

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ÜÇ FARKLI PEMBE KOMPOZİTİN MAKASLAMA
BAĞLANMA DAYANIMINA TİTANYUM, ZİRKONYA,
MODİFİYE PEEK ALT YAPININ ve TERMAL
YAŞLANDIRMANIN ETKİSİ**

Dt. Saliha Çağla İNCEARIK

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA
2023**

**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ÜÇ FARKLI PEMBE KOMPOZİTİN MAKASLAMA
BAĞLANMA DAYANIMINA TİTANYUM, ZİRKONYA,
MODİFİYE PEEK ALT YAPININ ve TERMAL
YAŞLANDIRMANIN ETKİSİ**

Dt. Saliha Çağla İNCEARIK

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Güliz AKTAŞ**

**ANKARA
2023**

ONAY SAYFASI

18/07/2023

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Saliha Çağla İNCEARIK'ın 18/07/2023 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında “Üç Farklı Pembe Kompozitin Makaslama Bağlanma Dayanımına Titanyum, Zirkonya, Modifiye Peek Alt Yapının ve Termal Yaşlandırmanın Etkisi” başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Güliz AKTAŞ

Üye : Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU

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

TANER

Prof. Dr. Tülin

Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

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

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

o Enstitü/fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir ⁽¹⁾.

- Enstitü/fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir ⁽²⁾.

o Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir ⁽³⁾.

17/07/2023

Dt. Saliha Çağla İNCEARİK

i

ⁱ“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge” Madde 6.

(1) Madde 6.1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.

(2) Madde 6.2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internette paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

(3) Madde 7.1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir.

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

ETİK BEYAN

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

Dt. Saliha Çağla İNCEARIK

TEŞEKKÜR

Beni yoktan var eden, bana ismini ve bildiğim her şeyi öğreten, beni bugüne getiren, sahip olduğum her şeyi bana lütfeden Allah(c.c.)'a sonsuz hamd,

Uzmanlık eğitimim süresince her zaman bana anne şefkati ve sabır ile yaklaşan, bilgisini hiçbir zaman esirgemeyen, hem kişisel karakterini hem mesleki hassasiyetini örnek aldığım biricik çok kıymetli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Güliz AKTAŞ'a,

Kendisine çok saygı duyduğum, ne zaman bir soru sorsam içtenlikle cevaplayan ve mutlaka bir kelime ile olsa da yeni bir şey öğrendiğim çok değerli hocam Doç. Dr. M. Barış GÜNCÜ'ye

Klinikte beraber çalışmaktan çok büyük keyif aldığım, her daim aklıma takılan soruları rahatça danışabildiğim, derslerine katılmaktan ve kendileri ile tanışmaktan övünç duyduğum sayın hocalarım Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI, Prof. Dr. Kıvanç AKÇA, Prof. Dr. A. Atila ERTAN, Prof. Dr. Nesrin ANIL, Prof. Dr. Nur Emel HERSEK, Prof. Dr. Canan HEKİMOĞLU ve tüm Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Eğitim sürecinde beraber iş yaptığımız, tezimin yapım sürecinde destek ve yardımları bulunan, kıymetli Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Teknisyenlerine,

Uzmanlık eğitimim sayesinde tanıştığım, benden güler yüz, iyi dilek ve sevgilerini hiçbir zaman esirgemeyen tüm Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi personeline,

Uzmanlık sürecim boyunca her biriyle tanışmaktan ayrı ayrı mutlu olduğum, günümü güzelleştiren, sıkıntılarımı paylaştığım, muhabbeti tatlı bilhassa Dt. Gulaiym BATYRBEKOVA ve kıymetli eş kıdemlilerim ve başta Dönem 4 Ekibi olmak üzere bütün çalışma arkadaşlarıma,

Beni büyüttüğü gibi kızımı da büyüten, beni destekleyen, yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, haklarını asla ödeyemeyeceğim sevgili annem babam Sakine ve İhsan ERİŞEN, canım kardeşlerim Fadime Gizem ve Ayşe Esmâ ERİŞEN'e

Varlığını öğrendiğim günden beri her gün benliğime mutluluk veren, hayatımın neşesi gözümün nuru kızım Zeynep İNCEARIK'a

Hayatta her türlü zorluğa benimle katlanan, kıymetli sevgisini ve desteğini asla esirgemeyen ve azaltmayan, her zaman iyiliğim için benden çok çabalayan, kıymetini söz ile ifade edemeyeceğim hayat arkadaşım sevgili Mehmet Emrullah İNCEARIK'a

En kalbi duygularıyla çok teşekkür ederim.

ÖZET

İNCEARIK S.Ç., Üç Farklı Pembe Kompozitin Makaslama Bağlanma Dayanımına Titanyum, Zirkonya, Modifiye PEEK Alt Yapının ve Termal Yaşlandırmanın Etkisi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Programı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2023.

Çalışmanın amacı pembe estetiği sağlamak amacıyla kullanılan pembe kompozit materyallerinin makaslama bağlanma dayanımına, sabit restorasyonlarda güncel olarak kullanılan farklı alt yapı materyallerinin ve termal yaşlandırmanın etkisini değerlendirmektir. Titanyum, zirkonya ve modifiye PEEK materyalinden 10x10x2 mm boyutlarında 90'ar adet alt yapı hazırlanmıştır. Yüzey polisaj işleminden sonra titanyum ve zirkonya 3 bar, modifiye PEEK 1.5 bar basınç ile 110 µm Al₂O₃ tozları ile kumlanmıştır. Her bir alt yapı grubundaki örnekler üçe ayrılarak üç farklı pembe kompozit sistemi (Gradia Gum, Anaxgum, Nexco) firma önerisi primer ve pembe opak ile beraber uygulanmıştır. Örneklerin yarısı(n=15) 24 saat suda bekletilmiş, diğer yarısı 10000 döngü ile termal olarak yaşlandırılmıştır. Universal test cihazında 1mm/dk kuvvet hızı ile tüm örnekler makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanmıştır. Başarısızlık tipleri stereomikroskop ile değerlendirilmiş, her gruptan bir örnek FIB-SEM cihazı ile analiz edilmiştir. Sonuçların istatistiksel değerlendirmesi için 3 yönlü ANOVA testi kullanılmış, gruplar arası etkileşim anlamlı olduğu için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Pembe kompozit olarak Nexco, alt yapı materyali olarak modifiye PEEK genel olarak daha düşük makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir. Kullanılan pembe kompozit ve alt yapı materyalinin değişimi, makaslama bağlanma dayanımı üzerinde etkilidir. Termal yaşlandırma işlemi bütün gruplarda bağlanma dayanımını olumsuz etkilemiştir.

Anahtar Kelimeler: diş eti renkli kompozit, pembe kompozit, titanyum, zirkonya, modifiye PEEK, termal yaşlandırma, makaslama bağlanma dayanımı.

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.P.K.B. Destek projesi (Proje ID: THD-2021-19190)

ABSTRACT

İNCEARIK S.Ç., The Effect of Titanium, Zirconia, Modified PEEK Framework and Thermal Aging on Shear Bond Strength of Three Different Gingiva-Colored Composites, Hacettepe University, Faculty of Dentistry, Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2023.

The aim of the study is to evaluate the effect of different framework materials currently used in fixed restorations and thermal aging on the shear bond strength of gingiva colored composite materials used to provide pink aesthetics. 90 samples (10x10x2 mm) were prepared from titanium, zirconia and modified PEEK material. After surface polishing, titanium, zirconia was sandblasted with 3 bar, modified PEEK 1.5 bar pressure with 110 µm Al₂O₃ powders. Samples were divided into three and a separate pink composite system (Gradia Gum, Anaxgum, Nexco) was applied to each of them together with the company's recommended primer and pink opaque. Half of the samples(n=15) were stored in 37°C water for 24 hours and the and the other half was thermally aged with 10000 cycles at 5-55°C. Shear bond strength test was applied to all samples with a cross head speed of 1mm/min in a universal testing device. Failure types were evaluated with a stereomicroscope, and one sample from each group was analyzed with the FIB-SEM device. A 3-way ANOVA test was used for the statistical evaluation of the results, and pairwise comparisons were made since the interaction between the groups was significant. Nexco as the gingiva-colored composite, modified PEEK as the framework material generally showed lower shear bond strength. The variation of the gingiva-colored composite and framework material used has an effect on the shear bond strength. Thermal aging process adversely affected the bond strength in all groups.

Key Words: gingiva-colored composite, pink composite, titanium, zirconia, modified PEEK, thermal aging, shear bond strength.

Supported by H.Ü.B.A.K.B. Support Project (Project Code: THD-2021-19190)

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI.....	iv
ETİK BEYAN.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
ÖZET.....	viii
ABSTRACT	ix
İÇİNDEKİLER	x
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiv
TABLolar	xvi
1 GİRİŞ.....	1
2 GENEL BİLGİLER	3
2.1 <i>Diş Hekimliğinde Beyaz Estetik ve Pembe Estetik.....</i>	3
2.2 <i>Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Alt Yapı Materyalleri.....</i>	7
2.3 <i>Titanyum.....</i>	9
2.4 <i>Zirkonya</i>	11
2.5 <i>Güçlendirilmiş Polietereterketon.....</i>	14
2.6 <i>Pembe Estetiği Sağlamak İçin Uygulanabilecek Yöntemler.....</i>	16
2.7 <i>Akrilik Resin ve Yumuşak Silikon Materyallerin Kullanımı.....</i>	18
2.8 <i>Diş Eti Renkli Porselenin Kullanımı.....</i>	19
2.9 <i>Pembe Kompozit Resin Kullanımı.....</i>	21
2.10 <i>Yaşlandırma Testleri</i>	23
2.10.1 <i>Sıvı Ortamda Depolama ile Yaşlandırma.....</i>	23
2.10.2 <i>Termal Döngü ile Yaşlandırma</i>	24
2.10.3 <i>Mekanik Döngü ile Yaşlandırma</i>	24
2.11 <i>Bağlanma Dayanımı Testi.....</i>	25
2.12 <i>Analiz Yöntemleri.....</i>	26
2.12.1 <i>Stereomikroskop ile Yüzey Analizi</i>	26
2.12.2 <i>İyonize Işın Demetli Taramalı Elektron Mikroskobu ile Yüzey Analizi.....</i>	27
2.13 <i>Çalışmanın Amacı ve Hipotezleri</i>	27
3 GEREÇ VE YÖNTEM	29
3.1 <i>Deney Gruplarının Hazırlanması</i>	29

3.2	<i>Alt Yapıların Hazırlanması</i>	33
3.3	<i>Pembe Kompozit Resin Sistemlerinin Uygulanması</i>	36
3.3.1	Primer Uygulaması.....	36
3.3.2	Pembe Opak Uygulaması	37
3.3.3	Pembe Kompozit Resin Uygulaması	38
3.4	<i>Örneklerin Suda Bekletilmesi ve Termal Döngü ile Yaşlandırılması</i>	39
3.5	<i>Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması</i>	40
3.6	<i>Kopma Yüzeylerinin Stereoskopik Mikroskop ile Değerlendirilmesi</i>	42
3.7	<i>Bağlantının Başarısızlık Yüzeylerinin FIB-SEM ile Değerlendirilmesi</i>	42
3.8	<i>İstatistiksel Analiz</i>	43
4	BULGULAR	44
4.1	<i>Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Sonuçlarının Değerlendirilmesi</i>	44
4.2	<i>Stereomikroskop Görüntülerinin Değerlendirilmesi</i>	47
4.2.1	Gradia Gum Kompozit Uygulanan Örneklerin Stereomikroskop Görüntüleri	48
4.2.2	Anaxgum Kompozit Uygulanan Örneklerin Stereomikroskop Görüntüleri	50
4.2.3	Nexco Kompozit Uygulanan Örneklerin Stereomikroskop Görüntüleri.....	51
4.3	<i>Örneklerin FIB-SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi</i>	53
4.3.1	Gradia Gum Kompozit Uygulanan Örneklerin FIB-SEM Görüntüleri.....	53
4.3.2	Anaxgum Kompozit Uygulanan Örneklerin FIB-SEM Görüntüleri.....	54
4.3.3	Nexco Kompozit Uygulanan Örneklerin FIB-SEM Görüntüleri	56
5	TARTIŞMA	58
6	SONUÇLAR VE ÖNERİLER	67
7	KAYNAKLAR	68
8	EKLER	75

SİMGELER VE KISALTMALAR

3B	3 Boyutlu
3Y-PSZ	%3 mol İttriya ile Stabilize Edilmiş Zirkonya Polikristalin
α	Alfa
Al	Alüminyum
Al₂O₃	Alüminyum Oksit
ANOVA	Varyans analizi
ark.	Arkadaşları
β	Beta
Bis-GMA	Bisfenol Glisidil Metakrilat
C	Karbon
CAD-CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
CaO	Kalsiya
CeO₂	Serya
Co	Kobalt
Cr	Krom
°	Derece
°C	Santigrat Derece
dk	Dakika
EDM	Electrical Discharge Machine
Fe	Demir
FZS	Tam Stabilize Zirkonya
γ-MPTS	Gama-Metakriloksipropil Trimetoksisilan
GPa	Giga Paskal
H	Hidrojen
HfO₂	Hafniyum Oksit
HV	Vickers Sertliği
MDP	10-Metakriloiloksidil Dihidrojen Fosfat
MDTP	Metakriloiloksidil Dihidrojen Tiyofosfat
MgO	Magnezya
μm	Mikrometre

mm	Milimetre
MMA	Metil Metakrilat
Mo	Molibden
MPa	Megapaskal
N	Newton
N	Azot
Ni	Nikel
O	Oksijen
OH	Hidroksit
PEEK	Polietereterketon
PZS	Parsiyel Stabilize Zirkonya
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
sn	Saniye
TEGDMA	Tri- Etilen Glikol Dimetakrilat
Ti	Titanyum
Ti-6Al-4V	Titanyum-Alüminyum(6)-Vanadyum(4)
UDMA	Üretan Dimetakrilat
V	Vanadyum
Y2O3	İtriyum (III) Oksit
Y-PSZ	İtriyum ile Stabilize Edilmiş Parsiyel Zirkonya Polikristalin
Y-TZP	İtriyum ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalin
ZrO2	Zirkonyum Dioksit

ŞEKİLLER

Şekil 2.1 PES VE WES skor tablosu, Belser ve ark.(20)'dan alınmıştır.	6
Şekil 3.1 Deney gruplarının hazırlanması	32
Şekil 3.2 Cnc tel erozyon cihazı ile titanyum alt yapıların kesimi sonrası kalan titanyum disk parçası	33
Şekil 3.3 Zirkonya altyapıların sinterleme işlemi (A) ve sonrası (B) görünümü ve sinterleme işlemi için kullanılan fırın (C)	33
Şekil 3.4 Modifiye PEEK altyapıların CAM cihazında üretimi için stl dosyası ön izlemesi	34
Şekil 3.5 Titanyum (A), zirkonya (B), modifiye PEEK (C) materyallerinden belirtilen boyutta alt yapıların elde edilmesi	34
Şekil 3.6 Zımpara ile polisaj işlemi sonrası alt yapı materyalleri: titanyum (A), zirkonya (B), modifiye PEEK (C)	35
Şekil 3.7 Otopolimerizan akrilik rezin içerisine sabitlenmiş alt yapı materyalleri: titanyum (A), zirkonya (B), modifiye PEEK (C)	35
Şekil 3.8 Kumlama işlemi sonrası alt yapı materyallerinin görünümü: titanyum (A), zirkonya (B), modifiye PEEK (C)	36
Şekil 3.9 Titanyum (A), zirkonya (B), modifiye PEEK (C) alt yapılara primer uygulaması	36
Şekil 3.10 Plaster banda açılan delik (A, B) ve standardizasyon kitinin kalıbı ile uyumu (C)	37
Şekil 3.11 Birinci (A, B) ve ikinci kat (C, D) pembe opak uygulaması	37
Şekil 3.12 2.38 mm çap ve 3 mm yüksekliğe sahip plastik kalıp (A) (Bonding Mold Inserts, Ultradent) ve standardizasyon kitine örneğin yerleştirilmiş hali(B)	38
Şekil 3.13 Kompozit rezinin kalıba yerleştirilmesi (A) ve kablosuz ışık cihazı ile polimerizasyonu (B)	38
Şekil 3.14 Çalışmada kullanılan laboratuvar tipi ışık cihazı (A) ve yapım süreci bitmiş titanyum (B), zirkonya (C), modifiye PEEK (D) örnek	39
Şekil 3.15 Çalışmada kullanılan etüv (A) ve termal döngü cihazları (B)	40
Şekil 3.16 Çalışmada kullanılan üniversal test cihazı (A) ve örneklerin cihazda yerleşimi (B, C, D)	41
(3.17)	41
Şekil 3.18 Çalışmada kullanılan stereomikroskop	42
Şekil 3.19 Örneklerin FIB-SEM cihazında incelenmesi	43
Şekil 4.1 Pembe kompozit olarak Gradia Gum, alt yapı olarak titanyum kullanılan örnek grubunda gözlemlenen koheziv (A, C) ve karma tip (B, D) başarısızlık örnekleri	48
Şekil 4.2 Pembe kompozit olarak Gradia Gum, alt yapı olarak zirkonya kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (C), koheziv (A, D) ve karma tip (B, E) başarısızlık örnekleri	49
Şekil 4.3 Pembe kompozit olarak Gradia Gum, alt yapı olarak modifiye PEEK kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (A, C) ve karma (B, D) tip başarısızlık örnekleri	49
Şekil 4.4 Pembe kompozit olarak Anaxgum, alt yapı olarak titanyum kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (C) ve karma (A, B, D) tip başarısızlık örnekleri	50

Şekil 4.5 Pembe kompozit olarak Anaxgum, alt yapı olarak zirkonya kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (C), koheziv (A, D) ve karma (B, E) tip başarısızlık örnekleri	50
Şekil 4.6 Pembe kompozit olarak Anaxgum, alt yapı olarak modifiye PEEK kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (A, C) ve karma (B, D) tip başarısızlık örnekleri	51
Şekil 4.7 Pembe kompozit olarak Nexco, alt yapı olarak titanyum kullanılan örnek grubunda gözlemlenen koheziv (A, C) ve karma (B, D) tip başarısızlık örnekleri	51
Şekil 4.8 Pembe kompozit olarak Nexco, alt yapı olarak zirkonya kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (C), koheziv (A) ve karma (B, D) tip başarısızlık örnekleri	52
Şekil 4.9 Pembe kompozit olarak Nexco, alt yapı olarak modifiye PEEK kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (A, C), koheziv (D) ve karma tip (B, E) başarısızlık örnekleri	52
Şekil 4.10 Gradia Gum kompozit ve titanyum alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, koheziv (A, B, C) ve karma (D, E, F) tip başarısızlık	53
Şekil 4.11 Gradia Gum kompozit ve zirkonya alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, koheziv(C) ve karma(A) tip başarısızlık	53
Şekil 4.12 Gradia Gum kompozit ve modifiye PEEK alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, adeziv (A, B, C, D) tip başarısızlık	54
Şekil 4.13 Anaxgum kompozit ve titanyum alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, adeziv (C, D, E) ve karma (A, B) tip başarısızlık	54
Şekil 4.14 Anaxgum kompozit ve zirkonya alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, koheziv (A, B, C, D, E, F) tip başarısızlık	55
Şekil 4.15 Anaxgum kompozit ve modifiye PEEK alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, adeziv (E, F) ve karma (A, B, C, D) tip başarısızlık	55
Şekil 4.16 Nexco kompozit ve titanyum alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, koheziv (C, D) ve karma tip (A, B) başarısızlık	56
Şekil 4.17 Nexco kompozit ve zirkonya alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, koheziv (A, B, C) ve karma (D, E) tip başarısızlık	56
Şekil 4.18 Nexco kompozit ve modifiye PEEK alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü koheziv (E, F) ve karma (A, B, C, D) tip başarısızlık	57

TABLolar

Tablo 3.1 Çalışmamızda kullanılan alt yapı materyalleri	29
Tablo 3.2 Çalışmamızda kullanılan pembe kompozit, primer ve opak materyalleri	30
Tablo 3.3 Çalışmamızda kullanılan cihazlar ve üretici firmaları	31
Tablo 4.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı için 3 yönlü ANOVA testi değerleri	44
Tablo 4.2 Kullanılan pembe kompozit, alt yapı materyali ve yaşlandırma öncesi ve sonrası gruplar arasındaki makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama, standart sapma değerleri ve ikili karşılaştırılması	45
Tablo 4.3 Örneklerin başarısızlık tipleri	47

1 GİRİŞ

Çekim sonrası diş kayıplarının restorasyonu için diş destekli sabit protezlerden implant destekli protezlere kadar birçok tedavi seçeneği mevcuttur. Tedavi seçeneklerini belirlerken yalnızca dişler değil çevresindeki sert ve yumuşak dokuların durumu da uygun estetik sonuçların elde edilmesi için dikkatle değerlendirilmelidir(1). Yumuşak doku kayıplarının rekonstrüksiyonu cerrahi tedavi yöntemleri ile sağlanabilse de her hasta için uygun olmayabilir veya hasta tarafından kabul edilmeyebilir. Böyle durumlarda protezlerde alt yapı materyali üzerinde diş eti renkli malzemeler kullanılarak yumuşak doku kaybının restorasyonu mümkündür(2).

Protetik restorasyonlarda alt yapı materyali yeterli fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmalı ve estetiği sağlamak için üzerine uygulanacak olan beyaz ve pembe renkli kaplama materyalleri ile kullanım için uyumlu olmalıdır. Alt yapı materyali olarak kullanılabilen farklı seçenekler vardır ve her birinin kendi avantaj ve dezavantajı bulunmaktadır.

Titanyum ve alaşımları alt yapı materyali olarak tercih edilen bir malzemedir. Düşük özgül ağırlık, iyi korozyon direnci, yüksek biyouyumluluk, döküm altın alaşımlarına benzer mekanik özellikler ve düşük maliyet titanyumun avantajlarından biridir. Dökümü çok zor olan titanyum materyalinin CAD/CAM sistemlerinden frezeleme yöntemi ile kullanım sıklığı artmıştır(3).

Dökülemeyen seramik bir malzeme olan zirkonyanın CAD/CAM sistemleri ile frezelenerek alt yapı materyali olarak kullanımı mümkün olmuştur. Zirkonyanın avantajları arasında metale göre yüksek biyouyumluluk, düşük bakteriyel adezyon göstermesi, daha estetik olması, yüksek kırılma direncine sahip olması yer alır(4-6). Zirkonya opak olduğu için estetik sonuç elde etmek için porselen gibi yarı saydam bir malzeme ile kaplanmalıdır(3).

