirect composite material to zirconia ceramics. *Journal of Prosthodontic Research*, **2017**, 61: 149-157.
5. **Ferencz JL.** Facing the future of edentulism. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, **2009**, 18: 86-87.
6. **Petersen PE, Bourgeois D, Ogawa H, Estupinan-Day S, Ndiaye C.** The global burden of oral diseases and risks to oral health. *Bulletin of the World Health Organization*, **2005**, 83: 661-669.
7. **Cunha-Cruz J, Hujoel P, Nadanovsky P.** Secular trends in socio-economic disparities in edentulism: USA, 1972–2001. *Journal of Dental Research*, **2007**, 86: 131-136.
8. **Gilbert GH, Paul duncan R, Shelton BJ.** Social determinants of tooth loss. *Health Services Research*, **2003**, 38: 1843-1862.
9. **Gersh B.** Age-Dependent Associations Between Chronic Periodontitis/Edentulism and Risk of Coronary Heart Disease Dietrich T, Jimenez M, Kaye EAK, et al (Boston Univ Goldman School of Dental Med, MA; et al) Circulation 117: 1668-1674, 2008. *Year Book of Cardiology*, **2009**, 2009: 321-323.
10. **Joshipura KJ, Rimm E, Douglass C, Trichopoulos D, Ascherio A, Willett W.** Poor oral health and coronary heart disease. *Journal of Dental Research*, **1996**, 75: 1631-1636.
11. **Elter JR, Offenbacher S, Toole JF, Beck J.** Relationship of periodontal disease and edentulism to stroke/TIA. *Journal of Dental Research*, **2003**, 82: 998-1001.
12. **Zarb GA, Jacob R, Eckert S.** Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients, 13th.Ed., India; *Elsevier*, **1990**.
13. **Çalıkkocaoğlu S.** Tam Protezler. 3.Baskı, İstanbul, *Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği, Bilimsel Yayını,***1998**.
14. **Millar WJ, Locker D.** Edentulism and denture use. *Health Reports*, **2005**, 17: 55-58.
15. **Strauss RP, Hunt RJ.** Understanding the value of teeth to older adults: influences on the quality of life. *The Journal of the American Dental Association*, **1993**, 124: 105-110.
16. **Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Beck DA.** Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I—Retention, stability, and tissue response. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1995**, 73: 354-363.
17. **Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Giglio JA.** Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II—Patient satisfaction and preference. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1995**, 73: 364-369.
18. **Jeganathan S, Payne J.** Common faults in complete dentures: a review. *Quintessence International*, **1993**, 24: 483-487.
19. **Grasso JE, Rendell J, Gay T.** Effect of denture adhesive on the retention and stability of mixillary dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1994**, 72: 399-405.
20. **Člebić A, Valentić Peruzović M, Stipetić J, Delić Z, Staničić T, Ibrahimagić L.** The patient's and the therapist's evaluation of complete denture therapy. *Collegium Antropologicum*, **2000**, 24: 71-77.
21. **Zlatarić DK, Čelebić A.** Treatment outcomes with removable partial dentures: a comparison between patient and prosthodontist assessments. *International Journal of Prosthodontics*, **2001**, 14: 423-426.
22. **Awad MA, Feine JS.** Measuring patient satisfaction with mandibular prostheses. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, **1998**, 26: 400-405.
23. **Čelebić A, Knezović-Zlatarić D, Papić M, Carek V, Baučić I, Stipetić J.** Factors related to patient satisfaction with complete denture therapy. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, **2003**, 58: 948-953.

24. **Carlsson G, Otterland A, Wennstro A.** Patient factors in appreciation of complete dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1967**, 17: 322-328.
25. **Berg E.** The influence of some anamnestic, demographic, and clinical variables on patient acceptance of new complete dentures. *Acta Odontologica Scandinavica*, **1984**, 42: 119-127.
26. **Berg E.** Acceptance of full dentures. *International Dental Journal*, **1993**, 43: 299-306.
27. **Berg E.** A 2-year follow-up study of patient satisfaction with new complete dentures. *Journal of Dentistry*, **1988**, 16: 160-165.
28. **Critchlow SB, Ellis JS.** Prognostic indicators for conventional complete denture therapy: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, **2010**, 38: 2-9.
29. **Lloyd PM.** Complete-denture therapy for the geriatric patient. *Dental Clinics of North America*, **1996**, 40: 239-254.
30. **Papaspyridakos P, Mokti M, Chen CJ, Benic GI, Gallucci GO, Chronopoulos V.** Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: a systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **2014**, 16: 705-717.