Titanyum ve zirkonyaya ilave olarak son yıllarda seramik katkısı ile güçlendirilmiş polietereeterketon (modifiye PEEK), CAD/CAM ile üretilen alternatif bir alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Modifiye PEEK materyali

yüksek boyutsal ve termal stabiliteye ve iyi mekanik özelliklere sahip bir polimerdir. Ancak opaklığından dolayı özellikle estetik bölgede monolitik olarak kullanılamaz ve zirkonyada olduğu gibi yarı saydam bir kaplama materyaline ihtiyaç vardır(7).

Protetik olarak diş etini restore etmek için alt yapı materyalleri diş eti renginde bir malzeme ile kaplanmalıdır. Bu amaçla renkli porselenler, akrilik rezinler, silikon bazlı materyaller veya kompozit rezinler kullanılabilir(8). Hasta başında direkt olarak kolay uygulanması, onarılabilişliği, ışıkla sertleşmesi ve öngörülebilir klinik sonuçlar gibi çeşitli avantajlar, pembe kompozitlerin tercih edilme sebeplerindedir(9, 10).

Pembe kompozit rezinlerin tercih edilme sıklığının artmasıyla beraber birçok üretici firma farklı primer ve adezivleri kullanarak farklı pembe renkli kompozit rezin sistemleri üretmiştir. Bu çalışmanın amacı pembe estetiği sağlamak amacıyla kullanılan üç farklı pembe kompozit rezinin, sabit restorasyonlarda güncel olarak kullanılan farklı alt yapı materyalleri ile makaslama bağlanma dayanımını ve termal yaşlandırmanın bu dayanıma etkisini değerlendirmektir.

2 GENEL BİLGİLER

Diş çekimini takip eden ilk haftalarda, alveoler kretin özellikle bukkal yüzünde hızlı rezorpsiyonu ve mukozanın çekim soketine kısmi invajinasyonu ile belirgin olan fizyolojik bir atrofi süreci meydana gelir. Diş kaybı sonrası doku onarım sürecinin kapsamı ve şiddeti, özgün lokal ve sistemik değişkenlere göre değişse de, özellikle bukkal bölgede olmak üzere sıklıkla vertikal ve horizontal yönlerde sert ve yumuşak doku kaybına neden olur(1).

Bu doku kaybı, fonksiyonun ve estetiğin restorasyonu ve ağız hijyenini iyileştirmek için planlanan sabit protez tedavisini zorlaştırabilmektedir. Alveolar kretin bukkal yüzünde horizontal ve vertikal yönde ciddi miktarda kemik kaybı olduğunda ve daimî restorasyon olarak kullanılmak üzere sadece diş renginde restoratif materyal içeren sabit bir protez tasarlanırsa, dişlerin serviko-insizal boyu çok uzun görünebilir, hastanın diş eti ile diş rengindeki protezin geçişi estetik olarak istenen sonuca ulaşmayabilir(11). Protezlerin yapımında kullanılan materyallerdeki ilerlemeler sayesinde yumuşak ve sert doku eksikliklerinin yapay diş eti dokusunu taklit eden materyaller ile restore edildiği vakaların sayısı artmıştır. Diş eti rengindeki materyallerden akrilik rezinler, kompozitler ve seramikler, izole diş eti çekilmesi vakalarından, kemik kaybı ile karakterize büyük defektlere kadar diş eti dokusunu restore etmek için kullanılmaktadır(2).

Kayıp diş dokusu ile beraber aynı zamanda kayıp sert ve yumuşak dokuların da restoratif olarak iadesi, ağız içerisinde pembe ve beyaz estetiğin uyumunu beraberinde getirir, restoratif olarak elde edilen sonucu iyileştirirken, hekim ve hasta memnuniyetini artırır.

2.1 Diş Hekimliğinde Beyaz Estetik ve Pembe Estetik

Modern diş hekimliğinin bir amacı da estetik açıdan hoş giden bir restoratif sonuç elde edilmesidir. Yüz estetiği hem gülüşün hem de yüzün uyumuna dayanır(10). Estetik bir gülüş için temel parametreler dudakların pozisyonu, diş eti dokusunun durumu, rengi, şekli ve dişlerin rengi, morfolojisi ve pozisyonudur. Estetik bölgenin

rehabilitasyonu için dikkatli bir tedavi planı yapılmalı ve doğal dişlenmenin ve diş etinin özelliklerinin bilinmesi gereklidir(12).

Diş eti, ağız mukozasının bir bölümüdür ve dişlerin servikalinden başlayarak alveolar kemiği örter. İnterdental papilla, serbest diş eti ve yapışık diş eti olarak 3 bölümde incelenebilir(13). Sağlıklı diş eti sıkı ve tıkız bir yapıya, interdental alanlarda keskin ve bıçak sırtı gibi sonlanan bir forma, yüzeyi ise portakal kabuğu görünümü andıran “stipping” adı verilen bir yapıya sahip olmalıdır(14). Genel olarak sağlıklı diş etinin rengi gül kurusu olarak tanımlansa da soluk pembeden mor veya koyu kırmızıya kadar değişebilmektedir(14, 15).

Bir hasta gülümsediğinde görünen yumuşak doku ve dişler estetik bölge olarak adlandırılır ve genellikle birinci keser dişlerden ikinci premolar dişlere kadar maksiller arktaki dişleri içerir. Estetik bölgenin restorasyonu, gülüşün sadece “beyaz bileşenini” değil, “pembe bileşenini” de esas alır(16). Dolayısı ile gülme hattı, diş eti marjininin konumu ve klinik kron uzunluğu, iyi bir dudak desteği kadar estetik sonuçlar için de önemli faktörlerdir. Yüksek bir gülme hattı, estetik bir sonuç elde etmenin önünde zorlayıcı bir faktör olabilir. Periodontal hastalıklar, cerrahi prosedürler, travma, kret rezorpsiyonu veya travmatik diş çekimi gibi nedenlerle kaybedilen doku miktarı artmış olabilir(17). Klinisyenler için estetik bölgenin restorasyonu alveolar kret ve beraberindeki yumuşak dokunun kaybını içerdiğinde ekstra zorluklar sunar(18).

Furhauser ve ark. tek implant kronların etrafında şekli zamanla değişebilen yumuşak dokunun değerlendirilmesi için Pembe Estetik Skoru (PES) olarak adlandırılan bir indeksi tanıtmıştır. PES aynı zamanda uzun vadeli yumuşak doku değişikliklerini izlemek için de yararlı bir araç olabilir(19). Daha sonra Belser ve ark. estetik bölgede implant destekli tek kronların etrafındaki yumuşak dokunun estetik sonucunu değerlendirmek için PES ve özellikle implant restorasyonun görünen kısmına odaklanmak için Beyaz Estetik Skorunu (WES) tanıtmıştır(20). PES/WES indeksi, sadece dental implantlarda değil, doğal dişlerde de kullanılabilen estetik rehabilitasyonlarda uyulması gereken en güvenilir protetik kriterlerden biridir(12).

Furhauser’ın(19) orijinal yedi maddeli PES skorunun aksine Belser ve ark.’nın(20) tanımladığı PES skoru (Şekil 2.1) şu beş değişkeni içerir:

-Mesial papilla

-Distal papilla

-Labial diş etinin kurvatürü

-Labial diş etinin seviyesi

-İmplant bölgesinin labial tarafındaki kök dış bükeyliği/yumuşak doku rengi ve dokusu.

Belser ve ark.'nın tarafından tanımlanan WES (Şekil 2.1) ise özellikle implant restorasyonunun görünür kısmına (yani, implant kronunun peri-implant mukozadan çıkan kısmı) odaklanır ve aşağıdaki beş parametreyi içerir(20):

-Genel diş formu

-Klinik kronun ana hatları ve hacmi,

-Hue ve value ile beraber renk tonunun değerlendirilmesini,

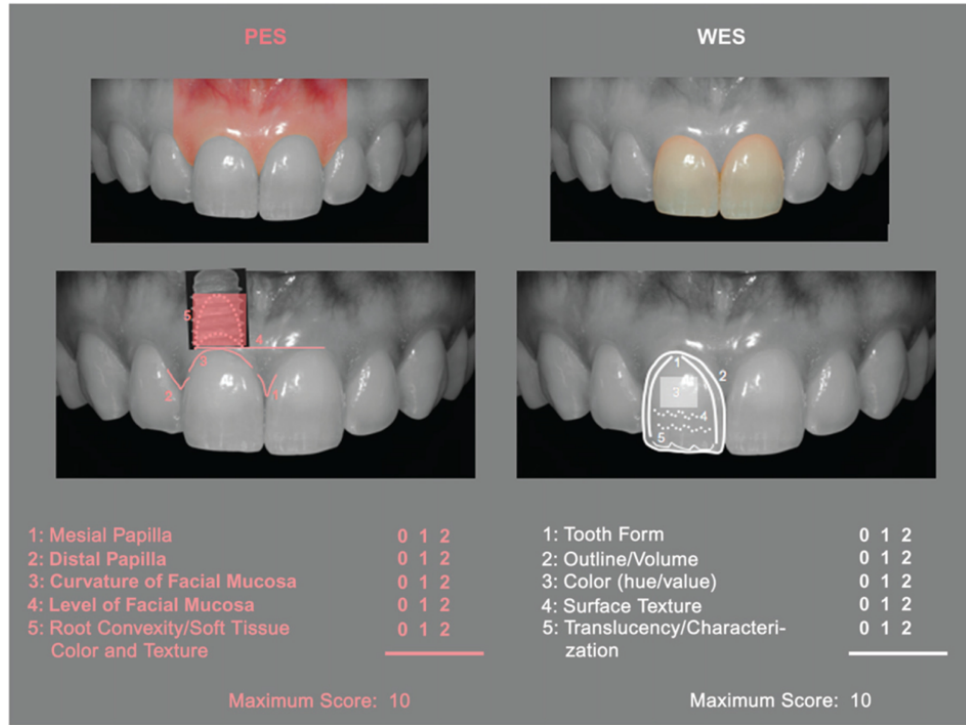
-Yüzey dokusu

-Yarı saydamlık ve karakterizasyon.

PES ve WES skorları ayrı ayrı değerlendirilir ve her bir değişken değerlendirilerek 0-2 arası bir puan verilir. En optimal puan 10 olsa da 6 puan her iki skor tablosu için de klinik olarak kabul edilebilir bir eşik olarak belirlenmiştir(20). Kullanımı kolay ve objektif sonuç elde edilebilen bu değerlendirme skorları birçok araştırmacı tarafından yerleştirilen implantın ve yapılan restorasyonun estetik değerlendirilmesi için kabul edilen ve yaygın kullanılan bir kriter olmuştur(21).

Genellikle diş hekimleri ve teknisyenler, bir gülümsemenin beyaz bileşeni olan dişlerin restorasyonu konusunda oldukça bilgilidir. Bununla birlikte, estetik bölgedeki zorlu vakaların restorasyonu daha kapsamlı bir yaklaşımı ve gülümsemenin pembe bileşeni olan diş etinin daha iyi anlaşılmasını gerektirir. Gerek cerrahi gerekse protetik

olarak doğru şekilde restore edilmezse nihai üç boyutlu estetik sonuç istenilen düzeyde olmayabilir(10).



Şekil 2.1 PES VE WES skor tablosu, Belser ve ark.(20)'dan alınmıştır.

Diş destekli protetik restorasyonlarda dişleri birbirine bağlayan, eksik diş için yerleştirilen gövde formunu ve üzerindeki diş ve diş eti rengindeki estetik kaplama katmanını fiziksel olarak destekleyen unsur restorasyonun alt yapısıdır. İmplant destekli sabit protezlerde alt yapı, üst yapı olarak uygulanan estetik kaplama materyali ile dayanakları/implantları bağlayarak bir arada tutan yapıdır. Alt yapı materyalleri, beyaz estetik kriterlerini karşılıyorsa monolitik olarak tek başına kullanılabilirdiği gibi, genelde metaller gibi farklı renkte olmaları ya da bazı opak zirkonyalar gibi yeterli estetiği tek başına sağlamamaları sebebi ile estetik bir kaplama materyali ile beraber kullanılmaktadır. Bu nedenle seçilen alt yapı materyali, estetiği sağlamak için üzerine uygulanacak olan kaplama materyali ile kullanıma uygun olmalıdır. Diş veya implant destekli restorasyonlar üretilirken kullanılacak farklı alt yapı materyalleri ve farklı estetik kaplama materyalleri mevcuttur.

2.2 Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Alt Yapı Materyalleri

Bölümlü veya tam ark olsun, diş destekli veya implant destekli olsun, sabit protezler üretilirken dikkate alınması gereken önemli bir husus da alt yapı materyali seçimidir. Alt yapı üretimi için kullanılacak materyal, iyi bir biyouyumluluğa, yüksek fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmalı ve diş, implant/dayanaklara düzgün bir iç uyum ile oturmalı, estetik kaplama materyallerini rijit bir şekilde destekleyebilmeli ve klinik olarak yeterli oranda birbiri ile bağlanması için estetik kaplama materyalleri ile uyumlu olmalıdır(22).

Protezlerin üretimi için rijit materyaller kullanılmalıdır ve metaller uzun süredir alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Metallerin avantajları arasında yüksek dayanıklılık, uzamaya bağlı yüksek kırılma dayanımı ve rijitlik ile katılık arasındaki iyi denge bulunurken, dezavantajları ise korozyon ve metalin yorulması ve metalik bağlardan dolayı oluşan metalik parlaklıktır(23). Altın, gümüş ve paladyum gibi soy metal alaşımlar uzun yıllar boyunca alt yapı materyal seçiminde ilk tercih olarak kullanılmıştır. Baz metal alaşımları da soy metallere kıyasla daha iyi derecede sertlik, yüksek akma mukavemeti ve yüksek elastik modülüne sahip oldukları için alt yapı materyali olarak sıklıkla kullanılmıştır(3). Baz metal alaşımları değerli veya soy olmayan metallerden oluşur, çoğu nikel ve krom kombinasyonlarına dayanır, ancak nikel ve nikel içeren alaşımlarla ilişkili alerjiler literatürde rapor edilmiştir(24). Baz metal alaşımı olarak nikel yerine krom-kobalt alaşımları da sıklıkla kullanılmaktadır. Soy metal alaşımlarına göre çok daha ucuz olmalarına rağmen dökümleri soy metal alaşımlar kadar kolay olmamaktadır. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sayesinde frezeleme gibi eksiltme yöntemi ile restorasyon üretmek için kullanılan diskler krom kobalt alaşımları için de mevcuttur, aynı zamanda lazer sinter gibi ekleme yöntemi ile üretim için de krom kobalt tozları bulunmaktadır. Bu üretim yöntemleri döküm yöntemi ile üretimin bazı dezavantajlarını elimine etmektedir.(25).

CAD/CAM, endüstride uzun yıllardır kullanılmıştır ve son 20 yıldır da diş hekimliğinde ölçü alımı, model üretimi ve geçici restorasyonlara final restorasyonlara kadar bir çok aşamada yaygın bir şekilde kullanılmaktadır(26). Dental CAD/CAM

sistemleri, bir tarayıcı ünitesi, taranan verileri işleyen bir yazılım, tasarım ünitesi ve verileri gerçek bir restorasyona dönüştüren bir fabrikasyon ünitesinden oluşur. CAD/CAM ile üretim süreci eksiltme yöntemi (subtractive) veya ekleme yöntemi (additive) ile olabilir (27, 28). Dijital iş akışının uygulanması, zamandan tasarruf sağlar, ölçü malzemelerine olan ihtiyacı ortadan kaldırır ve birçok durumda nihai ürünün aynı günde teslim edilmesini sağlayabilir(28, 29). CAD/CAM'in dental hayata girmesi ile, laboratuvar işlemleri daha standart hale gelmiştir. Böylece insan kaynaklı hatalar azalmış ve döküm metal altyapılarda görülen bazı sorunların önüne geçilebilmiştir(3). Eksiltme yöntemi ile üretimde kullanılan bloklar geleneksel dökümle üretilen materyallere göre daha homojendir; fiziksel özellikleri genellikle daha iyidir(25).

Titanyum ve alaşımları klinik diş hekimliğinde kullanım için çok uygundur, çünkü mükemmel korozyon direnci, düşük özgül ağırlık ve mükemmel biyouyumluluk özelliği gösterir, ucuzdur ve dökme altın alaşımlarına benzer mekanik özelliklere sahiptir. Ancak titanyum ve alaşımları yüksek erime noktası, düşük yoğunluğu ve döküm rövetmanı elementleri ile reaktivitesi nedeniyle döküme pek uygun değildir(4, 30). CAD/CAM sistemlerinden frezeleme yöntemi ile, titanyum gibi dökülmesi çok zor olan diğer alaşımlar da frezeleme yöntemi ile kullanılabilir(3). Birden fazla çalışma, CAD/CAM yöntemi ile üretilen titanyum altyapıların döküm yöntemi ile elde edilen metal altyapılardan daha üstün implant/altyapı uyumu elde ettiğini bildirmiştir(4).

CAD/CAM ile kullanılan materyallerden birisi de seramiklerdir. Seramiklerin avantajları arasında yüksek sıcaklığa dayanabilme, iyi aşınma direnci, kimyasal kararlılığın iyi olması ve daha da önemlisi diş hekimliği için beyaz renkte olması yer alırken, dezavantajları ise düşük kırılma direnci ve materyalin kırılabilirliği(23). Cam seramikler ve cam seramiklere doldurucu olarak lösit ve lityum silikat/disilikat eklenen seramikler de CAD/CAM yöntemi ile kullanılabilen materyallerdendir. Genel olarak estetik özellikleri yeterli olduğu için anterior bölgede monolitik olarak kullanılmaktadırlar. Estetiğin daha önemli olduğu vakalarda lityum disilikat materyali, fasiyal yüzeyine cut-back işlemi yapılarak ve üzerine feldspatik porselen uygulanarak alt yapı materyali olarak kullanılabilir(31, 32).

Ayrıca CAD/CAM sistemleri ile, dökülemeyen polikristalin seramik bir malzeme olan zirkonyanın kazıma yöntemi ile kullanımı mümkün olmuştur. Zirkonyanın avantajları arasında metale göre yüksek biyouyumluluk, düşük bakteriyel adezyon göstermesi, daha estetik olması, yüksek kırılma direnci, uzun ömürlü olması bulunur(4-6). Zirkonyanın beyaz tonlarında olması nedeniyle metal destekli restorasyonlarda görülen diş etinde gri renk yansıma riski yoktur. Ancak zirkonya opak olduğu için, hoş bir estetik elde etmek için yarı saydam bir malzeme ile kaplanmalıdır(3).

Poliarileterketon grubuna ait yüksek performanslı bir termoplastik olan polietereterketon (PEEK), iyi biyouyumluluğu, insan kemiğine benzer elastik modüle sahip olması, beyaz renkte olması, alerjik reaksiyonları önleme, iyi aşınma direnci, iyi cilalama kabiliyeti ve düşük plak tutma avantajları ile diş hekimliğinde alt yapı olarak kullanımı giderek artan bir malzemedir(22). PEEK restorasyonlar ısı ile eritilip basınç ile bir kalıba uygulanarak ya da CAD/CAM ile frezelenerek üretilmektedir. (8).

Bilindiği üzere tüm malzemelerin avantaj ve dezavantajları varken sadece avantaj gösteren hiçbir malzeme yoktur(23).

2.3 Titanyum

Ticari olarak saf titanyum ve titanyum alaşımlarının tıp ve diş hekimliğine uygulanma geçmişine bakıldığında, tıp alanı için saf titanyum ile ilgili ilk rapor 1940'ta sunulmuştur ve bir hayvan çalışmasında mükemmel kemik uyumluluğuna sahip olduğu gösterilmiştir. Daha sonra, tavşanların kemik ve yumuşak dokularına uyumluluk, biyolojik ortamda mükemmel korozyon direnci nedeniyle sitotoksositeye sebep olmadığı ve köpeklerde mükemmel biyouyumluluk gösterdiği bildirilmiştir(23).

Öte yandan, insan vücudunda saf titanyumun kırılmasını önlemek için, bir havacılık alaşımı olan Ti-6Al-4V alaşımı yapay eklemlerde ve kemik fiksatorlerinde kullanılmaya başlanmıştır. Daha sonra, düşük Young modülüne sahip vanadyum (V)-ve/veya alüminyum (Al) içermeyen $\alpha+\beta$ tipi Ti alaşımları ve β tipi Ti alaşımları geliştirilmiştir. 1970'lerden sonra farklı türde $\alpha+\beta$ -tipi titanyum alaşımları geliştirilmeye devam etmiştir(23) ancak $\alpha+\beta$ tipi bir alaşım olan Ti-6Al-4V alaşımı

tıbbi kullanım için en geleneksel olanıdır. Bu alaşım, iyi işlenebilirlik, ısı işlem kabiliyeti ve kaynaklanabilirlik, iyi korozyon direnci, mukavemet ve biyouyumluluk göstermektedir(23).

Atomlar arası daha az safsızlık (daha az sayıda O, C ve N) içeren ekstra düşük safsızlık (ELI) dereceli alaşımlar, biyomateryallerin üretimi için kullanılır. Materyal içindeki safsızlıklar, çentik etkisi (notch effect) ile yorulma mukavemetini azalttığı için, Ti-6Al-4V ELI (Ti Grade 5) alaşımı, daha iyi sertlik özelliği gösterir. ELI alaşımı kemik sabitleme plakaları, vidalar, kemik çivileri ve yapay kalça eklemlerinin sapları için kullanılır. Ti-6Al-4V alaşımı, büyük bir yük altında bile plastik deformasyonu zorlaştıran, paslanmaz çelik ve Co-Cr-Mo alaşımlarından çok daha büyük olan 895 MPa'lık son derece büyük %0,2 ofset akma dayanımına sahiptir(23) .

Titanyum içerikli restorasyonların üretimi için günümüzde ana fabrikasyon yöntemleri, döküm, CAD/CAM ile frezelenerek eksiltme ve laser sinter melting yöntemleridir. Kullanılan diğer sistemler, döküm-elektrik boşaltma işleme (döküm-EDM) ve CAD/CAM-EDM'dir. Tıbbi ekipman ile ilgili olarak, özel rövetman malzemelerinin ve döküm makinelerinin döküm sistemi için önemli olduğu bildirilmiştir(33).

Yüksek biyouyumluluk, korozyon direnci ve CAD/CAM için mükemmel işleme performansı sağlayan titanyum, implant destekli protezlerde alt yapı materyali olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır(34).

Titanyum ve titanyum alaşımlı restorasyonların ve çeşitli fabrikasyon sistemlerinin diş destekli sabit protezlerin klinik performansını değerlendiren bazı çalışmalara göre tam metal titanyum restorasyon ve pontik fabrikasyonlarında 3 yıl sonra hayatta kalma oranı %100 olarak bildirilmiştir. Ek olarak, titanyum alt yapıda herhangi bir kırılma ve periodontal dokular üzerinde herhangi bir etki olmamıştır(35).

Beş yıl kullanım sonrası diş destekli sabit metal-seramik protezlerde titanyumun porselen kaplama kısmının soy metale göre daha yüksek kırılma riskine sahip olduğu bildirilmiştir(36). CAD/CAM sistemi ile üretilen diş destekli titanyum sabit metal-seramik protezlerin, 6 yıl sonra okluzal yüzey ve kontak bölgelerindeki

porselen kaplamasında kırık görülmesi nedeniyle klinik performansının düşük olduğu bildirilmiştir(37). Titanyum alaşımlı sabit bölümlü protezler, üretim yönteminden bağımsız olarak klinik olarak tatmin edici sonuçlar göstermektedir. Ancak porselenin atması ve kırılması klinik performans açısından sorun teşkil etmektedir(35).

Bir çalışmada titanyum, altın-gümüş-paladyum alaşımı ve Ni-Cr alaşımı restorasyonlar arasında dental plak adezyonu açısından fark olmadığı, ek olarak titanyum restorasyonlarda renk değişikliği ve aşınma oranının iki yıllık takipte %2 olduğu bildirilmiştir(35).

Titanyum çerçeveler, grimsi renkleri ve diş etinin ince olduğu yerlerde korozyon ve bozulma olasılığı nedeniyle estetik komplikasyonlara neden olabilir. Ayrıca metal alerjisine neden olabilirler. Bu nedenle, metal içermeyen materyallere olan talep farklı malzemelerin geliştirilmesine yol açmıştır(38).

2.4 Zirkonya

Zirkonya ilk olarak 1892'de bir mineral olarak keşfedilmiş ve 2.715°C'lik yüksek erime noktası sayesinde uzay mekiklerinin dış duvarı gibi uygulamalarda refrakter malzeme olarak yaygın bir şekilde kullanılmıştır. Ortam sıcaklığındaki en kararlı fazı, ısıtıldığında tetragonal ve kübik fazlara dönüşen monoklinik fazdır. Ancak sinterlenmiş zirkonya ortam sıcaklığına soğutulduğunda tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümde hacim artışından dolayı zirkonyada çatlaklar oluşmakta, bu da zirkonyanın mekanik mukavemetini azaltmaktadır(39).

Birçok araştırmacı, katı bir zirkonyum dioksit (ZrO_2) çözeltisindeki az miktarda kalsiya (CaO), magnezya (MgO), serya (CeO_2) ve itriyanın (Y_2O_3) eklene oksit miktarına bağlı olarak ortam sıcaklığında ZrO_2 'in tetragonal veya kübik fazını stabilize edebildiğini bulmuşlardır. Yalnızca kübik fazdan oluşan tamamen stabilize zirkonya (FZS), en yüksek iyon iletkenliğini gösterir ve katı oksit yakıt hücrelerinde ve oksijen sensörlerinde kullanılmıştır. Öte yandan parsiyel stabilize zirkonya (PSZ), kübik faza ek olarak monoklinik veya tetragonal faz içerir. Klasik teori, ZrO_2 moleküllerini çevreleyen maddenin (örn; itriya) gerilim enerjisinin tetragonal veya kübik yapının korunmasına izin verdiğini göstermektedir. Kristalin azalan parçacık

boyutuyla ilişkili yüzey gerilimi, kübik fazdan tetragonal faza ve sonrasında monoklinik faza dönüşümünü kısıtlayarak oda sıcaklığında bile materyalde kübik ve tetragonal fazların varlığını korumaya olanak sağlamaktadır(23).

1975'te, büyük kübik fazlı taneler içinde bir tetragonal faz içeren ZrO_2 , dört noktalı bir bükülme testinde 650 MPa'lık yüksek bir enine kopma mukavemeti gösterirken, saf monoklinik ZrO_2 , 250 MPa'lık bir mukavemet göstermiştir. ZrO_2 bu yüksek mekanik mukavemeti dönüşüm sertleşmesi fenomeni sayesinde gösterir. Zirkonya materyale mikro çatlama ile stres geldiğinde, metastabil tetragonal fazın kısıtlama gerinim enerjisi azalır. Bu strese tepki olarak tetragonal faz, %3-4'lük bir hacim artışıyla birlikte monoklinik faza dönüşürken zirkonyadaki mikro çatlakların yayılmasına karşı direnç gerilimi oluşturur. Bu olguya dönüşüm sertleşmesi denir(28).

İtriyum parsiyel stabilize zirkonya seramik (Y-TZP), insan dişine benzer estetik bir beyaz renge ve yarı saydamlığa sahiptir, oysa bir dokuya implante edilen metal, yumuşak dokuyu gri gösterir. Bu nedenle Y-TZP, beyaz rengi ve yeterli mekanik mukavemeti nedeniyle son yirmi yılda diş hekimliğinde önemli bir seramik malzeme haline gelmiştir(23). Ek olarak zirkonya, yüksek biyouyumluluğu, yüzeyinde daha az plak ve bakteri birikmesi, yüksek bükülme mukavemeti (flexural strength) ve daha az renklenme nedeniyle implant destekli sabit protezlerin üretiminde metal altyapılara bir alternatif olarak popülerlik kazanmıştır(40-42)

%3 mol itriya ile stabilize edilmiş zirkonya polikristalin (3Y-PSZ) ağırlıkça %0,25 alümina (alüminyum dioksit, Al_2O_3) içermektedir ve 900-1200 MPa civarında bükülme dayanımları ile mükemmel mekanik özelliklere sahip oldukça yoğun polikristalin metal oksit seramik bloklardır. İlk nesil olarak da isimlendirilen bu zirkonya içerisinde %98 oranında tetragonal faz içermektedir. 3Y-PSZ, metaller gibi geleneksel simanlar ile diş yapısına simante edilebilen, posterior alanda tek kron ve bölümlü sabit protez olarak kullanılabilen, çok iyi fiziksel özelliklere sahip bir seramiktir(28). İlk nesil zirkonya opak bir materyaldir ve estetik olarak kabul edilebilir olması için feldspatik porselen ile kaplanması gerekmektedir. Kaplama porseleninin ufalanıp atması önemli bir sorundur. Kaplama porselenini destekleyen uygun alt yapı tasarımlarının uygulanması ve ayrıca sinterleme sonrası restorasyonun kademeli olarak soğutulması ile porselenin atma sorunu önemli ölçüde azaltılmıştır(28, 43).

İkinci nesil olarak adlandırılan 3Y-PSZ zirkonyalarda bulunan alüminyum oksit miktarı %0,05'ten daha az olacak şekilde büyük oranda azaltılmıştır. Yüksek sıcaklıklarda sinterleme işlemi yapılarak materyalin porözitesi de azaltılmıştır. Bükülme dayanımı 800-1000 MPa civarına inerken materyalin saydamlık özelliği biraz daha artmış, materyal bu hali ile posterior bölgede monolitik kullanımlar için uygun hale gelmiştir(44).

İttriya miktarını mol olarak %5'e çıkararak ve alümina içeriğini azaltarak, zirkonya yapısında daha fazla kübik faz kristali (%55) bulunan ve daha fazla ışığın geçmesine izin veren üçüncü nesil olarak adlandırılan yeni bir zirkonya polikristalin materyali üretilmiştir.(28) Ancak zirkonyanın kübik fazının artırılması ile yarı saydamlığı artarken materyalin dayanıklılığı önemli ölçüde azalmıştır. Tetragonal parçacıkların azalması ile dönüşüm sertleşmesi de azalır ve daha fazla çatlağın ilerlemesi durdurulamayarak materyalin mukavemeti önemli ölçüde olumsuz etkilenir. Azalan bu mukavemet, %5 mol itriya ile stabilize edilmiş zirkonya ile üretilen restorasyonların diş yapısına adezyon ile bağlanmasını zorunlu kılar. Simantasyon öncesi materyalin 50 µm boyutta partikül ile ve 2 bar basınç ile kumlanması, ardından metal oksitlere bağlanabilen 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat monomer içeren bir seramik primer kullanılması ile birlikte dual-cure siman kullanımı önerilmektedir(45).

İttriya içeriğini mol olarak %4'e düşürmek, kübik içeriği %55'ten %25'e düşürerek dönüşüm sertleşmesini ve nihai olarak kırılma direncini artırır. Yarı saydamlık ve estetik özellikleri, %3 mol itriya katkılı geleneksel zirkonya ile karşılaştırıldığında daha iyi bir seviyededir. Dördüncü jenerasyon olarak isimlendirilen bu zirkonya içerisinde %75 oranında tetragonal faz içerir ve kırılma dayanımı üçüncü jenerasyondan daha iyidir(46).

Bir zirkonya protezin üretiminde kullanılan CAD/CAM yöntemi, geleneksel metal-akrilik hibrit protezlere kıyasla protezin daha iyi bir uyuma sahip olmasını sağlar(47). Bu teknolojinin avantajlarından bazıları, bilgisayar destekli sanal bir ortamda yüksek hassasiyetli tasarım yapılabilmesi, yüksek uyum gösteren restorasyonların elde edilmesi olarak sayılabilir(48). Bununla birlikte zirkonyanın ağır olması ve zirkonya alt yapının tesviye ve polisajında karşılaşılan sorunlar bazı

dezavantajlarındandır. Şu anda zirkonyanın alt yapı materyali olarak protezlerin klinik etkinliğine ilişkin uzun vadeli kanıtlar mevcut olsa da tam ark restorasyonlar yapılırken dikkatli olunmalıdır(41).

CAD/CAM fabrikasyon zirkonya yapılar, tam seramik materyallerin mekanik dezavantajlarının üstesinden gelmek için geliştirilmiştir(49). Son zamanlarda metal içermeyen ve translüsenlisi geliştirilmiş restorasyonlara yönelik artan talep, biyouyumlu seramiklerin geliştirilmesine yol açmıştır. Bu seramikler, aşınma sürecini yavaşlatırken (metal-akrilik protezlerde aşınma tipik özelliktir), mutlak monolitik zirkonyanın opak görünümüne göre estetik olarak daha avantajlıdır(50).

Papaspyridakos ve Lal(51), 5 yıl içerisinde fonksiyon halindeki zirkonya protezlerin sağ kalım oranını %100 olarak, Kolgeci ve ark.(52) ise %96,4 olarak bildirmiştir. Papaspyridakos ve Lal, 4 yıllık retrospektif bir vaka serisinde, implant destekli sabit zirkonya protezlerde en sık görülen komplikasyonun porselen kırılması ve chipping olduğunu ve chipping oranının %31 olduğunu bildirmişlerdir(51). Barootchi ve arkadaşları tarafından yayınlanan ve metal-akrilik hibrit protezler ile zirkonya protezlerin karşılaştırıldığı bir derlemede, zirkonya protezlerde sırasıyla %51 gibi yüksek bir oranda esas olarak kaplama porseleninin atması teknik komplikasyon olarak bildirilmiştir.(47).

Zirkonyanın tüm avantajlarına rağmen materyalin ağır olması, kırılmaya karşı daha hassas olması ve yüksek oranda kaplama materyalinde atma görülmesi, bazı klinik durumlarda alt yapı olarak farklı materyallerin tercih edilmesine neden olmaktadır.

2.5 Güçlendirilmiş Polietereterketon

PEEK poliarileterketon grubuna ait yüksek performanslı bir termoplastik polimerdir. Biyouyumluluğunun ve mekanik davranışının onaylanmasının ardından PEEK, onlarca yıldır ortopedik alanda bir biyomalzeme olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu malzemenin ana yararlı özelliği, elastik modülünün metalik malzemelerden daha düşük olması ve insan kemiğine nispeten benzer olması, böylece çevredeki kemik üzerindeki stresi azaltmasına izin vermesidir(22). Düşük özgül

ağırlık (1,3 g/cm³), düşük eğilme mukavemeti (165-170 MPa), uygun elastikiyet (3,600 MPa) ve uygun sertlik (20 HV) gibi çok iyi fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir(22, 53).

Beyaz ve dentin tonlarına benzeyen renk seçenekleri ve mekanik özellikleri nedeniyle PEEK, sabit ve hareketli protezlerde, özellikle CAD/CAM ile üretilen implant destekli sabit tam ark protezlerde alt yapı materyali olarak gittikçe daha fazla uygulanmaktadır(22). PEEK materyalinin, kemik-implant ara yüzüne iletilen kuvvetleri azaltan stres kırıcı bir işlev görebileceği bir çalışmada gösterilmiştir(54). Bazı klinik raporlar, PEEK'in implant destekli sabit tam ark protezler için bir alt yapı materyali olarak kullanılmasını önermiştir(54, 55).

Dental uygulamalarda, restorasyonların mekanik özelliklerini ve renklerini iyileştirmek için seramikle güçlendirilmiş PEEK (modifiye PEEK) malzemeleri geliştirilmiştir. %20 seramik dolgu esaslı modifiye PEEK (örn; Bredent BioHPP) gibi yüksek performanslı polimerler diş hekimliği alanında giderek daha fazla kullanılmaktadır. 4 µm elastisite modülü kemiğe benzerdir ve yumuşak dokularla biyolojik olarak oldukça uyumludur. Bu beyaz polimerik malzemenin kullanımının alerjik reaksiyonları önleme, iyi aşınma direnci, iyi cilalanma kabiliyeti ve düşük plak tutma avantajları vardır(56). CAD/CAM ve basınçla kalıplama yöntemi ile üretilirler. Hastaya özel PEEK dayanak sistemlerine sahip titanyum adeziv tabanlar, bir çalışmada bahsedildiği gibi anterior uygulamalar için uygun olabilir(57). Modifiye PEEK'in diş hekimliğinde kullanımı oldukça yenidir, ancak son birkaç yılda özellikle kron ve implant altyapıları, teleskopik kronlar, sabit bölümlü protezler ve hareketli bölümlü protezler gibi protezlerde kullanımı giderek artmaktadır. Klinik olarak endokronların, sabit bölümlü protezlerin, hareketli bölümlü protezlerin ve all-on-four implant altyapılarının üretiminde kullanılan modifiye PEEK malzemesinin 12-24 aylık takip için umut verici sonuçlar verdiği bildirilmiştir(56).

Maló ve ark.(58) implant destekli sabit hibrit protezlerde PEEK-akrilik rezin protezlerin klinik sonuçlarını değerlendirmek için kısa vadeli bir prospektif kohort çalışması yürütmüştür. Bu klinik raporlar ve araştırmalar, implant destekli sabit PEEK alt yapı protezlerin, üstün mekanik özelliklerinden dolayı geleneksel implant destekli sabit hibrit titanyum protez seçeneklerine çekici bir alternatif olduğunu

göstermektedir. Bununla birlikte, bu materyalin implant destekli sabit tam ark protezlerde öngörülebilirliğini değerlendiren çalışmalar, özellikle uzun süreli takibi olan çalışmalar henüz sınırlıdır(22).

Bir protetik restorasyonun üretimi için, vakaya uygun özellikleri taşıyan bir alt yapı materyali seçilmeli, protetik planlamaya uygun bir şekilde üretilmelidir. Beyaz estetiği sağlamak için alt yapı materyali ile uyumlu estetik bir kaplama materyali (porselen, kompozit gibi) uygulanmalıdır. Bazı klinik durumlarda sadece kayıp dişlerin restorasyonu ile beyaz ve pembe estetik istenen oranda sağlanamayabilir. Böyle durumlarda pembe estetiği de sağlamak amacıyla cerrahi tedavi seçenekleri değerlendirilebilir veya uygun materyaller ile diş eti restorasyonu protezin üretim sürecine dahil edilebilir.

2.6 Pembe Estetiği Sağlamak İçin Uygulanabilecek Yöntemler

Periodontal hastalıklar, cerrahi prosedürler, travma, kret rezorpsiyonu veya travmatik diş çekimi gibi nedenlerle diş dokularında ve etrafındaki sert ve yumuşak dokularda hem dikey hem de yatay yönlerde kayıp meydana gelebilir(17, 59). Sert ve yumuşak doku deformitelerinin üç boyutlu mimarisini yeniden oluşturmak için cerrahi prosedürler geliştirilmiş ve yıllarca başarıyla uygulanmıştır. Uygun cerrahi tedavi yönteminin seçilmesi eksik dişlerin sabit, hareketli veya implant destekli protezlerle tedavi edilmesine göre değişebilir(60).

Sert doku rekonstrüksiyonu için kemik rejenerasyonu, alveolar kret splint, alveolar sırt genişletme, partikül veya blok greft artırımı gibi cerrahi prosedürler uygulanabilir(61). Yumuşak dokunun hacmini artırmak içinse serbest diş eti grefti, bağ dokusu grefti, çeşitli flep prosedürleri kullanılabilir(10, 62). Küçük hacimlerde doku rekonstrüksiyonu yapılırken estetik açıdan hoş ve anatomik olarak doğru doku konturları oluşturmak mümkündür, ancak büyük miktarda doku kaybı olduğunda cerrahi işlemin sonuçları öngörülemez. Cerrahi işlemlerin yüksek maliyeti, iyileşme süresi, iyileşme sürecindeki hastanın hissettiği rahatsızlık hissi ve işlemin sonucunun öngörülememesi bu seçeneğin tercih edilmemesine sebep olabilmektedir(16, 59).

Diş etini protetik olarak oluşturmak, cerrahi işlemin kontrendike olduğu, başarısız olduğu veya herhangi bir cerrahi işlem geçirmek istemeyen hastalarda kret deformitelerinin ve kayıp yumuşak dokuların restorasyonu için estetik ve fonksiyonel bir alternatif sunabilir. Bu hastalar için, kaybedilmiş yumuşak dokuların akrilik rezin, kompozit rezin, porselen veya silikon bazlı yumuşak materyaller ile protetik olarak restore edilmesi, sonuçların daha öngörülebilir olmasını sağlayabilir(18). Daha büyük miktarda dokunun restore edilmesi gerektiğinde protetik seçeneği kullanmak özellikle yararlı olabilir. Protetik bir diş eti ile ideal doku konturları işlenebilir, çevreleyen dokuya uyacak şekilde renklendirilebilir ve cilalanabilir(16).

Diş etinin protetik olarak restore edilmesi için ayrı bir hareketli diş eti protezi üretilir veya sabit protezin bir kısmı diş eti renkli bir materyal ile kaplanarak sabit bir dişeti restorasyonu oluşturulabilir. Kayıp diş eti dokusunun sabit bir protez ile geri kazandırılması hastaya bir rahatlık ve özgüven sağlar çünkü protez her zaman ağızda mevcuttur, daha az lekelenir ve yüzeyi pürüzsüzdür ve kolayca temizlenir, minimal aşınma gösterir(18). Bununla birlikte, diş eti restorasyonunun sabit bir protez ile uygulanması, ağız hijyeninin yönetilebilir olduğu, istenen estetik sonucun elde edilebildiği veya bitişiğindeki bir bölge için halihazırda sabit bir protezin planlandığı belirli klinik durumlarla sınırlı olabilir.

Hareketli bir diş eti protezi ile ise daha büyük miktarda doku hacmi değiştirilebilir. Uygun temizlik yine de mümkündür. Hareketli protez malzemeleri ile ideal bir kontur oluşturmak daha kolaydır ve ilgili bölge haricinde diğer bölgelerde bir işlem yapılmadan eksik dokular tamamlanabilir. Sabit bir restorasyon da planlanıyorsa, hem sabit hem de hareketli elemanlarla kombine bir yaklaşım gerçekleştirilebilir, desteği ve tutuculuğu artırmak için dental ataçmanlar kullanılabilir(16).

Bu tür bir restorasyonun uzun vadeli başarısı için ekip çalışması ve disiplinler arası bir tedavi planı çok önemlidir. Becerikli bir teknisyen diş anatomisinin en ince ayrıntılarına, renk değişimlerine ve diş dokularına nasıl dikkat etmesi gerektiğini öğrendiği gibi, aynısını diş eti için de yapmalıdır. Diş teknisyeni, dişin üç boyutlu şeklini analiz edebilme, dişeti estetiği ilkelerini ve ayrıca yumuşak doku yönetiminin gerekliliğini anlayabilme becerisine sahip olmalıdır. Hastanın doğal dişeti ile protetik

diş eti arasında uyum, denge ve form sürekliliğini sağlamak estetik sonucu iyileştirecektir(10).

2.7 Akrilik Rezin ve Yumuşak Silikon Materyallerin Kullanımı

Silikon bazlı yumuşak materyaller ve akrilik rezin, hareketli diş eti protezi yapmak tercih edilen materyallerdir. Bu protezler ile büyük miktarda kayıp doku restore edilebilirken, hareketli olduğu için hasta tarafından temizlemesi diş eti içeren sabit restorasyonlarına göre daha kolaydır. Protetik materyaller ile ideal kontur oluşturmak daha kolaydır ve diğer diş bölgelerine zarar verilmeden eksik dokular restore edilebilir. Ayrıca fonetik problemlerin çözümünde de etkilidir. Dezavantajları ise inhalasyon ve yutma riski, temizleme prosedürleri sırasında kırılma ihtimali, esnek materyalden yapılan protezlerde retansiyon sağlamanın zorluğu, seramik diş eti restorasyonlara göre daha fazla renklenme ve plak birikimidir(18).

Periodontal hastalık, cerrahi prosedür veya travma nedeniyle periodontal yumuşak doku kaybı olduğunda bu tip protezler üretilebilir. Ağız hijyeni kötü olan veya çürük oranı yüksek olan ve aktif periodontal hastalığı olan hastalar bu tür protezler için uygun aday değildir(63).

Isıyla sertleşen akrilikten yapılan hareketli diş eti protezleri, renklenmeye meyilli silikon ve benzeri malzemelere kıyasla daha iyi renk stabilitesine sahiptir. Öte yandan, akrilik malzemelerden üretilen hareketli diş eti protezlerinin sert, çıkıntılı, kolay kırılabilir ve dişlerin etrafına oturmasının zor olması gibi dezavantajları vardır. Karşılaştırıldığında, silikon bazlı malzemeler esnektir, hastada daha iyi konfora ve ağızda kırılmaya karşı daha yüksek dirence sahiptir. Retansiyonun zor sağlanması ve silikon bazlı malzemenin doğal gözenekliliği nedeniyle renklenme ve plak birikimi sorun olabilir. En büyük dezavantajı ise protezin renk, esneklik gibi fiziksel özelliklerini kaybetmesi ve ayrıca boyutsal değişimlerin gözlenmesi nedeniyle 6 ayda bir yenilenmesinin gerekmesidir. Plak kontrolü ve temizliği çok önemlidir. Sigara ve sık sık çay veya kahve tüketimi önerilmez(17).

Akrilik rezinler kayıp yumuşak dokular restore edilirken sadece hareketli diş eti protezlerin yapımı için kullanılmaz. Aynı zamanda implant destekli sabit

protezlerin yapımında, dikey yönde çok miktarda doku kaybı olan hastalarda metal-akrilik sabit hibrit protez yapımında da kullanılır.