31. **Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K.** Clinical complications of osseointegrated implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1999**, 81: 537-552.
32. **Bedrossian E, Sullivan RM, Fortin Y, Malo P, Indresano T.** Fixed-prosthetic implant restoration of the edentulous maxilla: a systematic pretreatment evaluation method. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **2008**, 66: 112-122.
33. **López CS, Saka CH, Rada G, Valenzuela DD.** Impact of fixed implant supported prostheses in edentulous patients: protocol for a systematic review. *BMJ Open*, **2016**, 6: e009288.
34. **Jain AR, Nallaswamy D, Padma Ariga JMP.** Full mouth rehabilitation of a patient with mandibular implant screw retained Fp-3 prosthesis opposing maxillary acrylic removable over-denture. *Contemporary Clinical Dentistry*, **2013**, 4: 231-235.
35. **Vieira RA, Melo ACM, Budel LA, Gama JC, de Mattias Sartori IA, Thomé G.** Benefits of rehabilitation with implants in masticatory function: is patient perception of change in accordance with the real improvement? *Journal of Oral Implantology*, **2014**, 40: 263-269.
36. **Caetano CR, Consani RLX, Bacchi A, Correr AB, dos Santos MBF.** Influence of different flask systems on tooth displacement and framework misfit in mandibular fixed implant-supported complete dentures. *Journal of Prosthodontic Research*, **2013**, 57: 213-218.
37. **Prithviraj D, Madan V, Harshamayi P, Kumar C, Vashisht R.** A comparison of masticatory efficiency in conventional dentures, implant retained or supported overdentures and implant supported fixed prostheses: a literature review. *Journal of Dental Implants*, **2014**, 4: 153-153.
38. **Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ.** A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association*, **2011**, 142: 310-320.
39. **Drago C, Howell K.** Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, **2012**, 21: 413-424.
40. **Kinsel RP, Lamb RE.** Development of gingival esthetics in the edentulous patient with immediately loaded, single-stage, implant-supported fixed prostheses: a clinical report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **2000**, 15: 711-721.
41. **Maló P, de Araújo Nobre M, Borges J, Almeida R.** Retrievable metal ceramic implant ‐ supported fixed prostheses with milled titanium frameworks and all ‐ ceramic crowns: retrospective clinical study with up to 10 years of follow ‐ up. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, **2012**, 21: 256-264.
42. **Takaba M, Tanaka S, Ishiura Y, Baba K.** Implant ‐ Supported Fixed Dental Prostheses with CAD/CAM ‐ Fabricated Porcelain Crown and Zirconia ‐ Based Framework. *Journal of Prosthodontics*, **2013**, 22: 402-407.
43. **Rojas ‐ Vizcaya F.** Full zirconia fixed detachable implant ‐ retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, **2011**, 20: 570-576.

44. **Cheng C-W, Chien C-H, Chen C-J, Papaspyridakos P.** Complete-mouth implant rehabilitation with modified monolithic zirconia implant-supported fixed dental prostheses and an immediate-loading protocol: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **2013**, 109: 347-352.
45. **Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I.** A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, **1981**, 10: 387-416.
46. **Kwon T, Bain PA, Levin L.** Systematic review of short-(5–10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants. *Journal of Dentistry*, **2014**, 42: 1228-1241.
47. **Attard NJ, Zarb GA.** Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2005**, 93: 170: 425-433.
48. **Naert I, Alsaadi G, Quirynen M.** Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, **2004**, 17: 401-410.
49. **Timmerman R, Stoker G, Wismeijer D, Oosterveld P, Vermeeren J, Van Waas M.** An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant-retained overdentures. *Journal of Dental Research*, **2004**, 83: 630-633.
50. **Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U.** A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **1988**, 3: 129-134.
51. **Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK.** The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *The Journal of the American Dental Association*, **2003**, 134: 1455-1458.
52. **Walton JN, MacEntee MI.** A prospective study on the maintenance of implant prostheses in private practice. *International Journal of Prosthodontics*, **1997**, 10: 453-458.
53. **Shafie H.** Principles of attachment selection. Clinical and Laboratory Manual of Implant Overdentures. 1th.Ed., Iowa; *Blackwell*, **2007**.
54. **Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D.** A 5 ‐ year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *Journal of Oral Rehabilitation*, **1999**, 26: 195-202.
55. **Sadowsky SJ.** Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2001**, 86: 468-473.
56. **Stoker G, Wismeijer D, Van Waas M.** An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of aftercare and cost-analysis with three types of mandibular implant-retained overdentures. *Journal of Dental Research*, **2007**, 86: 276-280.