Bonding ajanlarındaki ilerlemeler ve pembe seramiklerin ve rezin kompozit malzemelerin gelişmesi ile mevcut durumda boşlukların yanı sıra siyah üçgenleri de ortadan kaldırmak için kök yüzeyi üzerinde diş eti renginde porselen veya kompozitler kullanmak mümkündür(17).

2.8 Diş Eti Renkli Porselenin Kullanımı

Diş eti renkli porselenler restoratif olarak diş eti oluşturmak için sabit protez üzerinde kullanılan malzemelerden biridir. Restorasyon sadece diş renginde porselenle tamamlandığında uzun, orantısız kronlar, uygun olmayan kontak alanları ortaya çıkabilir. Porselen ile diş eti şekli oluşturmak klinisyene restorasyonun diş kısmının konumu ve konturu üzerinde daha fazla kontrol sağlar ve doğal olmayan uzun temas alanlarından veya dikdörtgen şekilli kronlardan kaçınarak doğal estetiğin sağlanmasını kolaylaştırır(64). Papilla kaybına bağlı bitişik implantlar arasındaki siyah üçgenler de diş eti renginde porselen ile maskelenebilir. Diş eti renginde porselen uygulaması, porselenin koronal yüzünün görüldüğü ve dişeti yüzünün gülümseme çizgisinin üzerinde gizlendiği durumlarda önerilir(65).

Bu tür protezlerin bazı avantajları şunlardır: Hastaya bir rahatlık ve özgüven verir, sabit proteze entegredir, düşme şansı yoktur, daha az renklenme ve minimal aşınma gösterir, yüzeyi pürüzsüzdür, kolayca temizlenir, soluma ve yutmaya duyarlı değildir. Bununla birlikte, kullanımı, ağız hijyeninin yönetilebilir olduğu, istenen estetik sonucun elde edilebildiği veya estetiğin kritik olmadığı ve yakın bölge için halihazırda sabit bir protezin planlandığı gibi klinik durumlarla sınırlı olabilir(18).

Diş eti renginde porselen sadece diş destekli değil aynı zamanda implant destekli sabit protezlerde de uygulanabilir. Periimplant doku kaybının ardından bozulan estetik, restorasyonların servikal kısmına diş eti renginde porselen uygulanarak iyileştirilebilir. Diş eti renkli porselen restorasyonun sadece kron kısmına değil, aynı zamanda zirkonya dayanak üzerine de işlenebilir. Kişiselleştirilmiş dayanaklara diş eti porseleninin uygulanması, krona kıyasla dayanağın yerleştirilme

yolunda daha az kısıtlama olduğundan, interproksimal papillaların olmadığı yerlerde diş eti embraşür boşluklarının doldurulması için daha fazla alan sağlar. Bu estetik avantaj, implant-dayanak arayüzünün plaktan temizlenmesinde ve implant çevresi sondlama muayenelerini gerçekleştirmede artan zorluk olasılığına karşı dengelenmelidir. Kret bukko-lingual yönde genişse, restorasyon ve ilişkili bileşenler tamamen çıkarılıncaya kadar peri-implant problemlerin varlığı fark edilmeyebilir(66).

Dişsiz boşluklarda belirgin dikey kusurların olduğu yerlerde, dikey ve yatay pontik oranlarını iyileştirmek için sabit protezlerin uygulanmasında diş eti renkli porselenler kullanılabilir. Yumuşak doku topografisini iyileştirmek için cerrahi prosedür uygulanan hastalarda da nihai restorasyonun estetiğini optimize etmek için yine de dişeti renginde porselen kullanımına ihtiyaç duyulabilir. Gülümseme hattı yüksek olan hastalarda diş eti renkli porselenin doğal diş eti dokusu ile birleşmesi fark edilebilir olabilir, ki bu estetik açıdan bilinçli hasta için kabul edilebilir olmayabilir. İmplant pozisyonu üst anterior bölgede nispeten palatinalde olduğunda, diş eti renginde olan porselen yığını, temizlenmesi zor olabilen geniş ridge-lap gövde altına sebep olabilir. Bu zorluklar, hasta, diş hekimi ve teknisyen tarafından değerlendirilmek üzere daimi restorasyondan önce yapılan geçici bir protez ile değerlendirilebilir.

Diş etini restore etmek için porselen kullanıldığında bazı sınırlamalar göz önünde bulundurulmalıdır. Porselenin, hastanın diş eti rengini ve dokusunu taklit etmesi zordur çünkü hasta başında değil laboratuvarında üretilmektedir. İkincisi, pişirme aşamasında porselenin büzülmesi, hastanın dişeti ile protetik dişeti arasında bir boşluğa yol açarak protezin nihai görünümünü potansiyel olarak etkileyebilir. Üçüncü bir sınırlama da diğer diş eti rengindeki malzemelere kıyasla porselenin yüksek maliyetidir. Son olarak, porselenin kırılabilirliği, ufalanması ve dolayısıyla sık sık tamir edilmesi gerekliliği sorun teşkil edebilir(67). Restorasyon ilerde tamir gerektirdiğinde, restorasyon hastadan çıkartılıp tekrar laboratuvara gönderilmelidir. Tamir için tekrar pişirilmesi gerekir, tekrar fırınlama işlemi restorasyonda çatlama, porselenin atması gibi ekstra sorunlara neden olabilir(9). Alt yapı materyali olarak titanyum kullanıldığında sadece düşük ısı porselenleri kullanılabilir. Bu da kullanılacak diş eti renkli porselen çeşitliliğini kısıtlayabilir. Ayrıca diş eti renkli

porselenler PEEK gibi porselen fırın sıcaklıklarına dayanamayacak alt yapı materyaller ile beraber de kullanılamaz. Porselenin bu dezavantajlarının üstesinden dış eti renkli kompozitler ile gelinebilir(10).

2.9 Pembe Kompozit Rezin Kullanımı

Kompozit rezin terimi, iki veya daha fazla, birbiri içinde erimeyen maddenin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir. Kompozit rezinler, organik rezin matrisi, bu matrikse gömülmüş inorganik/organik doldurucu partiküller, doldurucuları ve organik rezin matrisini birbirine bağlayan bir silan ajanı, başlatıcılar, stabilizatörler ve pigmentler içeren restoratif bir materyaldir.

Kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri, organik matris, doldurucu, bağlayıcı ajanın türüne ve miktarına bağlı olarak değişebilir. Kompozit rezinin sertliği, abrazyon direnci, termal genleşme katsayısı, dayanıklılığı doldurucu ve bağlayıcı türüne bağlı iken, renk stabilitesi ve materyaldeki bozunma eğilimi ise organik matrikse bağlı olan özelliklerdir(68). Polimerizasyon ve su emilimi ise her ikisine bağlıdır(69).

Direkt kompozit rezinler hasta başında ağız içi olarak uygulanır, modellenir ve uygun dalga boyu yayan bir ışık cihazı ile polimerize edilir(28). Kompozit rezinler uzunca yıllardır dişlerin restorasyonu için direkt ve indirekt yöntemlerle kullanılmaktadır. İçeriğe pembe, kırmızı, mavi, mor pigmentlerin ilavesi ile pembe renkli kompozit rezinler üretilmiştir.

Pembe kompozit rezinin servikal defektlerin tedavisinde estetiği iyileştirmek amacıyla suni diş eti görüntüsü oluşturmak için kullanımını ilk olarak Zalkind ve Hochman 1997 yılında tarif etmiştir(70). Coachman ve arkadaşları, karmaşık estetik vakalarda sabit bölümlü restorasyonlarda pembe kompoziti alternatif ve öngörülebilir bir tedavi seçeneği olarak kullanmak için bir yöntem geliştirmiştir(71). Reshad ve arkadaşları, dişsiz çene kemiğini eski haline getirmek için alternatif bir yöntem olarak pembe kompoziti kullanmıştır(72). Hagiwara ve arkadaşları, yetersiz sert ve yumuşak dokuların restorasyonu için özel olarak tasarımı yapılmış bir implant alt yapısı ile birlikte dişeti renginde kompozit rezin kullanmışlardır(73).

Birçok klinisyen diş eti renginde porselen kullanımının getirdiği sınırlamaların üstesinden gelmek için pembe kompozit rezinleri kullanmaktadır. Kompozit rezinler pembe porselen ile birlikte kullanıldıklarında porselenin estetik ve fiziksel özelliklerini korurlar. Pembe kompozit rezinlerin laboratuvarında uygulamak için olan çeşidi ve ağız içinde uygulanabilen direkt kullanım için olan çeşitleri de vardır. Bu nedenle kompozit rezinlerin uygulaması ve tamiri gerektiğinde onarımı hasta başında yapılabilir, sonuçlar diş eti renkli porselene göre daha ön görülebilir(67). Ayrıca pembe kompozit rezin kullanımı ile porselenin pişirilmesi sırasında alt yapının sıcaklıktan deforme olma riski önlenmiş olur, PEEK materyali gibi farklı bir alt yapı seçeneği kullanılabilir, metal alt yapının pasif uyumunu iyileştirmek için lehimleme gerektiğinde alt yapı fırınlanmayacağı için lehim işlemini kolaylaştırır(73).

Pembe kompozit rezinler ile serbest diş eti kenarıyla uyumlu psödo dişeti sulkusu oluşturulabilir, böylece adeziv malzemelerle yumuşak doku estetiği iyileştirilebilir. Pembe kompozitler ile hastaya dişetin bu bölgede değiştirilmesinin estetik sonucunu ve ön dişlerin bir bütün olarak değişen görünümünü görme fırsatı verilir. Bu tedavi seçeneği, hastalar için ekonomik açıdan uygun ve estetik açıdan hoşagiden pratik bir klinik çözüm sağlar, hastaların nihai sonucu görmelerine ve hatta muhtemelen cerrahi tedaviyi kabul edip etmeme kararını daha iyi vermelerine olanak tanır(66, 74).

Yazarlar, plak retansiyonunu önlemek için restorasyonun servikal konturuna özel dikkat gösterilmesi gerektiğini açıklamışlardır, bunun için, kompozit rezin uygun aletlerle düzgün bir şekilde şekillendirilmeli, doğru izolasyon ile yeterli nem kontrolü sağlanmalı ve doğru bir ışık cihazı ile yeterli ve iyi polimerizasyon sağlanmalı, gliserin jel benzeri bir ajan kullanımı ile oksijen inhibisyon tabakası inaktif edilmeli, restorasyonun bitimi doğru bir şekilde yapılmalı ve iyi bir şekilde polisajlanmalıdır. Pembe kompozit ağız içi direkt yöntemle uygulandığında hekim, restorasyonun şekli, rengi ve karakterizasyonu üzerinde doğrudan kontrole sahiptir. Bazı kompozit kitler, karakterizasyon için kullanılacak boyama tonlarını içerir. (66).

Literatürde dişeti renginde kompozit rezinin fiziksel özellikleri hakkında çok az bilgi vardır. Bir ve ark., diş rengi kompozitin ve pembe kompozitin kesme bağlanma dayanımı kuvvetini karşılaştırmıştır. Pembe kompozit rezinin, porselen, zirkonya ve

metal yüzeylere bağlandığında diş rengi kompozit rezin ile karşılaştırılabilir bir bağlanma direncine sahip olduğunu bulmuşlardır(75). Koizuka ve ark. yüzey işlemlerinin pembe kompozitin üç farklı alt yapıya (saf titanyum, altın, zirkonya) bağlanma mukavemeti üzerindeki etkilerini araştırmış ve bir fosforik ester grubu içeren bir primer maddesinin kullanılmasının, pembe renk kompozit malzemenin titanyum alt yapıya bağlanma kuvvetini arttırdığı sonucuna varmışlardır(76).

2.10 Yaşlandırma Testleri

Diş hekimliğinde, ağız içerisinde kullanılan malzemelerin zamanla uğrayacağı değişiklikleri ön görebilmek önemlidir. Gün geçtikçe yeni malzemelerin üretilmesi ile bu malzemelerin deneyimlenmesi, avantaj ve dezavantajlarının belirlenmesi, başarısızlıkları ve başarısızlık nedenlerinin araştırılması, bu malzemelerin klinik kullanımlarının geliştirilmesi ve verimliliştirilmesi için gereklidir(77).

Bu malzemelerin testi, ağız içinde ve randomize kontrollü klinik çalışmalar ile gerçeğe en yakın sonucu verirken, bu çalışmaları gerçekleştirmek zor, uzun zaman gerektirmekte ve daha maliyetli olmaktadır. Günümüzde klinik çalışmaların bu dezavantajlarından kaçınmak için in-vitro çalışmalar sıklıkla yapılmaktadır. Bu in-vitro çalışmalarda restorasyonların, beslenme ve solunum gibi fonksiyonel işlevlerde ağız içerisinde maruz kalacağı ısıl değişiklikler, nemli ortam gibi yaşlandırıcı etkili faktörler laboratuvar ortamında taklit edilir(78, 79). Bu şekilde materyalin ağız içinde uğrayacağı yaşlanma faktörleri, ağız dışı bir ortamda daha kısa bir sürede materyale uygulanarak, klinik duruma dair materyal hakkında ön bilgi edinilir. Bu nedenle in-vitro olarak yaşlandırma testlerine sıklıkla başvurulur(79).

Yaşlandırma testlerinden bazıları, sıvı ortamda belirli süre depolayarak yaşlandırma, termal döngü ile yaşlandırma, mekanik döngü ile yaşlandırmadır.

2.10.1 Sıvı Ortamda Depolama ile Yaşlandırma

Test örneklerinin en yaygın depolama türü, 12 saatten 3-6 aya kadar çeşitli zaman aralıklarında suda saklanmasıdır. Bu, oda sıcaklığında veya ağız sıcaklığında

olabilir(80). Depolama işleminde su yerine yapay veya gerçek tükürük, çay, kahve, kola, vişne suyu gibi renkli sıvılar da kullanılabilir.

2.10.2 Termal Döngü ile Yaşlandırma

Restorasyonlar ağızda termal değişime uğrar ve termal döngü işlemi, restorasyonların yaşlanmasını simüle etmek için kullanılmaktadır. Bazı yazarlar protetik restorasyonlara termokupllar yerleştirerek ağızda yaşanan sıcaklık değişimlerini belirlemeye çalışmışlardır. Mair 1989 yılında, ağız sıcaklığının dondurma ve sıcak peynirli sandviç yerken 0°C ile 60-65 °C arasında değiştiğini bulmuştur(81). Dişlerdeki termal değişimler aynı zamanda sonlu elemanlar yaklaşımıyla da modellenmeye çalışılmıştır. Termal döngü ile yaşlandırmanın etkisi açısından, ağızdaki sıcaklık değişiminin termal şoka neden olmayacak şekilde nispeten yavaş olduğunu hatırlamak da önemlidir(80).

Termal döngü ile yaşlandırma testlerini gerçekleştirebilmek için bu amaçla üretilen cihazlar kullanılmaktadır ve bu yöntem uluslararası literatürde de yaygın olarak kabul görmektedir(78, 80). Cihazın örnekleri içine alan sepeti, mekanik bir kol ile hareket ettirilerek soğuk ve sıcak su dolu tanklara sırasıyla daldırılıp bekletilip çıkarılmaktadır. Tankların sıcaklıkları, her bir tankta örneklerin bekleme süresi, tanktan çıkınca örneklerin bekleme süresi, iki tank arası sepetin geçiş süresi ve yapılmak istenen döngü miktarının sayısı üretilen bu cihazlar üzerinden belirlenebilmektedir. Örneklerin sırasıyla bir soğuk bir sıcak su tankına batırılıp bekletilmesi ile bir döngü tamamlanmaktadır. Farklı araştırmacılar farklı değerler belirtse de genelde literatürde 10000 döngü ağız içi olarak 1 yıllık kullanıma denk olarak kabul edilmektedir(78).

2.10.3 Mekanik Döngü ile Yaşlandırma

Birçok çalışma, döngüsel kompresyonun ağızda aktif olan en yaygın stres olduğunu belirtmiştir, ancak in vitro çalışmaların çoğu, malzemelerin karşılaştırmalı olarak özelliklerini incelemek için çekme, makaslama bağlanma dayanımı veya eğilme mukavemeti gibi monotonik testler kullanmıştır. Bu tür testler, numuneler kırılana

kadar artan şiddetle tek bir yük uygular. Monotonik testlerde örneklerin başarısızlığının nedeni ağız içerisinde olduğu gibi yorgunluk değildir. (80, 82). Bu nedenle örnekler mekanik döngü ile yaşlandırma uygulandığında, ağız içi kuvvetler daha iyi taklit edilmiş olur.

2.11 Bağlanma Dayanımı Testi

Adeziv bağlanma işlemi, iki yüzey arasında yapıştırıcı bir ajan kullanılarak kuvvetli bir bağ elde edilmesidir. Yapıştırılacak malzemeler mine, dentin, akrilik rezin, seramik, metal veya kompozit rezin olabilir. Bunlar döküm, presleme, sinterleme veya frezeleme gibi çeşitli yöntemlerle üretilebilir. Bağlanma ajanı uygulamasından önce genellikle diş yüzeyi ve restorasyon yüzeyinde bir hazırlık işlemi yapılır. Bu işlem fiziksel ve kimyasal yaklaşımı ayrı ayrı veya beraber içerebilir (örn. kumlama + silanlama). Adezyon işlemi tamamlandıktan sonra, örnekler hemen bağlanma dayanımı testi uygulanabilir veya testten önce yaşlandırma işlemi uygulanabilir(80). Hazırlanan örnekler 24 saat suda bekletme sonrasında test uygulandığında, elde edilen sonuçlar “immediat bağlanma dayanımı” olarak da isimlendirilmektedir(83).

Restoratif ve protetik diş hekimliğinde adezyonun iyileştirilmesi ve önemli bir yere sahip olması, birçok yeni ürünün de çok hızlı bir şekilde geliştirilmesini sağlamıştır. Bu nedenle in-vitro mekanik testler, adeziv sistemlerin mineye, dentine veya materyallerin birbirine bağlanma kuvvetini değerlendirmek ve karşılaştırmak için son derece önemli hale gelmiştir(84).

Makaslama bağlanma dayanımı testleri için, örneğin bağlantı yüzeyi yere dik olacak şekilde test cihazında sabitlenir. Çentikli uç veya bıçak sırtı şeklinde uç kullanılarak örnekler bağlantı yüzeyine paralel şekilde bir kuvvet uygulanır. Makaslama bağlanma dayanımı testleri, örnek hazırlama kolaylığı ve test düzeneğinin daha basit olması açısından çekme bağlanma dayanımı testinden avantajlıdır ve daha yaygın olarak kullanılmaktadır(84).

Çekme bağlanma dayanımı testlerinde, birbirine yapıştırılan iki farklı materyalin alt kısmı tablada sabitlenerek diğer kısmına bağlantı yüzeyinin ortasından

gececek ve dik olacak şekilde ters yönde çekme kuvveti uygulanır. Bu nedenle çekme bağlanma dayanımı testlerinde, örnek üzerinde zararlı gerilim dağılımı oluşturmadan numuneyi test cihazında hizalamak çok daha zor bir işlemdir(84).

Bağlanma dayanımı değeri, kopma anındaki yükün, ürünlerin birbirine bağlı olduğu ara yüzün enine kesit alanına bölünmesiyle elde edilir. Bu değer “nominal” veya “ortalama” bağ gücü olarak adlandırılır(85). Kırma anındaki yük Newton cinsi olarak kaydedilir ve bağlanma alanına mm^2 olarak bölünür. Elde edilen N/mm^2 değeri Mega Pascal (MPa) olarak kaydedilir.

Bağlanma dayanımı testleri yüzey alanının büyüklüğüne göre makro veya mikro bağlanma dayanımı testi olarak adlandırılmaktadır. Bağlantı yüzey alanı yaklaşık olarak $4\text{-}28 \text{ mm}^2$ olduğunda makro bağlanma dayanımı, yaklaşık 1 mm^2 olduğunda ise mikro bağlanma dayanımı olarak sınıflandırılmaktadır(78, 84).

2.12 Analiz Yöntemleri

2.12.1 Stereomikroskop ile Yüzey Analizi

Stereomikroskop, yüzey özelliklerini incelemeye kullanılan bir mikroskop türüdür. Stereomikroskoplar, objenin yüzeyinden yansıyan ışınları kullanarak büyütülmüş görüntü oluştururlar. Özellikle in-vitro fertilizasyon uygulamalarında, kriminal laboratuvarlarda, preparat hazırlığı için dokuların küçültülmesinde kullanılmakla beraber, yüzey özelliğinin incelenmesinin istendiği tüm durumlarda kullanılabilir(86).

Stereomikroskoplar, numunenin içinden ışık geçirilmesi yerine, yüzeyinden yansıtılan ışık kullanılarak x32, x40 gibi düşük büyütme gözlemine olanak sağlayan cihazlardır. Yüzeyden yansıyan ışık örnek yüzeyinin üç boyutlu (3B) olarak görselleştirmesini sağlar.

2.12.2 İyonize Işın Demetli Taramalı Elektron Mikroskobu ile Yüzey Analizi

Taramalı elektron mikroskobu (TEM), örnekleri üç boyutlu inceleme imkanı sağlar, ilk kez 1965 yılında kullanılmıştır(87). TEM, odak derinliği, ayırım gücü, görüntüyü ve analizi birleştirme özelliği sayesinde araştırmalarda sıklıkla kullanılan bir cihaz haline gelmiştir. İncelenen örneklerin yüzey özellikleri çok daha net ve ayrıntılı olarak gözlemlenebilmektedir(88, 89). Elektron mikroskobunun birçok yöntemi, hücre sel yapıyı nanometre ölçeğinde araştırabilmektedir(90).

Odaklanmış iyon ışın demetli taramalı elektron mikroskobu (FIB-SEM) orijinal olarak, büyük hacimleri görüntüleme gereksinimleri olmadan malzeme araştırma uygulamaları için geliştirilmiştir. Son on yılda ise 3B biyolojik görüntüleme için bir araç olarak kullanılmaya başlanmıştır. Hassas üç boyutlu görüntüleme, mikroskobik ayrıntıların anlaşılmasına yardımcı olabilir. Özellikle ince ayrıntıları incelemek için FIB-SEM kullanılabilir. Bu mikroskop, bir numunenin yüzey tabakasının bir görüntüsünü oluşturarak çalışır ve daha sonra altındaki tabakayı ortaya çıkarmak için yüklü bir iyon ışın demeti kullanılarak üst tabaka sıyrılır. Yeni yüzey tekrar görüntülenir ve bu böyle tüm örnek boyunca devam eder. FIB-SEM'in ayırt edici avantajı, her adımda kaldırılan ve birkaç nanometreye kadar z çözünürlüğü sağlayan ince z kalınlığıdır(90).

2.13 Çalışmanın Amacı ve Hipotezleri

Bu tez çalışmasının amacı pembe estetiği sağlamak amacıyla kullanılan pembe kompozit materyallerinin sabit restorasyonlarda güncel olarak kullanılan farklı alt yapı materyalleri ile makaslama bağlanma dayanımını ve termal yaşlandırmanın bu dayanıma etkisini değerlendirmektir. Çalışmamızın 3 tane sıfır hipotezi vardır:

- Aynı pembe kompozit rezin ile farklı alt yapı materyalleri beraber kullanıldığında kompozit ile alt yapı materyalinin makaslama bağlanma dayanımı arasında fark yoktur.

- Aynı alt yapı materyali ile farklı kompozit rezinler kullanıldığında kompozit rezin ile alt yapı materyalinin makaslama bağlanma dayanımı arasında fark yoktur.
- Termal döngü işleminin pembe kompozit rezin ile alt yapı materyalinin makaslama bağlanma dayanımına etkisi yoktur.

3 GEREÇ VE YÖNTEM

Pembe estetiği sağlamak amacıyla kullanılan farklı pembe kompozit materyallerinin sabit restorasyonlarda güncel olarak kullanılan farklı alt yapı materyalleri ile makaslama bağlanma dayanımını ve termal yaşlandırmanın bu dayanıma etkisini değerlendirmek için yaptığımız bu çalışmada titanyum, zirkonya ve modifiye PEEK alt yapı materyalleri ile üst yapı olarak kullanılması için bunlara uygun olarak üç farklı firma tarafından üretilen pembe kompozit rezin materyali kullanıldı. Her bir grupta, örneklerin yarısı 37°C sıcaklıkta su içerisinde etüvde 24 saat bekletildi, diğer yarısına termal döngü ile yaşlandırma işlemi uygulandı. Daha sonra makaslama bağlanma dayanımı değerleri ölçüldü. İstatistiksel analiz yapıldı. Örneklerin başarısızlık tipi ve bağlantı yüzeyi stereomikroskop ve SEM cihazı ile incelendi.

3.1 Deney Gruplarının Hazırlanması

Tablo 3.1 Çalışmamızda kullanılan alt yapı materyalleri

Alt Yapı Materyali	Ürünün Cinsi	İçerik	Üretici Firma
Starbond Ti5 Disc	Grade 5 'Eli' TiAl6V4 Titanyum alaşımı	Ti %89.4, Al %6.2, V %4, N+C+H+Fe+O <%0.4	Scheftner Dental Alloys, Mainz, Germany
Straumann ZI	İttriya stabilize tetragonal zirkonya (%3 mol İttriya içerikli)	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ ≥%99.0, Y ₂ O ₃ %4.5–5.6, HfO ₂ ≤%5, Al ₂ O ₃ ≤%0.5, Diğer oksitler ≤%1	Amann Girrbach, Koblach, Austria
breCAM.BioHPP®	Seramik katkılı modifiye PEEK	PEEK %80, partikül boyutu 0.3-0.5µm arasında değişen büyüklükte nanoseramik doldurucu %20	Bredent GmbH, Senden, Germany

Tablo 3.2 Çalışmamızda kullanılan pembe kompozit, primer ve opak materyalleri

Kullanılan Ürün	Ürünün Cinsi	İçeriği	Üretici Firma
Gradia Gum Paste	Pembe kompozit	UDMA, Dimetakrilat, İnorganik doldurucular (ağırlıkça %71), prepolimerize doldurucular (ağırlıkça %6), fotobaşlatıcı, stabilizatör, pigment	GC America, Inc. Alsip, IL
G-Multi Primer	Metal ve seramik primer	Etanol, MDP, γ -MPTS, MDTP, metakrilat monomer	GC, Tokyo, Japan
Gradia Gum Opaque	Pembe opak materyali	Üretan dimetakrilat, silika, alümino-borosilikat cam, kamfarokinon, pigment	GC, Tokyo, Japan
Anaxgum Gingiva Paste	Pembe kompozit	Üretan dimetakrilat, tetrametilen dimetakrilat, BisGMA, silikon dioksit, pigmentler, başlatıcılar, doldurucular (ağırlıkça %67 0,005-3,0 μ m)	Anaxdent GmbH Stuttgart, Germany
Anaxdent Metal Bonder	Metal primer	Metil metakrilat, fosfonik asit ve sülfür gruplu makromerler	Anaxdent GmbH Stuttgart, Germany
Anaxdent Zircon Bonder	Seramik primer	Metil metakrilat, fosfonik asit ve sülfür gruplu makromerler	Anaxdent GmbH Stuttgart, Germany
Anaxgum Opaquer	Pembe opak materyali	Di-üretan dimetakrilat, 2-bütülamino karbonil oksietil akrilat, tetrametilen dimetakrilat, pigment başlatıcılar, silika tozu	Anaxdent GmbH Stuttgart, Germany
SR Nexco Paste	Pembe kompozit	Dimetakrilat (%17-19), kopolimer, stabilizatörler, katalizörler, pigmentler (<%1), inorganik doldurucu (ağırlıkça %43, 0,01-0.1 μ m)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
SR Link	Metal ve seramik primer	Metakrilat grubu ile birleştirilmiş fosforik asit grubu, etanol, benzol peroksit	Ivoclar Vivadent Inc. Amherst, NY
SR NEXCO Gingiva Opaquer	Pembe opak materyali	Dimetakrilat (%65-70), inorganik doldurucu (<%43), katalizör, stabilizatör ve pigmentler (<%2)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Visio.link	PEEK primer	MMA, dimetakrilat, pentaeritritol akrilat, fotobaşlatıcılar	Bredent GmbH, Senden, Germany

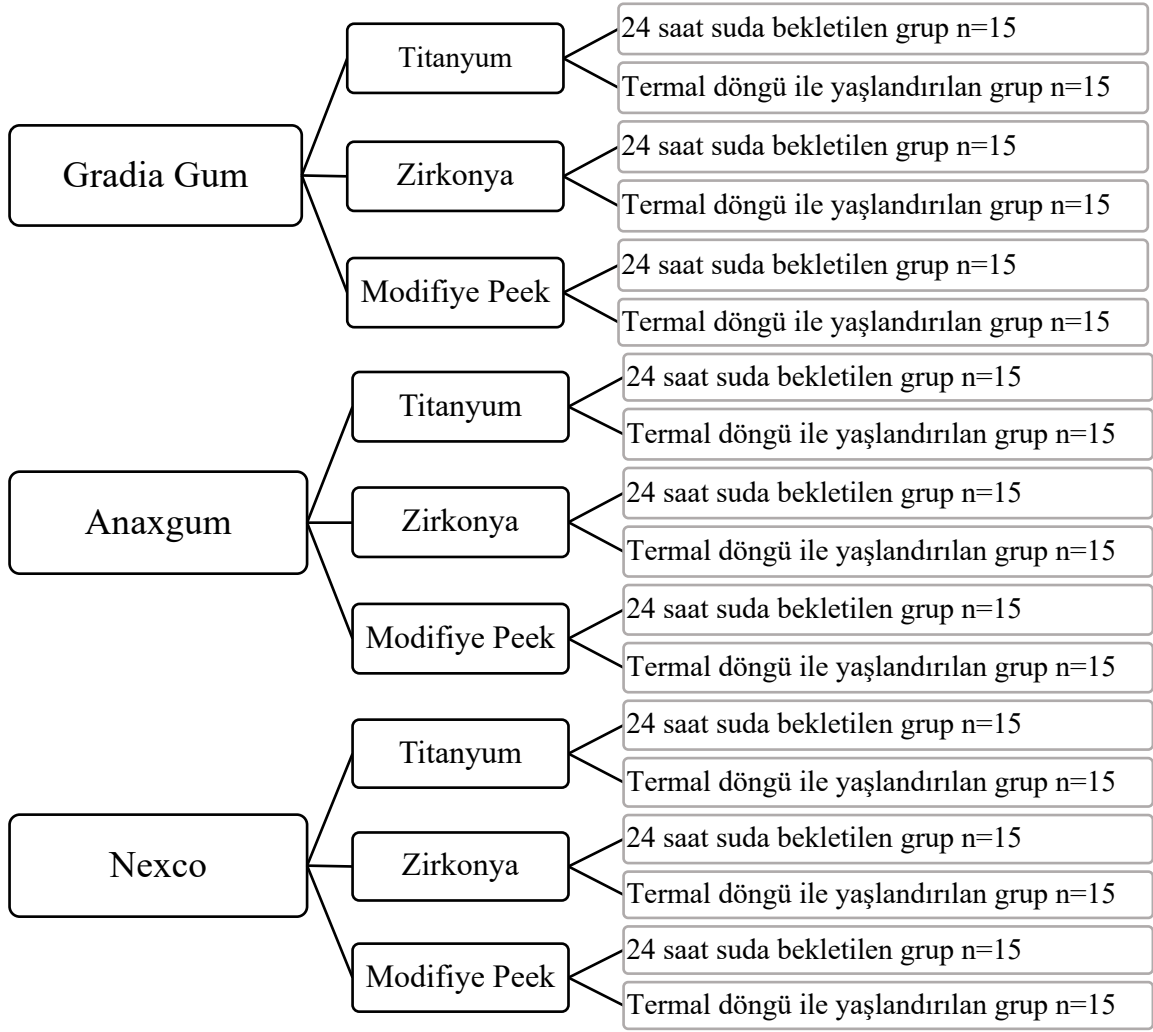
Tablo 3.3 Çalışmamızda kullanılan cihazlar ve üretici firmaları

Cihazın Adı	Cihazın Türü	Üretici Firma
Isomet 1000 Presicion Saw	Hassas kesim cihazı	Buehler, Illinois, USA
Isomet Blade 15HC, 5IN	Kesim cihazı diski	Buehler, Illinois, USA
Sirona InFire HTC Speed	Sinter Fırını	Dentsply Sirona, Bensheim, Germany
Mecapol P230	Polisaj Cihazı	Presi, Grenoble, Fransa
Gc D-light-Pro	Kablosuz ışık cihazı	GC Europe, Leuven, Belgium
Labolight LV-III	Laboratuvar tipi ışık cihazı	GC Europe, Leuven, Belgium
Dedeoğlu İnkübatör	Etüv Cihazı	Dedeoğlu, Türkiye
MOD Dental MTE-101	Termal siklus cihazı	Esetron Mekatronik Ltd Şti, Ankara, Türkiye
LR50K	Üniversal test cihazı	Lloyd Instruments, Fareham Hant, UK
Olympus ZS61	Stereomikroskop	Olympus Corporation, Tokyo, Japan
GAIA3+Oxford XMax 150 EDS	FIB-SEM cihazı	Tescan Orsay Holding CZ, Czech Republic

Çalışmamızda alt yapı materyali olarak titanyum (Scheftner Starbond Ti5 Disc), zirkonya (Straumann ZI 98x16mm Disc), modifiye PEEK (Bredent BioHPP® Disc) kullanıldı (Tablo 3.1).

Çalışmamızda pembe kompozit olarak Gradia Gum, Anaxgum ve Nexco kullanıldı. Her bir pembe kompozit için üretici firma önerisine göre primer, pembe opak materyali kullanılmıştır (Tablo 3.2).

Çalışmamızda kullanılan cihazlar Tablo 3.3'te gösterilmiştir.

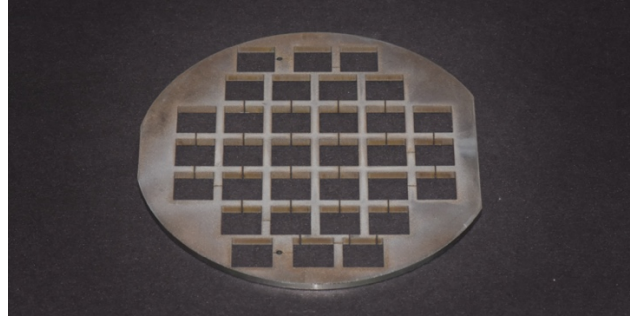


Şekil 3.1 Deney gruplarının hazırlanması

Çalışmamızda doldurucu miktar ve içerikleri farklı, direkt veya indirekt olarak kullanılabilen üç farklı marka pembe kompozit sistemi kullanılmıştır. Her pembe kompozit grubu için örnek sayısı 90 adet olarak belirlenmiştir (Toplam örnek sayısı 270). Her pembe kompozit grubu için titanyum, zirkonya ve modifiye PEEK'ten 10x10x2 mm boyutlarında 30 adet alt yapı materyali hazırlanarak alt gruplar oluşturulmuştur. Alt gruptaki örneklerin yarısı (n=15) 24 saat suda bekletilen grubu, diğer yarısı termal döngü ile yaşlandırma işlemine tabi tutulan grubu oluşturacak şekilde deney grupları tasarlanmıştır (Şekil 3.1).

3.2 Alt Yapıların Hazırlanması

Titanyum disk cnc tel erozyon kesim cihazı (Sodick AG600L, Sodick Europe Ltd., Switzerland) ile kesilerek 90 adet örnek elde edildi (Şekil 3.2).



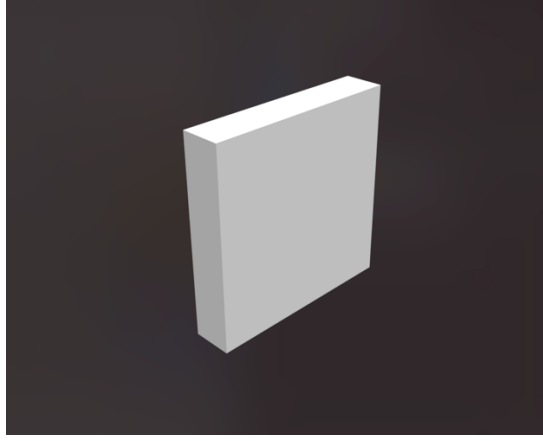
Şekil 3.2 Cnc tel erozyon cihazı ile titanyum alt yapıların kesimi sonrası kalan titanyum disk parçası

Sinterlenmemiş zirkonya materyalden 90 adet alt yapı hassas kesme cihazı kullanılarak elde edildi. Sinterleme işlemi firma önerileri doğrultusunda standart program kullanılarak yapıldı (Şekil 3.3).

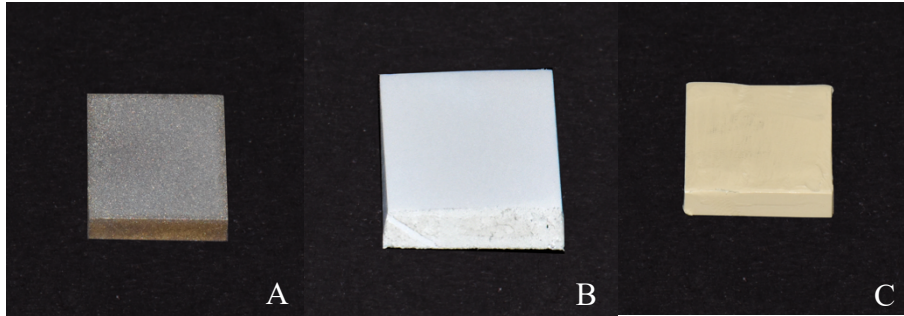


Şekil 3.3 Zirkonya altyapıların sinterleme işlemi (A) ve sonrası (B) görünümü ve sinterleme işlemi için kullanılan fırın (C)

Modifiye PEEK örneklerin hazırlanması için 10x10x2 mm boyutlarında sanal bir dikdörtgen prizması tasarım programında 3 boyutlu olarak tasarlandı ve stl dosya formatında dışa aktarıldı. Bu stl dosyası ile modifiye PEEK'ten 90 adet örnek laboratuvar tipi frezeleme cihazında (Redon Gtr Cnc, İstanbul, Türkiye) elde edildi (Şekil 3.4).

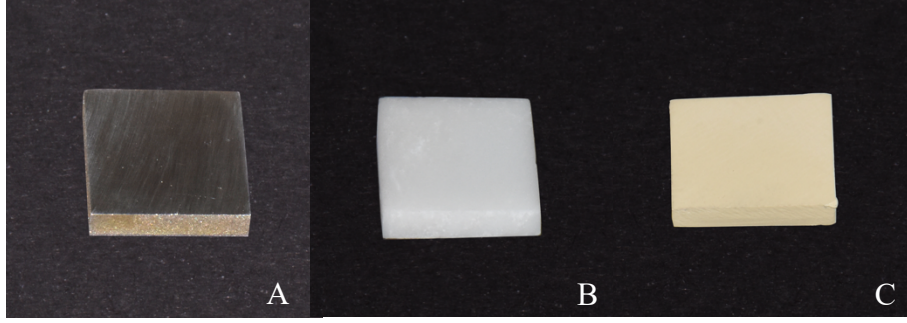


Şekil 3.4 Modifiye PEEK altyapıların CAM cihazında üretimi için stl dosyası ön izlemesi



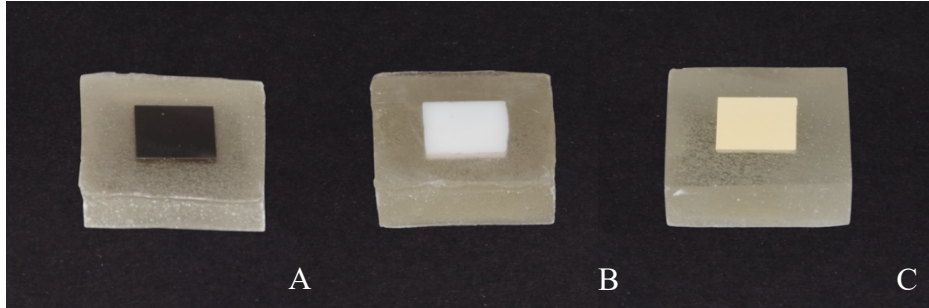
Şekil 3.5 Titanyum (A), zirkonya (B), modifiye PEEK (C) materyallerinden belirtilen boyutta alt yapıların elde edilmesi

Bağlantı yüzeyi standardizasyonu sağlanabilmesi için titanyum ve modifiye PEEK örneklerin (Şekil 3.5) bağlantı yüzeyleri su altında sırasıyla 600, 1000, 1200 grenli zımpara kağıtları ile zımparalandı. Zirkonya örnekler ise aynı sırayla sinterleme işlemi öncesinde susuz olarak zımparalandı daha sonra sinterleme işlemi yapıldı (Şekil 3.6).



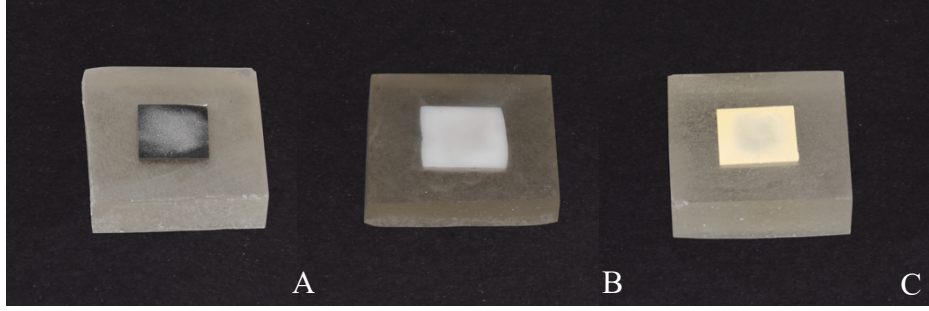
Şekil 3.6 Zımpara ile polisaj işlemi sonrası alt yapı materyalleri: titanyum (A), zirkonya (B), modifiye PEEK (C)

Makaslama bağlanma dayanımı testinde örnekleri sabit tutabilmek için alt yapı materyalleri bağlantı yüzeyleri açıkta bırakılacak şekilde silikon kalıp kullanılarak otopolimerizan akrilik rezin (BMS Soğuk Akрил, BMS Dental, Capannoli, Italy) içerisine sabitlendi (Şekil 3.7).



Şekil 3.7 Otopolimerizan akrilik rezin içerisine sabitlenmiş alt yapı materyalleri: titanyum (A), zirkonya (B), modifiye PEEK (C)

Örneklerin bağlantı yüzeyi firma önerileri doğrultusunda titanyum ve zirkonya için 3 atm, modifiye PEEK için 1.5 atm basınç altında 45° açı ile 7-8 mm mesafeden 8-10 saniye kumlandı (Sefa San Dental Cihazları, İzmir Türkiye) (Şekil 3.8).



Şekil 3.8 Kumlama işlemi sonrası alt yapı materyallerinin görünümü: titanyum (A), zirkonya (B), modifiye PEEK (C)

3.3 Pembe Kompozit Rezin Sistemlerinin Uygulanması

3.3.1 Primer Uygulaması

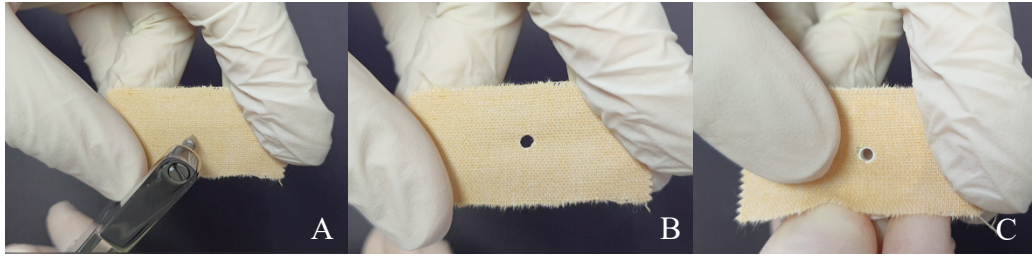
Kumlama sonrası titanyum, zirkonya ve modifiye PEEK örneklerin bağlantı yüzeyleri yağsız kuru hava ile temizlendi ve primer uygulandı (Şekil 3.9). Gradia Gum grubundaki örnekler için titanyum ve zirkonya alt yapılar için firma önerisi doğrultusunda primer olarak G-Multi Primer uygulandı. 15-20 saniye etkileşim için beklenip yağsız kuru hava ile kurutuldu. Anaxgum grubundaki örneklerden titanyum alt yapı için Metal Bonder, zirkonya alt yapılar için Zirkon Bonder uygulandı, 1 dk etkileşim için bekletildikten sonra hava ile kurutuldu. Nexco grubundaki örnekler için ise titanyum ve zirkonya alt yapılar için firma önerisi doğrultusunda primer olarak SR Link uygulandı ve yine 20 sn etkileşim için beklenildikten sonra kuru hava ile kurutuldu. Tüm pembe kompozit gruplarında modifiye PEEK alt yapı materyali için firma önerisi doğrultusunda primer olarak Visio.link çok ince bir tabaka olarak uygulandı, kurutulmadan laboratuvar tipi ışık cihazına yerleştirildi ve 3 dk polimerize edildi.