57. **Samorodnitzky-Naveh GR, Geiger SB, Levin L.** Patients' satisfaction with dental esthetics. *The Journal of the American Dental Association*, **2007**, 138: 805-808.
58. **Bahat O, Fontanesi RV, Preston J.** Reconstruction of the hard and soft tissues for optimal placement of osseointegrated implants. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, **1993**, 13: 255-275.
59. **Coachman C, Salama M, Garber D, Calamita M, Salama H, Cabral G.** Prosthetic gingival reconstruction in a fixed partial restoration. Part 1: introduction to artificial gingiva as an alternative therapy. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, **2009**, 29: 471-477.
60. **Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A.** A systematic review of the survival and complication rates of implant ‐ supported fixed dental prostheses (FDP s) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, **2012**, 23: 22-38.
61. **Rutkunas V, Ignatovic J.** A technique to splint and verify the accuracy of implant impression copings with light-polymerizing acrylic resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, **2014**, 111: 254-256.
62. **Sherif S, Susarla HK, Kapos T, Munoz D, Chang BM, Wright RF.** A systematic review of screw ‐ versus cement ‐ retained implant ‐ supported fixed restorations. *Journal of Prosthodontics*, **2014**, 23: 1-9.
63. **Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D.** Cemented and screw ‐ retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical Oral Implants Research*, **2012**, 23: 163-201.

64. **Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH.** Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1997**, 78: 43-47.
65. **Wilson Jr TG.** The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of Periodontology*, **2009**, 80: 1388-1392.
66. **Quaranta A, Piemontese M, Rappelli G, Sammartino G, Procaccini M.** Technical and biological complications related to crown to implant ratio: a systematic review. *Implant Dentistry*, **2014**, 23: 180-187.
67. **Nissan J, Ghelfan O, Gross O, Priel I, Gross M, Chaushu G.** The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **2011**, 69: 1934-1939.
68. **Piermatti J.** Using CAD-CAM technology for the full-mouth, fixed, retrievable implant restoration: a clinical report. *Journal of Oral Implantology*, **2007**, 33: 23-27.
69. **Zarone F, Sorrentino R, Vaccaro F, Russo S, De Simone G.** Retrospective Clinical Evaluation of 86 Procera AllCeram™ Anterior Single Crowns on Natural and Implant ‐ Supported Abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **2005**, 7: 95-102.
70. **Özcan M.** Fracture reasons in ceramic ‐ fused ‐ to ‐ metal restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, **2003**, 30: 265-269.
71. **Sousa S, Pragosa A, Crispim P, Moreira A, Dias M, Caramê J.** Assessement of prosthetic complications in full-arch implant supported zirconia bridges: a retrospective analysis of 59 consecutive cases with a 12-29 month follow-up: 212 Poster-Topic Technical and Biological Complications. *Clinical Oral Implants Research*, **2009**, 20: 951-952.
72. **Papaspyridakos P, Chen C-J, Chuang S-K, Weber H-P, Gallucci GO.** A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **2012**, 27: 102-110.
73. **Salvi GE, Bragger U.** Mechanical and technical risks in implant therapy. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **2009**, 24: 69-85.
74. **Tangsgoolwatana J, Oda Y, Sumii T.** The pattern design for evaluation of castability of nickel-chromium alloys. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, **1990**, 31: 117-123.
75. **Young H, Coffey JP, Caswell CW.** Sprue design and its effect on the castability of ceramometal alloys. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1987**, 57: 160-164.
76. **Presswood RG.** The castability of alloys for small castings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1983**, 50: 36-39.
77. **Kansu G, Aydin A.** Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys: Part I--Toxic potentials. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, **1996**, 4: 129-136.
78. **Messer RL, Lucas L.** Cytotoxicity of nickel–chromium alloys: bulk alloys compared to multiple ion salt solutions. *Dental Materials*, **2000**, 16: 207-212.
79. **Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA.** Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, **1993**, 6: 346-363.
80. **Jemt T, Lie A.** Accuracy of implant ‐ supported prostheses in the edentulous jaw. Analysis of precision of fit between cast gold ‐ alloy frameworks and master casts by means of a three ‐ dimensional photogrammetric technique. *Clinical Oral Implants Research*, **1995**, 6: 172-180.
81. **Parel SM.** Modified casting technique for osseointegrated fixed prosthesis fabrication: a preliminary report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **1989**, 4: 33-40.
82. **Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR.** The all ‐ on ‐ four treatment concept: a systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **2014**, 16: 836-855.
83. **Mormann WH, Brandestini M, Lutz F.** The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting. *Quintessence*, **1987**, 38: 457-470.
84. **Greven B, Luepke M, von Dorsche SH.** Telescoping implant prostheses with intraoral luted galvano mesostructures to improve passive fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2007**, 98: 239-244.
85. **Jemt T, Bäck T, Petersson A.** Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *International Journal of Prosthodontics*, **1999**, 12: 209-215.
86. **Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T.** Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, **2006**, 46: 1459-1468.

87. **Deckard C, Beaman J.** Process and control issues in selective laser sintering. *ASME Prod Eng Div (Publication) PED*, **1988**, 33: 191-197.
88. **Traini T, Mangano C, Sammons R, Mangano F, Macchi A, Piattelli A.** Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dental Materials*, **2008**, 24: 1525-1533.
89. **Venkatesh KV, Nandini VV.** Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, **2013**, 13: 389-392.
90. **Liu XJ, Gui L, Zhang ZY, Peng X, Liu C.** The application of three-dimensional skull model in the treatment of craniofacial malformation. *Zhonghua Zheng Xing Wai Ke Za Zhi. Zhonghua Zhengxing Waike Zazhi. Chinese Journal of Plastic Surgery*, **2006**, 22: 169-171.
91. **American National Standards Institute/American Dental Association**. Specification no. 5 for dental casting alloys. Chicago: American Dental Association; **1998**.
92. **Fischer J, Fleetwood P.** Improving the processing of high-gold metal-ceramic frameworks by a pre-firing heat treatment. *Dental Materials*, **2000**, 16: 109-113.
93. **Council on Dental Materials I, Equipment.** Biological effects of nickel-containing dental alloys. *The Journal of the American Dental Association*, **1982**, 104: 501-505.
94. **Heydecke G, McFarland D, Feine J, Lund J.** Speech with maxillary implant prostheses: ratings of articulation. *Journal of Dental Research*, **2004**, 83: 236-240.
95. **Özcan M, Hämmerle C.** Titanium as a reconstruction and implant material in dentistry: advantages and pitfalls. *Materials*, **2012**, 5: 1528-1545.
96. **Örtorp A, Jemt T.** CNC‐milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 10‐year comparative clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **2012**, 14: 88-99.
97. **Pieralini AR, Benjamin CM, Ribeiro RF, Scaf G, Adabo GL.** The effect of coating patterns with spinel‐based investment on the castability and porosity of titanium cast into three phosphate‐bonded investments. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, **2010**, 19: 517-522.
98. **Suansuwan N, Swain MV.** New approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding. *International Journal of Prosthodontics*, **1999**, 12: 547-552.
99. **White S, Miklus V, McLaren E, Lang L, Caputo A.** Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2005**, 94: 125-131.
100. **Keough B, Kay H, Sager R.** A ten-unit all-ceramic anterior fixed partial denture using Y-TZP zirconia. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry: PPAD*, **2006**, 18: 37-43.
101. **Guess PC, Att W, Strub JR.** Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **2012**, 14: 633-645.
102. **Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH.** CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, **2004**, 20: 655-662.
103. **Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G.** LAVA-the system for all-ceramic ZrO2 crown and bridge frameworks. *International Journal of Computerized Dentistry*, **2001**, 4: 195-206.
104. **Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle C.** In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **2009**, 24: 850-858.
105. **von Maltzahn NF, Holstermann J, Kohorst P.** Retention Forces between Titanium and Zirconia Components of Two- Part Implant Abutments with Different Techniques of Surface Modification. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **2016**, 18: 735-744.
106. **Lassle MJ.** CAD/CAM lithium disilicate crown performance cemented extraorally and delivered as a screw-retained implant restoration. Msc Thesis, University of Minnesota, Minneapolis, **2015**
107. **Rauscher O.** Impression-free implant restorations with Cerec InLab. *International Journal of Computerized Dentistry*, **2011**, 14: 139-146.
108. **Chow YC, Wang H-L.** Factors and techniques influencing peri-implant papillae. *Implant Dentistry*, **2010**, 19: 208-219.
109. **Kan JY, Rungcharassaeng K, Sclar A, Lozada JL.** Effects of the facial osseous defect morphology on gingival dynamics after immediate tooth replacement and guided bone regeneration: 1-year results. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **2007**, 65: 13-19.

110. **De Rouck T, Collys K, Cosyn J.** Immediate single‐tooth implants in the anterior maxilla: a 1‐year case cohort study on hard and soft tissue response. *Journal of Clinical Periodontology*, **2008**, 35: 649-657.