Şekil 3.9 Titanyum (A), zirkonya (B), modifiye PEEK (C) alt yapılar için primer uygulaması

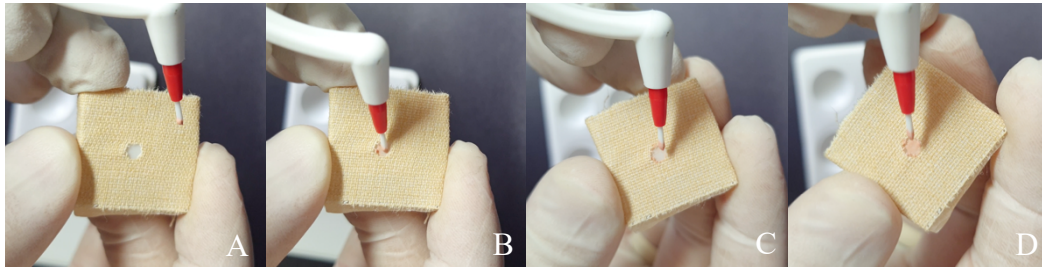
3.3.2 Pembe Opak Uygulaması

Pembe opak uygulanacak alanı sınırlandırmak için bir plaster banda rubber dam delici pensi ile dairesel bir delik açıldı. Bu alanın standardizasyon kitinin bağlantı yüzey alanını sınırlayan kısmından yaklaşık 0.5 mm daha geniş olması sağlandı (Şekil 3.10). Daha sonra plaster bant bağlantı yüzey alanına yapıştırılarak sınırlanan alana pembe opak materyali uygulandı.



Şekil 3.10 Plaster banda açılan delik (A, B) ve standardizasyon kitinin kalıbı ile uyumu (C)

Tek kullanımlık fırça yardımıyla çok ince bir tabaka olarak bir kat diş eti renginde opak uygulandı ve laboratuvar tipi ışık cihazı ile polimerize edildi. İkinci kat opak alt yapı rengi görünmeyecek şekilde uygulandı ve yine aynı cihazla polimerize edildi (Şekil 3.11).



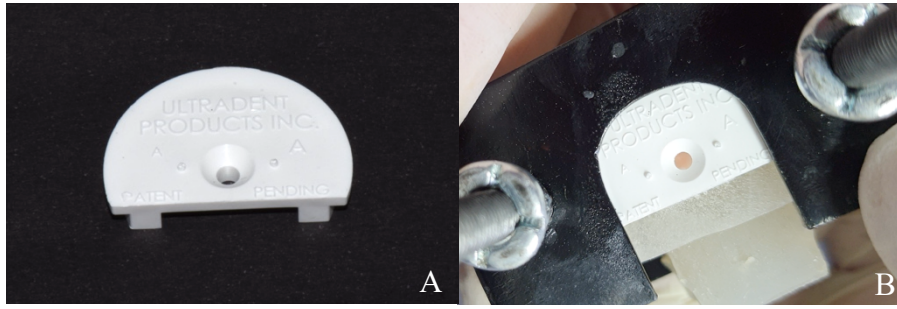
Şekil 3.11 Birinci (A, B) ve ikinci kat (C, D) pembe opak uygulaması

Gradia Gum grubu için Gradia Gum Opaque uygulandı, ilk kat 1 dk, ikinci kat 3dk; Anaxgum grubu için ilk kat 3 dk, ikinci kat 3dk; Nexco grubu için ilk kat 3dk, ikinci kat 11 dk polimerize edildi. Diğerlerinden farklı olarak ve firma önerisi olarak Nexco grubunda pembe opak materyali ilk kat uygulanıp polimerize edildikten sonra opak yüzeyinde açığa çıkan ve yüzeye parlak görünüm veren yağsı tabaka pamuk gazlı bez ile hafifçe bastırılıp çekilerek fazla yağsı tabaka beze emdirildi. İkinci kat opaktan

sonra da aynı işlem tekrarlanarak pembe kompozit uygulandı. Fazla kalan yağsı tabaka bağlantıyı bozabileceği için bu işleme özen gösterildi.

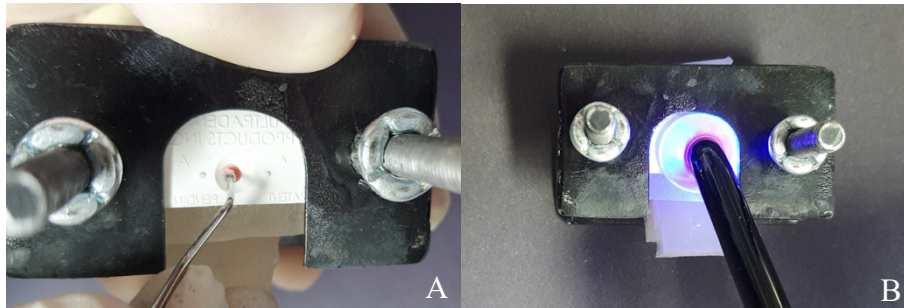
3.3.3 Pembe Kompozit Rezin Uygulaması

Örnekler bağlantı yüzey standardizasyonu için üretilen, örneği sabitleyen bir kelepçe ve 2.38 mm çapında 3 mm yüksekliğe sahip kalıptan oluşan bir kit (Ultradent Bonding Clamp and Bonding Mold Inserts, Utah, USA) içerisine yerleştirildi (Şekil 3.12).



Şekil 3.12 2.38 mm çap ve 3 mm yüksekliğe sahip plastik kalıp (A) (Bonding Mold Inserts, Ultradent) ve standardizasyon kitine örneğin yerleştirilmiş hali(B)

Pembe kompozit rezin iki katman olarak kalıbın içerisinde kondense edilerek her katman kablosuz bir ışık cihazı ile polimerize edildi (Şekil 3.13). Gradia Gum grubu için Gradia Gum Paste, Anaxgum grubu için Anaxgum Gingiva Paste, Nexco grubu için SR Nexco Paste pembe kompozit rezinler kullanılmıştır.



Şekil 3.13 Kompozit rezinin kalıba yerleştirilmesi (A) ve kablosuz ışık cihazı ile polimerizasyonu (B)

Daha sonra örnek kalıptan çıkarılarak tekrar laboratuvar tipi ışık cihazına yerleştirilerek kompozit rezinin final polimerizasyonu tamamlandı (Şekil 3.14). Final polimerizasyon süresi firma önerileri doğrultusunda Gradia Gum grubu için 3dk, Anaxgum ve Nexco grupları için 5 dk uygulanmıştır.



Şekil 3.14 Çalışmada kullanılan laboratuvar tipi ışık cihazı (A) ve yapım süreci bitmiş titanyum (B), zirkonya (C), modifiye PEEK (D) örnek

3.4 Örneklerin Suda Bekletilmesi ve Termal Döngü ile Yaşlandırılması

Pembe kompozit rezin uygulaması sonrası mevcut 270 örneğin yarısı, 135 örnek su içerisinde ve 37°C sıcaklıkta Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında bulunan etüv cihazında 24 saat bekletildi, ardından makaslama bağlanma dayanımı testi yapıldı (Şekil 3.15 A).

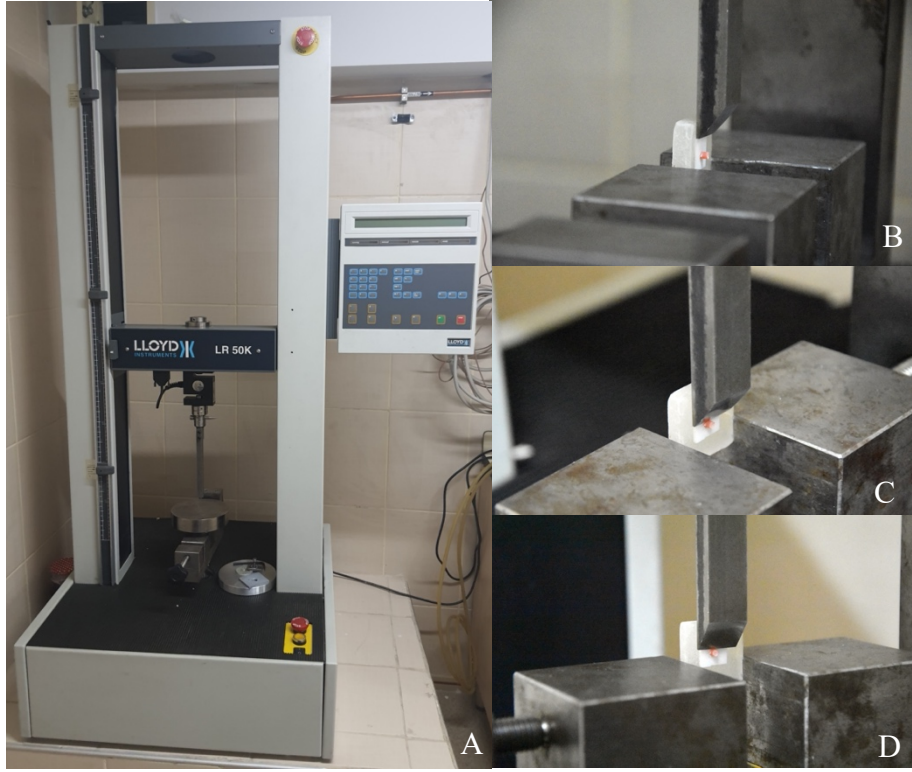


Şekil 3.15 Çalışmada kullanılan etüv (A) ve termal döngü cihazları (B)

Diğer 135 örneğe termal döngü ile yaşlandırma işleminin uygulanması için Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında bulunan termal döngü cihazı kullanıldı. Örneklerin önce soğuk suya batırılıp sonra sıcak suya batırılıp çıkarılması ile bir döngü tamamlanmaktadır. Örnekler, 5-55 (± 2) °C’de 10000 termal döngü uygulandı. Banyo tanklarında bekleme süresi 15 saniye, bir tanktan diğer tanka geçişin süresi 5 saniye olarak belirlendi (Şekil 3.15 B).

3.5 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması

Örneklerin bir kısmının suda bekletilmesi, bir kısmına da termal döngü ile yaşlandırma işleminin uygulanmasından sonra Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında bulunan universal test cihazı ile örnekler kuvvet uygulanarak makaslama bağlanma dayanımı testi gerçekleştirildi. Örneklerin bağlantı yüzeyi yere dik bir pozisyonda cihaza yerleştirilerek cihazın mandalları sıkılarak sabitlendi (Şekil 3.16).



Şekil 3.16 Çalışmada kullanılan üniversal test cihazı (A) ve örneklerin cihazda yerleşimi (B, C, D)

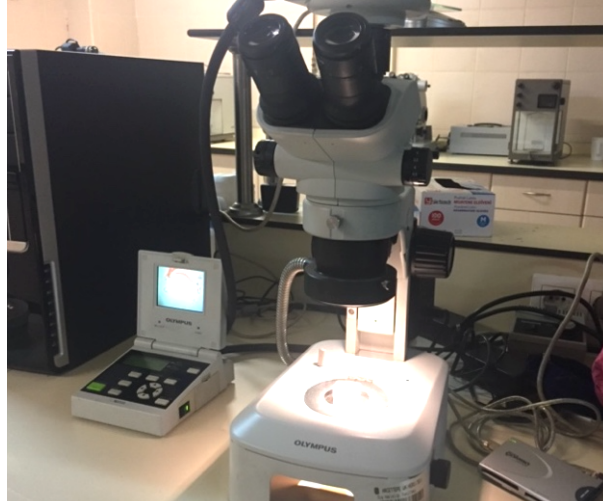
Bağlantı yüzeyine paralel ve 0.1 mm uzaklıkta olacak şekilde 0.5 mm uç kalınlığına sahip bıçak sırtı (knife-edge) uç ile örneklere kuvvet uygulandı. Kuvvet uygulama hızı 1 mm/dk olarak belirlendi. Bağlantı alanında başarısızlığın olduğu anda elde edilen kuvvet değeri Newton birimi ile kaydedildi. Elde edilen kuvvet değeri, bağlanma yüzeyinin alanına bölünerek değerler MPa olarak elde edildi (Formül 3.17).

$$S \text{ [Makaslama Bağlanma Dayanımı (MPa)]} = \frac{F \text{ [Kırılma anında elde edilen kuvvet (N)]}}{A \text{ [Bağlanma yüzey alanı (mm}^2\text{)]}} \quad (3.17)$$

3.6 Kopma Yüzeylerinin Stereoskopik Mikroskop ile Değerlendirilmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası örneklerin bağlantı yüzeyi stereomikroskop ile x40 büyütmede incelendi. Bunun için Hacettepe Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında bulunan stereomikroskop kullanıldı (Şekil 3.18). Bağlantı yüzeyinin başarısızlık şekli aşağıdaki gibi belirlendi:

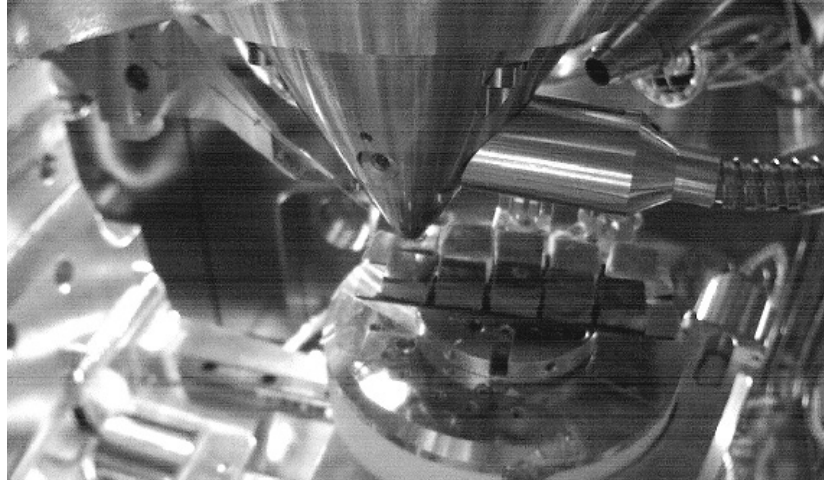
- Adeziv Başarısızlık: Alt yapı ile pembe opak arasında oluşan kopma
- Koheziv Başarısızlık: Pembe opak veya kompozit rezinin kendi içinde kopması
- Karma Tip Başarısızlık: Adeziv ve koheziv başarısızlığın beraber görülmesi



Şekil 3.18 Çalışmada kullanılan stereomikroskop

3.7 Bağlantının Başarısızlık Yüzeylerinin FIB-SEM ile Değerlendirilmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası örneklerin bağlantı yüzeyinin incelenmesi için Hacettepe Üniversitesi İleri Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan FIB-SEM cihazı kullanılmıştır. SEM analizi öncesinde aynı anda daha fazla örnek incelenebilmesi için örnekler akrilik rezinden çıkarılıp lamel üzerine çift taraflı karbon bant yardımı ile sabitlenip, örnek yüzeyleri 5 nm kalınlığında altın ile kaplanmıştır. SEM analizi görüntü parametreleri 6.00 kV, ışık yoğunluğu 7.00, tarama modu: analiz, büyütme:50x-200x şeklindedir (Şekil 3.19).



Şekil 3.19 Örneklerin FIB-SEM cihazında incelenmesi

3.8 İstatistiksel Analiz

Çalışmanın sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel analizi Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı tarafından IBM SPSS sürüm 23.0 paket programı kullanılarak yapılmıştır.

Nicel verilerin normal dağılım uygunluğuna sahip olup olmadığına Shapiro-Wilk testi ile bakılmıştır. Normal dağılım varsayımının sağlanması için R programında(91) “AID” paketi(92) kullanılarak Box-Cox dönüşümü gerçekleştirilmiştir. Dönüşüm sonrasında artıkların normal dağıldığı gözlenmiştir. Dönüşüm uygulanan veride IBM SPSS programında 3 yönlü ANOVA uygulanmıştır. Etkileşim istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır. Gruplar arası değerlendirmeler Pairwise Comparison testi ile yorumlanmıştır.

Elde edilen veriler yardımıyla tanımlayıcı istatistikler hesaplanmıştır (ortalama, standart sapma, vb.). Yapılan tüm istatistiksel analizlerde anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak belirlenmiştir.

4 BULGULAR

4.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Araştırmamızın %95 güven aralığında üç yönlü ANOVA analizine göre n=15 örnek sayısı ile test gücü %94,8 olarak bulunmuştur.

Yapılan 3 yönlü Anova analizi sonuçları Tablo 4.1'de verilmiştir.

Tablo 4.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı için 3 yönlü ANOVA testi değerleri

Etkenler	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	Partial Eta Squared
Yaşlandırma uygulaması	186,382	1	186,382	289,286	0,000	0,534
Pembe kompozit	50,046	2	25,023	38,839	0,000	0,236
Alt yapı materyali	20,786	2	10,393	16,131	0,000	0,113
Pembe kompozit * Yaşlandırma uygulaması	4,570	2	2,285	3,547	0,030	0,027
Alt yapı materyali * Yaşlandırma uygulaması	21,541	2	10,771	16,717	0,000	0,117
Pembe kompozit * Alt yapı materyali	30,879	4	7,720	11,982	0,000	0,160
Pembe kompozit * Alt yapı materyali * Yaşlandırma uygulaması	19,700	4	4,925	7,644	0,000	0,108
Error	162,359	252	0,644			
Total	2963,646	270				

3 yönlü Anova testi sonuğlarına göre yaşlandırma uygulamasının yapıp yapılmaması, kullanılan pembe kompozit ve alt yapı materyali, makaslama bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir.

Tüm etkenler arasında etki büyüklüğü en büyük olan faktör yaşlandırma uygulamasıdır. İkinci en büyük etkiye sahip faktör ise kullanılan pembe kompozit materyalidir. Kullanılan alt yapının etkisi daha düşük bulunmuştur.

Bütün grupların ikili karşılaştırılması, grupların ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.2 Kullanılan pembe kompozit, alt yapı materyali ve yaşlandırma öncesi ve sonrası gruplar arasındaki makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama, standart sapma değerleri ve ikili karşılaştırılması

Pembe Kompozit	24 Saat Suda Bekletilen Grup			Termal Yaşlandırma Yapılan Grup		
	Titanyum	Zirkonya	Modifiye PEEK	Titanyum	Zirkonya	Modifiye PEEK
	Ortalama \pm SS	Ortalama \pm SS	Ortalama \pm SS	Ortalama \pm SS	Ortalama \pm SS	Ortalama \pm SS
Gradia Gum	16,35 \pm 3,47	16,86 \pm 3,56	8,17 \pm 3,53	8,89 \pm 3,01	8,42 \pm 3,65	5,15 \pm 1,90
	Aax	Aax	Bax	Aay	Aay	Bay
Anaxgum	13,65 \pm 4,36	12,41 \pm 4,15	7,28 \pm 1,94	2,89 \pm 1,57	5,42 \pm 3,24	4,60 \pm 1,04
	Aax	Abx	Bax	Bby	Aby	Aay
Nexco	8,81 \pm 3,83	10,52 \pm 3,14	8,29 \pm 2,32	5,47 \pm 1,40	2,70 \pm 1,72	5,39 \pm 1,46
	Abx	Abx	Aax	Acy	Bcy	Aay

SS: Standart Sapma

Yatay yöndeki farklı büyük harfler, aynı yaşlandırma grubunda aynı pembe kompozit farklı altyapılar üzerine uygulandığında makaslama bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu gösterir ($P<0.05$).

Dikey yöndeki farklı küçük harfler, aynı yaşlandırma grubunda aynı alt yapı üzerine farklı pembe kompozit uygulandığında makaslama bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu gösterir ($P<0.05$).

Yatay yöndeki x, y harfleri, aynı pembe kompozit aynı altyapı üzerine uygulandığında termal yaşlandırma öncesi ve sonrası grupların makaslama bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu gösterir ($P<0.05$).

Grupların ortalama MPa değerleri sırasıyla 37°C su banyosunda 24 saat bekletilen örnekler için; pembe kompozit olarak Gradia Gum uygulanan, alt yapısı titanyum olan grupta 16,35 \pm 3,47; alt yapısı zirkonya olan grupta 16,86 \pm 3,56; alt yapısı modifiye PEEK olan grupta 8,17 \pm 3,53; pembe kompozit olarak Anaxgum uygulanan, alt yapısı titanyum olan grupta 13,65 \pm 4,36; alt yapısı zirkonya olan grupta 12,41 \pm 4,15; alt yapısı modifiye PEEK olan grupta 7,28 \pm 1,94; pembe kompozit olarak Nexco uygulanan, alt yapısı titanyum olan grupta 8,81 \pm 3,83; alt yapısı zirkonya

olan grupta $10,52 \pm 3,14$; alt yapısı modifiye PEEK olan grupta $8,29 \pm 2,32$; termal döngü ile yaşlandırılan örneklerden pembe kompozit olarak Gradia Gum uygulanan, alt yapısı titanyum olan grupta $8,89 \pm 3,01$; alt yapısı zirkonya olan grupta $8,42 \pm 3,65$; alt yapısı modifiye PEEK olan grupta $5,15 \pm 1,90$; pembe kompozit olarak Anaxgum uygulanan, alt yapısı titanyum olan grupta $2,89 \pm 1,57$; alt yapısı zirkonya olan grupta $5,42 \pm 3,24$; alt yapısı modifiye PEEK olan grupta $4,60 \pm 1,04$; pembe kompozit olarak Nexco uygulanan, alt yapısı titanyum olan grupta $5,47 \pm 1,40$; alt yapısı zirkonya olan grupta $2,70 \pm 1,72$; alt yapısı modifiye PEEK olan grupta $5,39 \pm 1,46$ olarak elde edilmiştir. En yüksek ortalama değer 37°C su banyosunda 24 saat bekletilen örneklerden pembe kompozit olarak Gradia Gum uygulanan, alt yapısı titanyum olan gruptan, en düşük ortalama değer ise termal döngü ile yaşlandırılan örneklerden pembe kompozit olarak Nexco uygulanan, alt yapısı zirkonya olan gruptan elde edilmiştir.

Aynı yaşlandırma grubunda aynı pembe kompozit farklı alt yapı üzerine uygulandığında alt yapı materyallerinin etkisi karşılaştırılmıştır. 24 saat suda bekletilen örneklerden kompozit olarak Gradia Gum uygulandığında alt yapı olarak modifiye PEEK, kompozit olarak Anaxgum uygulandığında alt yapı olarak modifiye PEEK anlamlı olarak daha düşük makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir. Kompozit olarak Nexco uygulandığında alt yapı materyalleri arasında anlamlı bir fark oluşmamıştır. Termal yaşlandırma uygulanan örneklerden kompozit olarak Gradia Gum uygulandığında alt yapı olarak modifiye PEEK, kompozit olarak Anaxgum uygulandığında alt yapı olarak titanyum, kompozit olarak Nexco uygulandığında alt yapı olarak zirkonya anlamlı olarak daha düşük makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir.