111. **Cosyn J, Eghbali A, De Bruyn H, Collys K, Cleymaet R, De Rouck T.** Immediate single‐tooth implants in the anterior maxilla: 3‐year results of a case series on hard and soft tissue response and aesthetics. *Journal of Clinical Periodontology*, **2011**, 38: 746-753.
112. **Salama M, Coachman C, Garber D, Calamita M, Salama H, Cabral G.** Prosthetic gingival reconstruction in the fixed partial restoration. Part 2: diagnosis and treatment planning. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, **2009**, 29: 573-581.
113. **An H-S, Park J-M, Park E-J.** Evaluation of shear bond strengths of gingiva-colored composite resin to porcelain, metal and zirconia substrates. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **2011**, 3: 166-171.
114. **Bettencourt AF, Neves CB, de Almeida MS, Pinheiro LM, e Oliveira SA, Lopes LP, Castro MF.** Biodegradation of acrylic based resins: A review. *Dental Materials*, **2010**, 26: 171-180.
115. **Bulbul M, Kesim B.** The effect of primers on shear bond strength of acrylic resins to different types of metals. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2010**, 103: 303-308.
116. **Kim J-Y, Pfeiffer P, Niedermeier W.** Effect of laboratory procedures and thermocycling on the shear bond strength of resin-metal bonding systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2003**, 90: 184-189.
117. **Papazoglou E, Vasilas AI.** Shear bond strengths for composite and autopolymerized acrylic resins bonded to acrylic resin denture teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1999**, 82: 573-578.
118. **Behr M, Proff P, Kolbeck C, Langrieger S, Kunze J, Handel G, Rosentritt M.** The bond strength of the resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **2011**, 4: 2-8.
119. **Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY.** Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2003**, 90: 121-132.
120. **Tanoue N, Matsuda Y, Yanagida H, Matsumura H, Sawase T.** Factors affecting the bond strength of denture base and reline acrylic resins to base metal materials. *Journal of Applied Oral Science*, **2013**, 21: 320-326.
121. **Reitemeier B, Hänsel K, Kastner C, Walter MH.** Metal-ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinical trial in private practices. *International Journal of Prosthodontics*, **2006**, 19: 397-399.
122. **Coachman C, Calamita M.** The reconstruction of pink and white esthetics. *Int Dent SA*, **2010**, 12: 88-93.
123. **Barzilay I, Prosmo C.** Gingival protheses: a review. *Journal of the Canadian Dental Association. Journal de L'Association Dentaire Canadienne*, **2003**, 69: 74-78.
124. **Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J.** Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book. 5th.Ed., Missouri; *Elsevier Health Sciences*, **2015**.
125. **Anusavice K, Shen C, Hashinger D, Twiggs S.** Interactive effect of stress and temperature on creep of PFM alloys. *Journal of Dental Research*, **1985**, 64: 1094-1099.
126. **Salama M, Garber D, Calamita M, Salama H.** Prosthetic gingival reconstruction in fixed partial restorations. Part 3: laboratory procedures and maintenance. *Restorative Dentistry*, **2010**, 30: 19-29.
127. **Reshad M, Cascione D, Aalam AA.** Fabrication of the mandibular implant-supported fixed restoration using CAD/CAM technology: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2009**, 102: 271-278.
128. **Hagiwara Y, Nakajima K, Tsuge T, McGlumphy EA.** The use of customized implant frameworks with gingiva-colored composite resin to restore deficient gingival architecture. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2007**, 97: 112-117.
129. **Koizuka M, Komine F, Blatz MB, Fushiki R, Taguchi K, Matsumura H.** The effect of different surface treatments on the bond strength of a gingiva‐colored indirect composite veneering material to three implant framework materials. *Clinical Oral Implants Research*, **2013**, 24: 977-984.
130. **Albrektsson T, Brånemark P-I, Zarb GA.** Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago; *Quintessence*, **1985**.
131. **Hjalmarsson L, Smedberg JI.** A 3‐year retrospective study of Cresco frameworks: preload and complications. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **2005**, 7: 189-199.

132. **Ghazal M, Hedderich J, Kern M.** Wear of feldspathic ceramic, nano ‐ filled composite resin and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists. *European Journal of Oral Sciences*, **2008**, 116: 585-592.
133. **Abduo J, Judge RB.** Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **2014**, 29: 608-621.
134. **Dunn DB.** The use of a zirconia custom implant-supported fixed partial denture prosthesis to treat implant failure in the anterior maxilla: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2008**, 100: 415-421.
135. **Alani A, Maglad A, Nohl F.** The prosthetic management of gingival aesthetics. *British Dental Journal*, **2011**, 210: 63-69.
136. **Roberts D.** The failure of retainers in bridge prostheses. An analysis of 2,000 retainers. *British Dental Journal*, **1970**, 128: 117-124.
137. **Reuter J, Brose M.** Failures in full crown retained dental bridges. *British Dental Journal*, **1984**, 157: 61-63.
138. **Llobell A, Nicholls J, Kois J, Daly C.** Fatigue life of porcelain repair systems. *International Journal of Prosthodontics*, **1992**, 5: 205-213.
139. **Piconi C, Maccauro G.** Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, **1999**, 20: 1-25.
140. **Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM.** Craig's restorative dental materials-e-book. 14th.Ed., Missouri: *Elsevier Health Sciences*, **2018**.
141. **Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE.** All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dental Materials*, **2015**, 31: 603-623.
142. **Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B.** Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dental Materials Journal*, **2008**, 27: 448-454.
143. **Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T.** Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, **2013**, 57: 236-261.
144. **Komine F, Strub JR, Matsumura H.** Bonding between layering materials and zirconia frameworks. *Japanese Dental Science Review*, **2012**, 48: 153-161.
145. **Yoon H-i, Yeo I-s, Yi Y-j, Kim S-h, Lee J-b, Han J-s.** Effect of surface treatment and liner material on the adhesion between veneering ceramic and zirconia. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **2014**, 40: 369-374.
146. **Patzelt SB, Bishti S, Stampf S, Att W.** Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing–generated dental casts based on intraoral scanner data. *The Journal of the American Dental Association*, **2014**, 145: 1133-1140.
147. **Mackert Jr JR.** Effect of thermally induced changs on porcelain-metal compatibility. *Perspective in Dental Ceramics (Proc 4th Intern Sympo Ceramics, Chicago, IL), 1988*, **1988**: 53-64.
148. **Denry I, Holloway J, Rosenstiel S.** Effect of ion exchange on the microstructure, strength, and thermal expansion behavior of a leucite-reinforced porcelain. *Journal of Dental Research*, **1998**, 77: 583-588.
149. **Sherrill C, O'brien W.** Transverse strength of aluminous and feldspathic porcelain. *Journal of Dental Research*, **1974**, 53: 683-690.
150. **Michalske TA, Freiman SW.** A molecular interpretation of stress corrosion in silica. *Nature*, **1982**, 295: 511.
151. **Yamamoto M.** Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto. *Quintessence Publishing Company*, **1985**.
152. **Diaz-Arnold A, Schneider R, Aquilino S.** Bond strengths of intraoral porcelain repair materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1989**, 61: 305-309.
153. **Ban S, Anusavice K.** Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*, **1990**, 69: 1791-1799.
154. **Evans DB, Barghi N, Malloy CM, Windeler AS.** The influence of condensation method on porosity and shade of body porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1990**, 63: 380-389.
155. **Fischer J, Stawarczyk B, Sailer I, Hämmerle CH.** Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2010**, 103: 267-274.

156. **Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler J, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE.** The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide–based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2006**, 96: 237-244.
157. **Coornaert J, Adriaens P, De Boever J.** Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1984**, 51: 338-342.
158. **Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, Ferrari M.** Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *Journal of Dentistry*, **2009**, 37: 891-897.
159. **Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, Papacchini F, Ferrari M.** Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dental Materials*, **2010**, 26: 751-760.
160. **Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F.** The microtensile bond test: A review. *Journal of Adhesive Dentistry*, **1999**, 1: 299-309.
161. **De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B.** A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, **2005**, 84: 118-132.
162. **Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J.** Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, **2010**, 26: 100-121.
163. **Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR.** Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2004**, 91: 349-355.
164. **Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Looney S, Rueggeberg FA.** Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2009**, 101: 107-118.
165. **Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH.** Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, **1994**, 10: 236-240.
166. **Van Noort R, Noroozi S, Howard I, Cardew G.** A critique of bond strength measurements. *Journal of Dentistry*, **1989**, 17: 61-67.
167. **Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ.** The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dental Materials*, **1998**, 14: 212-221.
168. **Lewis DB.** Scanning electron microscopy and x-ray microanalysis. *Transactions of the IMF*, **1992,** 70: 198-202
169. **Goldstein JI, Newbury DE, Michael JR, Ritchie NW, Scott JHJ, Joy DC.** Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis. 4th.Ed. New York: *Springer*, **2018**.