Aynı yaşlandırma grubunda farklı pembe kompozit aynı alt yapı üzerine uygulandığında kompozitlerin etkisi karşılaştırılmıştır. 24 saat suda bekletilen örneklerden alt yapı olarak titanyum uygulandığında pembe kompozit olarak Nexco anlamlı olarak düşük, alt yapı olarak zirkonya uygulandığında pembe kompozit olarak Gradia Gum anlamlı olarak yüksek makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir. Alt yapı olarak modifiye PEEK uygulandığında pembe kompozitler arasında anlamlı bir fark oluşmamıştır. Termal yaşlandırma uygulanan örneklerden alt yapı olarak titanyum ve zirkonya uygulandığında bütün pembe kompozitler birbirinden anlamlı

olarak farklı değerler göstermiştir. Titanyum alt yapı için Gradia Gum en yüksek, Anaxgum en düşük; zirkonya alt yapı için Gradia Gum en yüksek, Nexco en düşük bağlanma dayanımı değerlerini göstermiştir. Alt yapı olarak modifiye PEEK uygulandığında pembe kompozitler arasında anlamlı bir fark oluşmamıştır.

Aynı kompozit ve aynı alt yapı materyali kullanılan bütün gruplarda termal yaşlandırma işlemi makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin anlamlı şekilde düşmesine neden olmuştur.

4.2 Stereomikroskop Görüntülerinin Değerlendirilmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası kırılan örneklerin bağlantı yüzeyleri ve başarısızlık tipleri x40 büyütme altında incelenmiştir. Örneklerin başarısızlık tiplerinin incelenmesi için Hacettepe Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi'nde bulunan stereomikroskop kullanılmıştır.

Tablo 4.3 Örneklerin başarısızlık tipleri

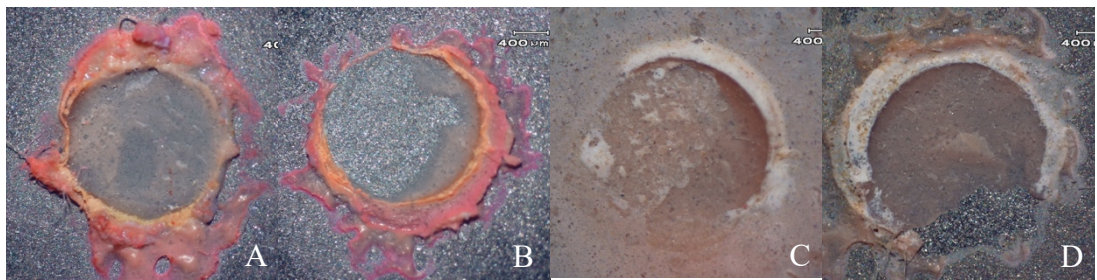
		24 Saat Suda Bekletilen Grup			Termal Yaşlandırma Yapılan Grup		
		Adeziv	Koheziv	Karma	Adeziv	Koheziv	Karma
Gradia Gum	Titanyum	-	1	14	-	1	14
	Zirkonya	-	1	14	2	1	12
	Modifiye PEEK	10	-	5	7	-	8
Anaxgum	Titanyum	-	-	15	7	-	8
	Zirkonya	-	3	12	4	1	10
	Modifiye PEEK	6	-	9	12	-	3
Nexco	Titanyum	-	5	10	-	2	13
	Zirkonya	-	2	13	5	-	10
	Modifiye PEEK	10	-	5	8	1	6

37 °C su banyosunda 24 saat bekletildikten sonra makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanan gruplardan; Gradia Gum uygulanan grupta titanyum örneklerde 1 koheziv, 14 karma tip başarısızlık; zirkonya örneklerde 1 koheziv, 14

karma tip başarısızlık; modifiye PEEK örneklerde 10 adeziv, 5 karma tip başarısızlık; Anaxgum uygulanan grupta titanyum örneklerin hepsinde karma tip başarısızlık; zirkonya örneklerde 3 koheziv, 12 karma tip başarısızlık; modifiye PEEK örneklerde 6 adeziv, 9 karma tip başarısızlık; Nexco uygulanan grupta titanyum örneklerde 5 koheziv, 10 karma tip başarısızlık; zirkonya örneklerde 2 koheziv, 13 karma tip başarısızlık; modifiye PEEK örneklerde 10 adeziv, 5 karma tip başarısızlık gözlenmiştir.

10000 termal döngü uygulandıktan sonra makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanan gruplardan; Gradia Gum uygulanan grupta titanyum örneklerde 1 koheziv, 14 karma tip başarısızlık; zirkonya örneklerde 2 adeziv, 1 koheziv, 12 karma tip başarısızlık; modifiye PEEK örneklerde 7 adeziv, 8 karma tip başarısızlık; Anaxgum uygulanan grupta titanyum örneklerde 7 adeziv, 8 karma tip başarısızlık; zirkonya örneklerde 4 adeziv, 1 koheziv, 10 karma tip başarısızlık; modifiye PEEK örneklerde 12 adeziv, 3 karma tip başarısızlık; Nexco uygulanan grupta titanyum örneklerde 2 koheziv, 13 karma tip başarısızlık; zirkonya örneklerde 5 adeziv, 10 karma tip başarısızlık; modifiye PEEK örneklerde 8 adeziv, 1 koheziv, 6 karma tip başarısızlık gözlenmiştir.

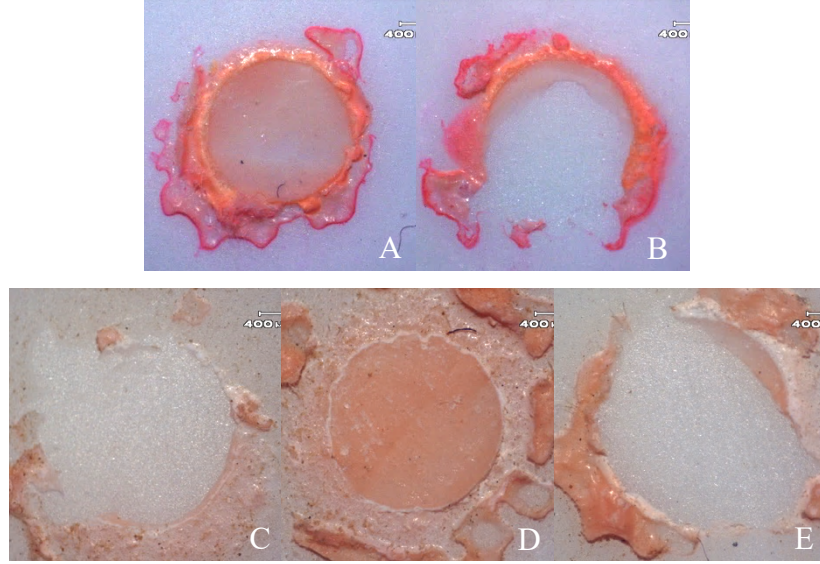
4.2.1 Gradia Gum Kompozit Uygulanan Örneklerin Stereomikroskop Görüntüleri



Şekil 4.1 Pembe kompozit olarak Gradia Gum, alt yapı olarak titanyum kullanılan örnek grubunda gözlemlenen koheziv (A, C) ve karma tip (B, D) başarısızlık örnekleri

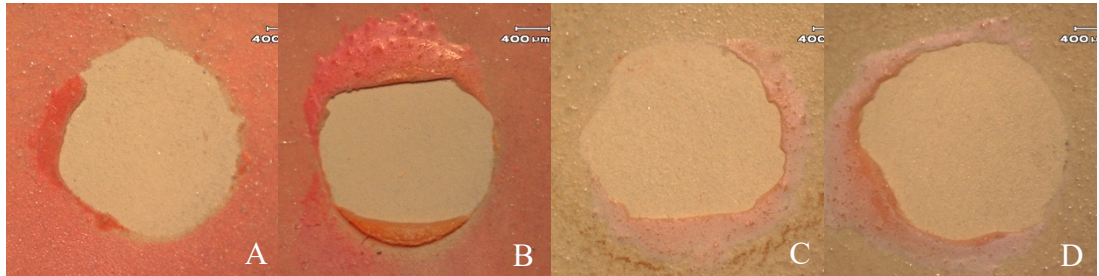
Gradia Gum kompozit uygulanan örneklerden alt yapı olarak titanyum kullanılan örneklerin (Şekil 4.1) su banyosunda 24 saat bekletilen yarısında 1 koheziv

tip başarısızlık (A), 14 karma tip başarısızlık (B); termal döngü uygulanan yarısında 1 koheziv tip başarısızlık (C), 14 karma tip başarısızlık (D) gözlenmiştir.



Şekil 4.2 Pembe kompozit olarak Gradia Gum, alt yapı olarak zirkonya kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (C), koheziv (A, D) ve karma tip (B, E) başarısızlık örnekleri

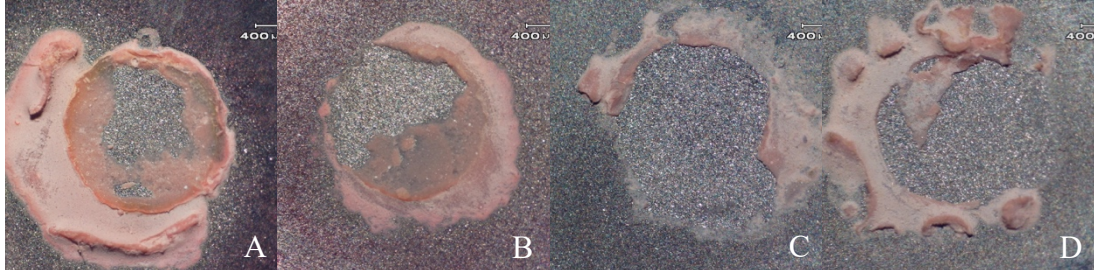
Gradia Gum kompozit uygulanan örneklerden alt yapı olarak zirkonya kullanılan örneklerin (Şekil 4.2) su banyosunda 24 saat bekletilen yarısında 1 koheziv tip başarısızlık (A), 14 karma tip başarısızlık (B); termal döngü uygulanan yarısında 2 adeziv tip başarısızlık (C), 1 koheziv tip başarısızlık (D), 12 karma tip başarısızlık (E) gözlenmiştir.



Şekil 4.3 Pembe kompozit olarak Gradia Gum, alt yapı olarak modifiye PEEK kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (A, C) ve karma (B, D) tip başarısızlık örnekleri

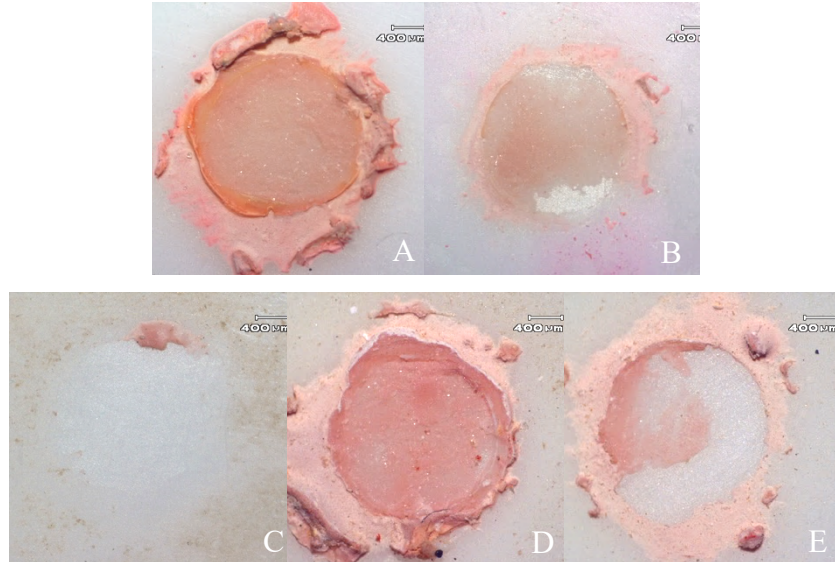
Gradia Gum kompozit uygulanan örneklerden alt yapı olarak modifiye PEEK kullanılan örneklerin (Şekil 4.3) su banyosunda 24 saat bekletilen yarısında 10 adeziv tip başarısızlık (A), 5 karma tip başarısızlık (B); termal döngü uygulanan yarısında 7 adeziv tip başarısızlık (C), 8 karma tip başarısızlık (D) gözlenmiştir.

4.2.2 Anaxgum Kompozit Uygulanan Örneklerin Stereomikroskop Görüntüleri



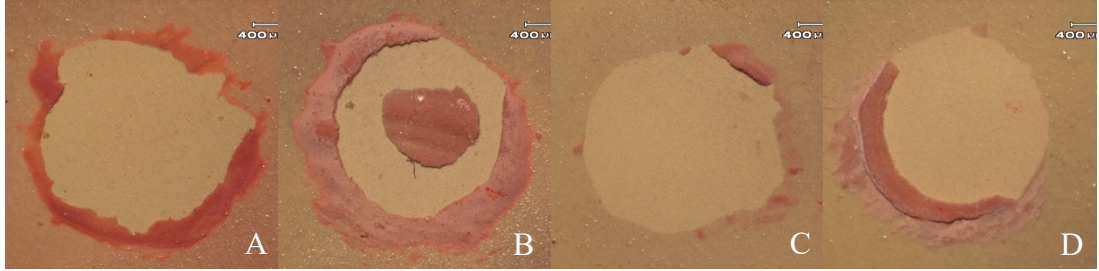
Şekil 4.4 Pembe kompozit olarak Anaxgum, alt yapı olarak titanyum kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (C) ve karma (A, B, D) tip başarısızlık örnekleri

Anaxgum kompozit uygulanan örneklerden alt yapı olarak titanyum kullanılan örneklerin (Şekil 4.4) su banyosunda 24 saat bekletilen yarısında 15 karma tip başarısızlık (A, B); termal döngü uygulanan yarısında 7 adeziv tip başarısızlık (C), 8 karma tip başarısızlık (D) gözlenmiştir.



Şekil 4.5 Pembe kompozit olarak Anaxgum, alt yapı olarak zirkonya kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (C), koheziv (A, D) ve karma (B, E) tip başarısızlık örnekleri

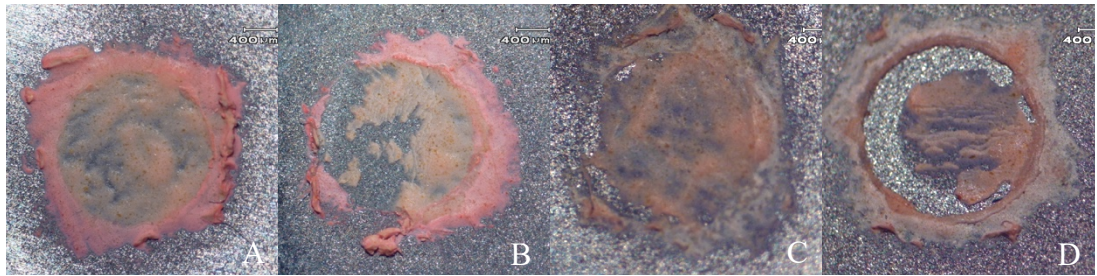
Anaxgum kompozit uygulanan örneklerden alt yapı olarak zirkonya kullanılan örneklerin (Şekil 4.5) su banyosunda 24 saat bekletilen yarısında 3 koheziv tip başarısızlık (A), 12 karma tip başarısızlık (B); termal döngü uygulanan yarısında 4 adeziv tip başarısızlık (C), 1 koheziv tip başarısızlık (D), 10 karma tip başarısızlık (E) gözlenmiştir.



Şekil 4.6 Pembe kompozit olarak Anaxgum, alt yapı olarak modifiye PEEK kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (A, C) ve karma (B, D) tip başarısızlık örnekleri

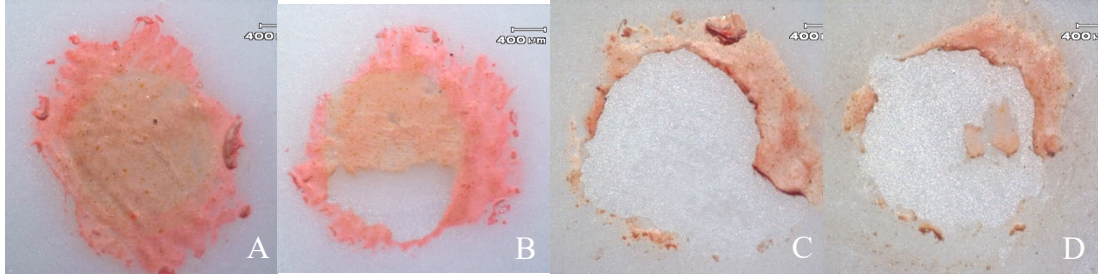
Anaxgum kompozit uygulanan örneklerden alt yapı olarak modifiye PEEK kullanılan örneklerin (Şekil 4.6) su banyosunda 24 saat bekletilen yarısında 6 adeziv tip başarısızlık (A), 9 karma tip başarısızlık (B); termal döngü uygulanan yarısında 12 adeziv tip başarısızlık (C), 3 karma tip başarısızlık (D) gözlenmiştir.

4.2.3 Nexco Kompozit Uygulanan Örneklerin Stereomikroskop Görüntüleri



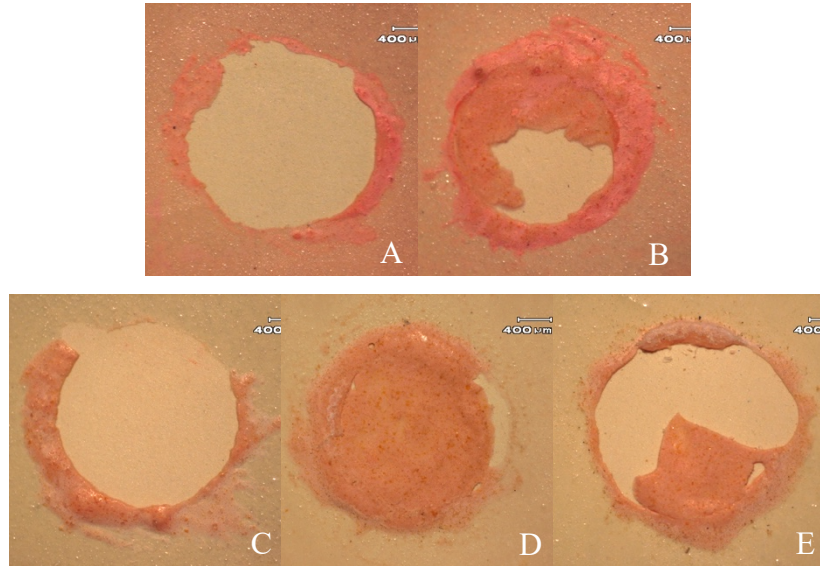
Şekil 4.7 Pembe kompozit olarak Nexco, alt yapı olarak titanyum kullanılan örnek grubunda gözlemlenen koheziv (A, C) ve karma (B, D) tip başarısızlık örnekleri

Nexco kompozit uygulanan örneklerden alt yapı olarak titanyum kullanılan örneklerin (Şekil 4.7) su banyosunda 24 saat bekletilen yarısında 5 koheziv tip başarısızlık (A), 10 karma tip başarısızlık (B); termal döngü uygulanan yarısında 2 koheziv tip başarısızlık (C), 13 karma tip başarısızlık (D) gözlenmiştir.



Şekil 4.8 Pembe kompozit olarak Nexco, alt yapı olarak zirkonya kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (C), koheziv (A) ve karma (B, D) tip başarısızlık örnekleri

Nexco kompozit uygulanan örneklerden alt yapı olarak zirkonya kullanılan örneklerin (Şekil 4.8) su banyosunda 24 saat bekletilen yarısında 2 koheziv tip başarısızlık (A), 13 karma tip başarısızlık (B); termal döngü uygulanan yarısında 5 adeziv tip başarısızlık (C), 10 karma tip başarısızlık (D) gözlenmiştir

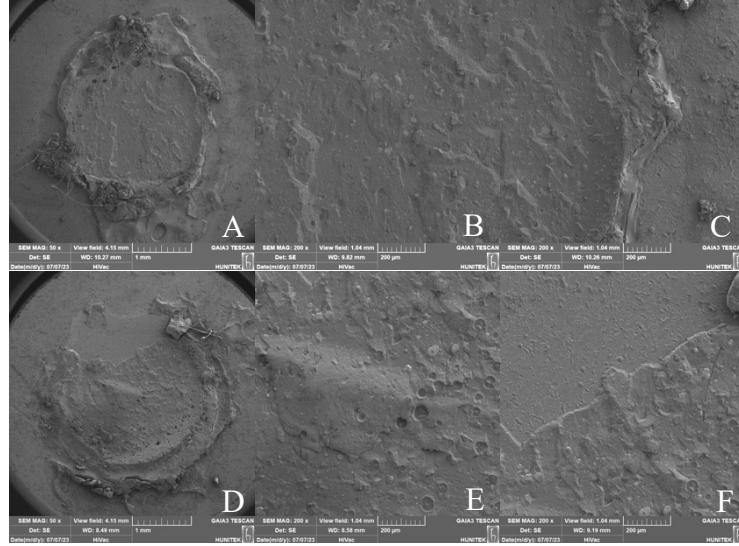


Şekil 4.9 Pembe kompozit olarak Nexco, alt yapı olarak modifiye PEEK kullanılan örnek grubunda gözlemlenen adeziv (A, C), koheziv (D) ve karma tip (B, E) başarısızlık örnekleri

Nexco kompozit uygulanan örneklerden alt yapı olarak modifiye PEEK kullanılan örneklerin (Şekil 4.9) su banyosunda 24 saat bekletilen yarısında 10 adeziv tip başarısızlık (A), 5 karma tip başarısızlık (B); termal döngü uygulanan yarısında 8 adeziv tip başarısızlık (C), 1 koheziv tip başarısızlık (D), 6 karma tip başarısızlık (E) gözlenmiştir.

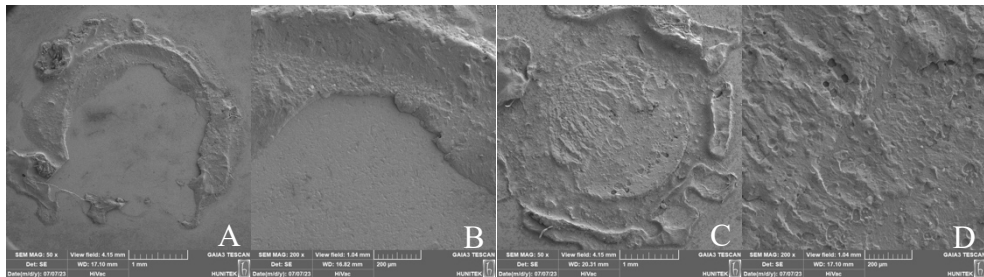
4.3 Örneklerin FIB-SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi

4.3.1 Gradia Gum Kompozit Uygulanan Örneklerin FIB-SEM Görüntüleri



Şekil 4.10 Gradia Gum kompozit ve titanyum alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, koheziv (A, B, C) ve karma (D, E, F) tip başarısızlık

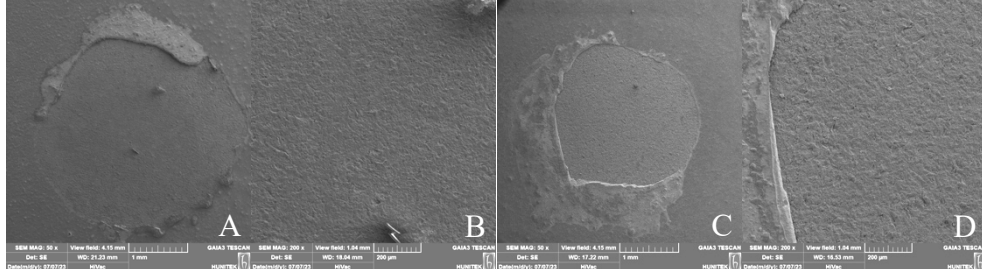
Pembe kompozit olarak Gradia Gum, alt yapı materyali olarak titanyum uygulanan gruptan 24 saat suda bekletilen (Şekil 4.10 A, B, C) ve termal döngü ile yaşlandırma uygulanan örnekler (Şekil 4.10 D, E, F) x50 ve x200 büyütmede FIB-SEM cihazı ile incelenmiştir.