170. **Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR.** Clinical methods for evaluating implant framework fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **1999**, 81: 7-13.
171. **Thoma DS, Buranawat B, Hämmerle CH, Held U, Jung RE.** Efficacy of soft tissue augmentation around dental implants and in partially edentulous areas: a systematic review. *Journal of Clinical Periodontology*, **2014**, 41: 77-91.
172. **Cobb Jr GW, Metcalf AM, Parsell D, Reeves GW.** An alternate treatment method for a fixed-detachable hybrid prosthesis: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2003**, 89: 239-243.
173. **Jemt T, Henry P, Lindén B, Naert I, Weber H, Wendelhag I.** Implant-Supported Laser-Welded Titanium and Conventional Cast Frameworks in the Partially Edentulous Jaw: A 5-Year Prospective Multicenter Study. *International Journal of Prosthodontics*, **2003**, 16: 415-421.
174. **Oyar P, Ulusoy M, Eskitascioglu G.** Finite element analysis of stress distribution of 2 different tooth preparation designs in porcelain-fused-to-metal crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **2006**, 19: 85-91.
175. **Kinsel RP, Lin D.** Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2009**, 101: 388-394.
176. **Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ.** Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dental Materials*, **2006**, 22: 857-863.
177. **Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B.** Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, **2014**, 93: 329-334.

178. **Inokoshi M, Kameyama A, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B.** Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *Journal of Dentistry*, **2013**, 41: 170-179.
179. **Law C, Bennani V, Lyons K, Swain M.** Influence of implant framework and mandibular flexure on the strain distribution on a Kennedy class II mandible restored with a long-span implant fixed restoration: a pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2014**, 112: 31-37.
180. **Priest G, Smith J, Wilson MG.** Implant survival and prosthetic complications of mandibular metal-acrylic resin implant complete fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2014**, 111: 466-475.
181. **Box VH, Sukotjo C, Knoernschild KL, Campbell SD, Afshari FS.** Patient-Reported and Clinical Outcomes of Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Comparison of Metal-Acrylic, Milled Zirconia, and Retrievable Crown Prostheses. *Journal of Oral Implantology*, **2018**, 44: 51-61.
182. **Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA.** Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1995**, 74: 476-481.
183. **Gökcen-Röhlig B, Saruhanoglu A, Çifter ED, Evlioglu G.** Applicability of zirconia dental prostheses for metal allergy patients. *International Journal of Prosthodontics*, **2010**, 23: 562-565.
184. **Zarone F, Russo S, Sorrentino R.** From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, **2011**, 27: 83-96.
185. **Heintze SD, Rousson V.** Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, **2010**, 23: 493-502.
186. **Larsson C, Madhoun SE, Wennerberg A, Vult von Steyern P.** Fracture strength of yttria ‐ stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different design: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, **2012**, 23: 820-826.
187. **Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice K.** Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Operative Dentistry*, **2001**, 26: 367-374.
188. **Vigolo P, Fonzi F.** An in vitro evaluation of fit of zirconium ‐ oxide ‐ based ceramic four ‐ unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, **2008**, 17: 621-626.
189. **Sailer I, Gottner J, Känel S, Franz Hämmerle CH.** Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *International Journal of Prosthodontics*, **2009**, 22: 553-560.
190. **Limmer B, Sanders AE, Reside G, Cooper LF.** Complications and patient ‐ centered outcomes with an implant ‐ supported monolithic zirconia fixed dental prosthesis: 1 year results. *Journal of Prosthodontics*, **2014**, 23: 267-275.
191. **Pozzi A, Tallarico M, Barlattani A.** Monolithic lithium disilicate full-contour crowns bonded on CAD/CAM zirconia complete-arch implant bridges with 3 to 5 years of follow-up. *Journal of Oral Implantology*, **2015**, 41: 450-458.
192. **Papaspyridakos P, Lal K.** Computer ‐ assisted design/computer ‐ assisted manufacturing zirconia implant fixed complete prostheses: clinical results and technical complications up to 4 years of function. *Clinical Oral Implants Research*, **2013**, 24: 659-665.
193. **Larsson C, von Steyern PV, Nilner K.** A prospective study of implant-supported full-arch yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal mandibular fixed dental prostheses: three-year results. *International Journal of Prosthodontics*, **2010**, 23: 364-369.
194. **Isgrò G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ.** The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2003**, 90: 465-473.
195. **Lundberg K, Wu L, Papia E.** The effect of grinding and/or airborne-particle abrasion on the bond strength between zirconia and veneering porcelain: a systematic review. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, **2017**, 3: 8-20.
196. **Komine F, Koizuka M, Fushiki R, Iwasaki T, Kubochi K, Matsumura H.** Effect of various surface preparations on bond strength of a gingiva-colored indirect composite to zirconia framework for implant-supported prostheses. *Dental Materials Journal*, **2015**, 34: 402-409.

197. **Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M.** Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dental Materials*, **2007**, 23: 45-50.
198. **Dixon DL, Breeding LC, Hughie ML, Brown JS.** Comparison of shear bond strengths of two resin luting systems for a base and a high noble metal alloy bonded to enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **1994**, 72: 457-461.
199. **Denizoglu S, Hanyaloglu C, Aksakal B.** Tensile bond strength of composite luting cements to metal alloys after various surface treatments. *Indian Journal of Dental Research*, **2009**, 20: 174-174.
200. **Quaas A, Heide S, Freitag S, Kern M.** Influence of metal cleaning methods on the resin bond strength to NiCr alloy. *Dental Materials*, **2005**, 21: 192-200.
201. **Stokholm R, Isidor F, Ravnholt G.** Tensile bond strength of resin luting cement to a porcelain-fusing noble alloy. *International Journal of Prosthodontics*, **1996**, 9: 323-330.
202. **Tanaka T, Nagata K, Takeyama M, Atsuta M, Nakabayashi N, Masuhara E.** 4-META opaque resin—a new resin strongly adhesive to nickel-chromium alloy. *Journal of Dental Research*, **1981**, 60: 1697-1706.
203. **Sarafianou A, Seimenis I, Papadopoulos T.** Effectiveness of different adhesive primers on the bond strength between an indirect composite resin and a base metal alloy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2008**, 99: 377-387.
204. **Minami H, Murahara S, Muraguchi K, Sakoguchi K, Suzuki S, Tanaka T.** Effect of adhesion promoting monomer addition to MMA-TBBO resin on bonding to pure palladium. *Dental Materials Journal*, **2013**, 32: 173-180.
205. **Choo S-S, Huh Y-H, Cho L-R, Park C-J.** Effect of metal primers and tarnish treatment on bonding between dental alloys and veneer resin. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **2015**, 7: 392-399.
206. **Takeuchi K, Fujishima A, Manabe A, Kuriyama S, Hotta Y, Tamaki Y, Miyazaki T.** Combination treatment of tribochemical treatment and phosphoric acid ester monomer of zirconia ceramics enhances the bonding durability of resin-based luting cements. *Dental Materials Journal*, **2010**, 29: 316-323.
207. **Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M.** Curing depth of four composite veneering materials polymerized with different laboratory photo-curing units. *Journal of Oral Rehabilitation*, **1998**, 25: 348-352.
208. **He M, Zhang Z, Zheng D, Ding N, Liu Y.** Effect of sandblasting on surface roughness of zirconia-based ceramics and shear bond strength of veneering porcelain. *Dental Materials Journal*, **2014**, 33: 778-785.
209. **Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, Ashtiani AH.** Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **2011**, 3: 221-228.
210. **Doi M, Yoshida K, Atsuta M, Sawase T.** Influence of pre-treatments on flexural strength of zirconia and debonding crack-initiation strength of veneered zirconia. **2013**, 13: 79-84
211. **Papia E, Larsson C, du Toit M, von Steyern PV.** Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **2014**, 102: 395-413.
212. **Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ.** Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *Journal of Prosthodontics*, **2008**, 17: 401-408.
213. **Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ.** Mechanical and fracture behavior of veneer–framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental Materials*, **2007**, 23: 115-123.
214. **Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR.** Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental Materials*, **2008**, 24: 1556-1567.
215. **Özcan M, Pfeiffer P, Nergiz I.** A brief history and current status of metal-and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence International*, **1998**, 29. 713-724.
216. **Özcan M.** The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2002**, 87: 469-472.
217. **Özcan M, Vallittu PK.** Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, **2003**, 19: 725-731.
218. **Tzanakakis E-GC, Tzoutzas IG, Koidis PT.** Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2016**, 115: 9-19.

219. **Menini M, Signori A, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Ravera G, Pera P.** Tilted implants in the immediate loading rehabilitation of the maxilla: a systematic review. *Journal of Dental Research*, **2012**, 91: 821-827.

ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Antalya'da doğdu. Eğitim ve öğrenimini Antalya'da tamamladı. 2014 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2015 yılında Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı. Uzmanlık eğitimi süresince Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde klinik ve akademik faaliyetlerde bulundu.