Şekil 4.11 Gradia Gum kompozit ve zirkonya alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, koheziv(C) ve karma(A) tip başarısızlık

Pembe kompozit olarak Gradia Gum, alt yapı materyali olarak zirkonya uygulanan gruptan 24 saat suda bekletilen (Şekil 4.11 A, B) ve termal döngü ile

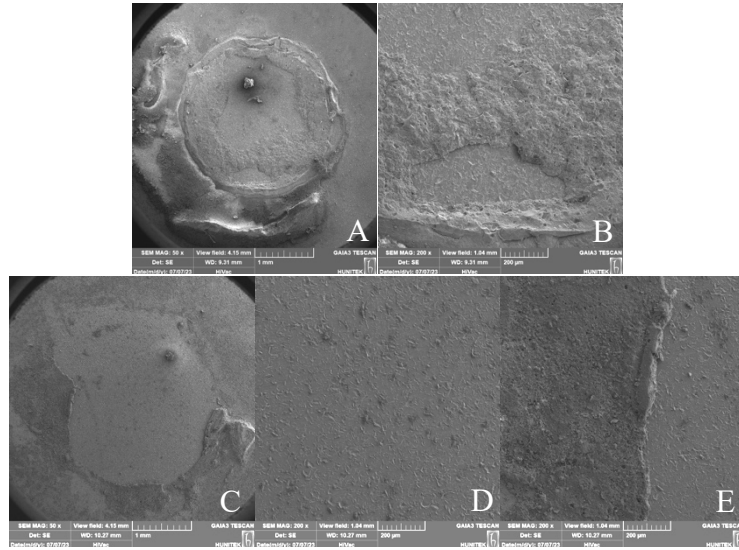
yaşlandırma uygulanan örnekler (Şekil 4.11 C, D) x50 ve x200 büyütmede FIB-SEM cihazı ile incelenmiştir.



Şekil 4.12 Gradia Gum kompozit ve modifiye PEEK alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, adeziv (A, B, C, D) tip başarısızlık

Pembe kompozit olarak Gradia Gum, alt yapı materyali olarak modifiye PEEK uygulanan gruptan 24 saat suda bekletilen (Şekil 4.12 A, B) ve termal döngü ile yaşlandırma uygulanan örnekler (Şekil 4.12 C, D) x50 ve x200 büyütmede FIB-SEM cihazı ile incelenmiştir.

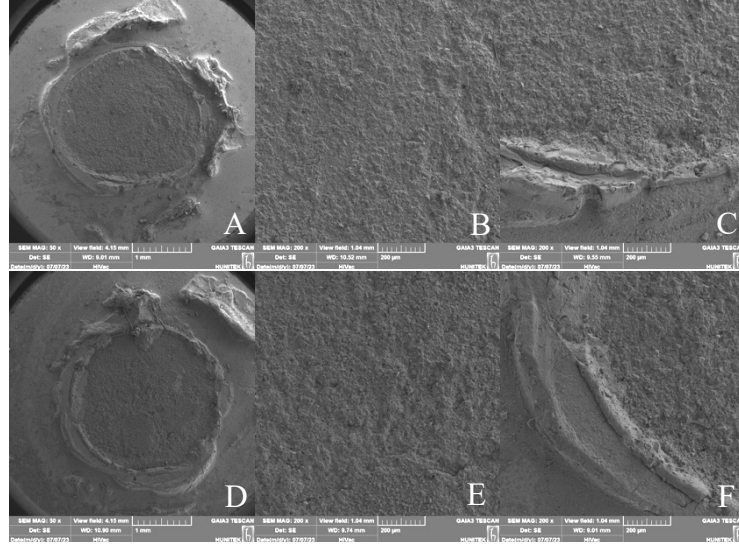
4.3.2 Anaxgum Kompozit Uygulanan Örneklerin FIB-SEM Görüntüleri



Şekil 4.13 Anaxgum kompozit ve titanyum alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, adeziv (C, D, E) ve karma (A, B) tip başarısızlık

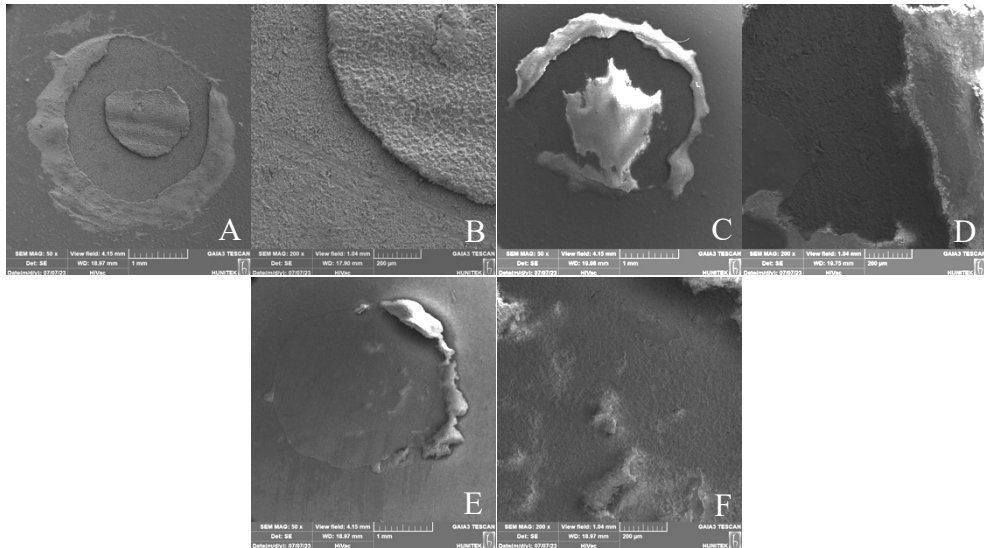
Pembe kompozit olarak Anaxgum, alt yapı materyali olarak titanyum uygulanan gruptan 24 saat suda bekletilen (Şekil 4.13 A, B) ve termal döngü ile

yaşlandırma uygulanan örnekler (Şekil 4.13 C, D, E) x50 ve x200 büyütmede FIB-SEM cihazı ile incelenmiştir.



Şekil 4.14 Anaxgum kompozit ve zirkonya alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, koheziv (A, B, C, D, E, F) tip başarısızlık

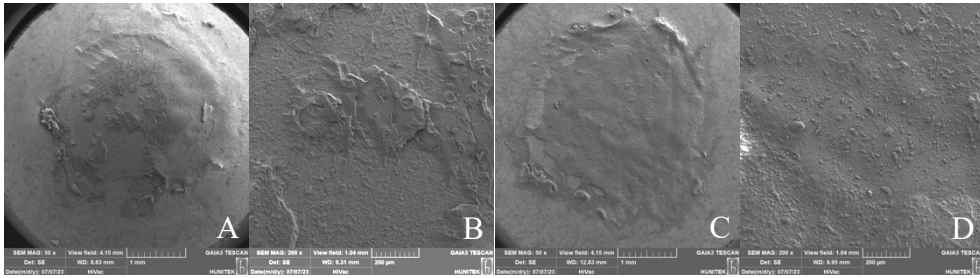
Pembe kompozit olarak Anaxgum, alt yapı materyali olarak zirkonya uygulanan gruptan 24 saat suda bekletilen (Şekil 4.14 A, B, C) ve termal döngü ile yaşlandırma uygulanan örnekler (Şekil 4.14 D, E, F) x50 ve x200 büyütmede FIB-SEM cihazı ile incelenmiştir.



Şekil 4.15 Anaxgum kompozit ve modifiye PEEK alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, adeziv (E, F) ve karma (A, B, C, D) tip başarısızlık

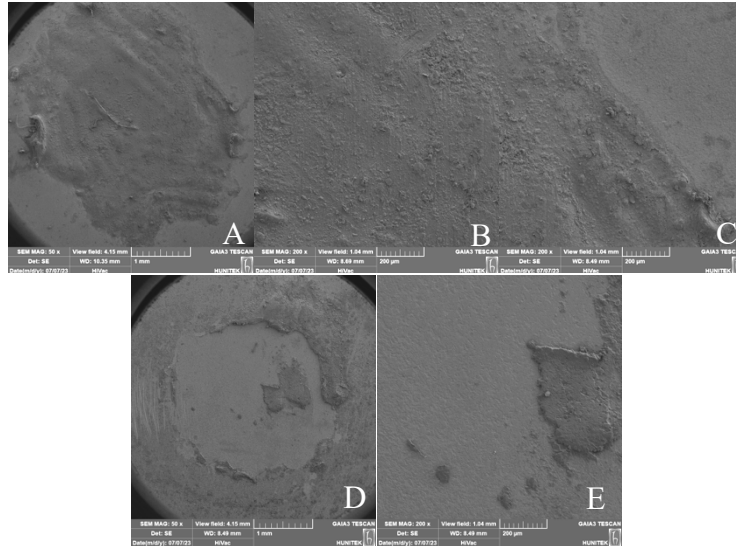
Pembe kompozit olarak Anaxgum, alt yapı materyali olarak modifiye PEEK uygulanan gruptan 24 saat suda bekletilen (Şekil 4.15 A, B, C, D) ve termal döngü ile yaşlandırma uygulanan örnekler (Şekil 4.15 E, F) x50 ve x200 büyütmede FIB-SEM cihazı ile incelenmiştir. Modifiye PEEK alt yapı materyali için kumlama işleminin yetersiz kaldığı ve yüzeyde zımpara izlerinin mevcudiyeti (B) görülmektedir.

4.3.3 Nexco Kompozit Uygulanan Örneklerin FIB-SEM Görüntüleri



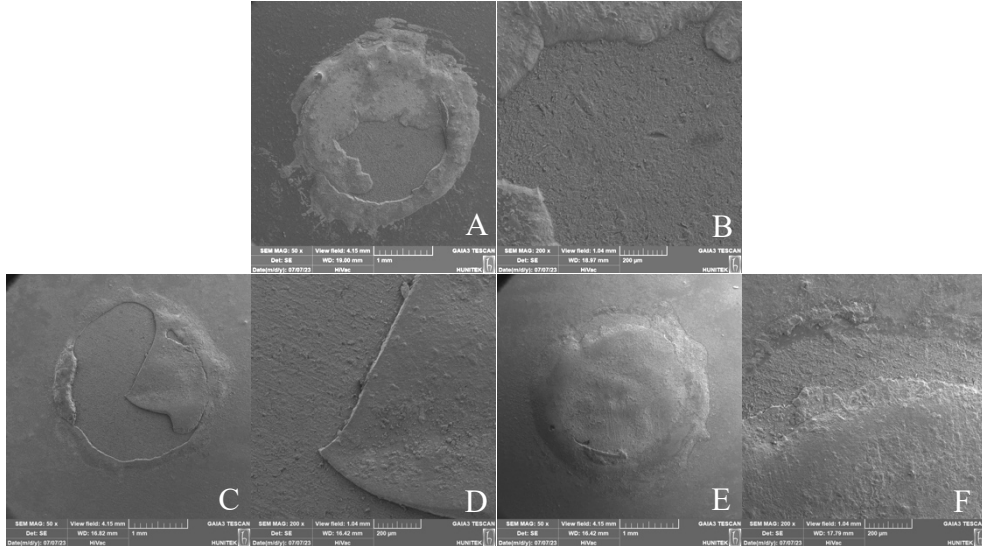
Şekil 4.16 Nexco kompozit ve titanyum alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, koheziv (C, D) ve karma tip (A, B) başarısızlık

Pembe kompozit olarak Nexco, alt yapı materyali olarak titanyum uygulanan gruptan 24 saat suda bekletilen (Şekil 4.16 A, B) ve termal döngü ile yaşlandırma uygulanan örnekler (Şekil 4.16 C, D) x50 ve x200 büyütmede FIB-SEM cihazı ile incelenmiştir.



Şekil 4.17 Nexco kompozit ve zirkonya alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü, koheziv (A, B, C) ve karma (D, E) tip başarısızlık

Pembe kompozit olarak Nexco, alt yapı materyali olarak zirkonya uygulanan gruptan 24 saat suda bekletilen (Şekil 4.17 A, B, C) ve termal döngü ile yaşlandırma uygulanan örnekler (Şekil 4.17 D, E) x50 ve x200 büyütmede FIB-SEM cihazı ile incelenmiştir.



Şekil 4.18 Nexco kompozit ve modifiye PEEK alt yapı uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası FIB-SEM görüntüsü koheziv (E, F) ve karma (A, B, C, D) tip başarısızlık

Pembe kompozit olarak Nexco, alt yapı materyali olarak modifiye PEEK uygulanan gruptan 24 saat suda bekletilen (Şekil 4.18 A, B) ve termal döngü ile yaşlandırma uygulanan örnekler (Şekil 4.18 C, D, E, F) x50 ve x200 büyütmede FIB-SEM cihazı ile incelenmiştir.

5 TARTIŞMA

Çeşitli nedenlerle diş kaybı olduğunda diş destekleyen alveolar kemikte ve yumuşak dokuda horizontal ve vertikal yönde kayıp oluşur. Bu kayıp ciddi miktarda olursa, özellikle estetik bölgede sabit bir protetik restorasyon planlandığında sadece dişlerin restore edilmesi ile uygun estetik sonuç elde edilemeyebilir. Yumuşak dokular cerrahi işlemler ile rekonstrükte edilemediğinde protetik olarak diş etini restore etmek, avantajlarıyla beraber ağız içerisinde beyaz ve pembe estetiğin uyumunu da sağlar(1).

Protetik olarak diş eti restorasyonu için kullanılabilir malzemelerden pembe kompozitin birçok avantajı bulunmaktadır. Hem direkt ağız içi kullanım hem de laboratuvarında kullanım için farklı çeşitleri vardır. Uygulaması ve gerektiğinde tamir işlemi hasta başında yapılabilir, sonuçlar diş eti renkli porselene göre daha ön görülebilir(67). Porselenler gibi fırınlanmasına gerek yoktur, bu nedenle fırınlanamayan modifiye PEEK gibi alt yapı materyali ile beraber de kullanılabilir(73). Çeşitli nedenlerle restorasyonun servikal sınırları ile hastanın diş eti arasında uyumsuzluk oluştuğunda protezin çıkarılması ve pembe kompozit rezin ile ilave yapılması kolaylık sağlarken estetik sonuçların korunmasını da sağlar(93).

Bir protezde yumuşak dokuları restore eden pembe kompozit materyali oklüzal yüke direkt olarak maruz kalmadığı için daha az komplikasyon beklenebilir. Ancak mekanik stres oklüzal yüzeyden servikal bölgeye iletilebilir ve materyalde kırılmaya neden olabilir(94). Restorasyonlarda kaplama materyalinin kırılması ve atması klinikte sıklıkla karşılaşılan sorunlardan biridir(95). Pembe kompozit rezin ile kırılan kısmın kolay bir şekilde tamiri mümkün olmaktadır.

Sabit protezler için kullanılan alt yapı materyallerinde gelişmelerin olması ile, sadece düşük ısı porseleni ile kullanılabilen titanyum için kompozitlerin alternatif oluşturması, kaplama porseleni gerektirmeyen yeni nesil saydamlığı artırılmış zirkonyalar ile tam ark implant destekli hibrit protezlerin yapılması, modifiye PEEK gibi materyallerin alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlaması ile pembe kompozit rezinlerin kullanım sıklığının her geçen gün artması beklenmektedir. Bu nedenle pembe kompozitlerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi ve anlaşılması klinik uygulamalarda doğru bir şekilde kullanılması için gereklidir. Sabit

restorasyonlarda sıklıkla kullanılan feldspatik porselen, metal alaşımlar, zirkonya, modifiye PEEK gibi diğer materyallere bağlanma kuvvetinin anlaşılması pembe kompozit rezinin uygulanabilirliğine karar vermek için önemlidir(75).

Bir protetik restorasyonun uzun süreli başarısı için alt yapı materyali ile kaplama materyali arasında kuvvetli bir bağlanma dayanımı olmalıdır. Kompozit rezinlerin diğer materyallere bağlanma dayanımı ve bu dayanımı artırma ile ilgili çalışmalar uzun süredir yapılmaktadır. Buna rağmen daha önceki çalışmaların çoğunda diş renginde kompozit rezin kullanıldığı için literatürde pembe kompozit rezin hakkında limitli sayıda çalışma vardır. Çalışmamızda pembe estetiği sağlamak amacıyla kullanılan farklı pembe kompozit materyallerinin sabit restorasyonlarda güncel olarak kullanılan farklı alt yapı materyalleri ile makaslama bağlanma dayanımı ve termal yaşlandırmanın bu dayanıma etkisi değerlendirilmiştir.

Pembe kompozitlerin kesme bağlanma dayanımına farklı alt yapı materyallerinin etkisini incelediğimizde, alt yapı materyali seçiminin istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturduğu görülmüştür. Bu nedenle çalışmamızın birinci sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Kompozit olarak Gradia Gum termal yaşlandırma öncesi ve sonrasında alt yapı materyali olarak titanyum ve zirkonya ile benzer, modifiye PEEK ile farklı olarak en düşük bağlanma dayanımını göstermiştir. Bu düşük bağlanma dayanımının nedeni modifiye PEEK materyali için 1.5 bar basınçla kumlama işlemi ile oluşan yüzey mikro porözitesinin yetersiz kalması olabilir.

Termal yaşlandırma öncesi Anaxgum ile modifiye PEEK alt yapının bağlanma dayanımı anlamlı olarak daha düşük değer gösterse de titanyum alt yapının bağlanma dayanımı değerleri termal yaşlandırma sonrası diğer iki gruptan çok daha fazla azalmış ve en düşük değeri göstermiştir. Anaxgum için titanyum alt yapıda bağlanma dayanımı değerlerinin daha düşük olması, bağlantıyı artırmak için opak öncesinde primer olarak uygulanan Metal Bonder'ın suya ve yaşlandırma işlemlerine karşı diğer primerlerden daha hassas olma ihtimalini düşündürmektedir.

Çalışmamızda Nexco kompozit ile bütün alt yapılar arasında genel olarak diğer iki kompozite göre daha düşük bağlanma dayanımı elde edilmiştir. Nexco kompozit için opak uygulaması yapılırken polimerizasyon sonrası opak yüzeyinde yağsı bir tabaka çıkmaktadır. Firma önerileri doğrultusunda pamuk bir bez ile hafifçe bastırılıp çekilerek bu tabaka temizlenmiştir ancak yine de düşük bağlantının sebebi opak materyalinin bu özelliğine bağlı olabilir.

Çalışmamızda aynı alt yapı üzerine farklı pembe kompozitler uygulandığında makaslama bağlanma dayanımının nasıl etkilendiğini incelediğimizde, pembe kompozit seçiminin titanyum ve zirkonya alt yapılar için istatistiksel olarak anlamlı bir farka neden olduğu görülmüştür. Bu nedenle çalışmamızın ikinci sıfır hipotezi de reddedilmiştir.

Alt yapı materyali olarak titanyum kullanıldığında kompozit olarak Nexco ile termal yaşlandırma öncesi anlamlı olarak daha düşük bağlanma değerleri elde edilse de termal yaşlandırma sonrası bütün değerler birbirinden anlamlı olarak farklı, Gradia Gum en yüksek, Anaxgum ise en düşük bağlanma dayanımı değerlerini gösteren grup olmuştur. Termal yaşlandırma sonrası Anaxgum için bağlanma dayanımının çok azalmasının nedeni, primer olarak kullanılan Metal Bonder'ın yaşlandırma işlemine karşı daha hassas olması olabilir.

Zirkonya için Gradia Gum kompozit termal yaşlandırma öncesi ve sonrası en yüksek, Nexco en düşük bağlanma dayanımını göstermiştir. Düşük bağlanma dayanımının nedeni Nexco kompozit için opak uygulaması sırasında açığa çıkan ve pamuk bez ile temizlenen yağsı tabaka olabilir.

Modifiye PEEK alt yapı için ise termal yaşlandırma öncesi Anaxgum, yaşlandırma sonrası Nexco değerleri nispeten düşük olsa da hiçbir kompozit bağlanma dayanımı değerinde anlamlı bir fark göstermemiştir. Modifiye PEEK alt yapısında kumlama sonrası firma önerisi doğrultusunda bütün kompozit grupları için aynı primer ajanın kullanılması benzer değerlerin elde edilmesine neden olmuş olabilir.

Çalışmamızda termal döngü ile yaşlandırma sonrasında bütün grupların makaslama bağlanma dayanımı değerleri sadece 24 saat suda bekletilen gruba göre

istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha düşük çıkmıştır. Bu nedenle çalışmamızın üçüncü sıfır hipotezi de reddedilmiştir.

Pembe kompozitler ile alt yapı materyaller arasındaki bağlanma mikro mekanik, kimyasal veya bunların kombinasyonu ile olabilir(96, 97). Çalışmamızda bütün alt yapı materyalleri firma önerisi doğrultusunda 110 µm Al₂O₃ tozları ile kumlanmıştır. Kumlama cihazının basıncı firma önerisine göre titanyum ve zirkonya için 3 bar, modifiye PEEK için 1.5 bar olarak ayarlanmıştır. Al₂O₃ tozlarıyla kumlama ile yüzey pürüzlendirilerek bağlanma alanı artırılır. Ek olarak parçacıkların bir bölümü yüzeye gömülürken bazı oksit yapıları açıkta kalır. Kumlama sonrası yüzeye uygulanan primer ajanının içerisindeki maddeler hem kumlanan yüzey hem de yüzeye gömülen parçacıkların açıktaki oksit yapıları ile etkileşime geçerek kimyasal yolla bağlanma dayanımını artırır(67).

Kullanılan adeziv sistem pembe kompozit ile alt yapı materyali arasındaki kimyasal bağı etkilemektedir(96). Çalışmamızda her pembe kompozit için üretici firmanın önerdiği primer ajanı kullanılmıştır. Literatürde G-Multi Primer içerisinde kullanılan γ-MPTS'nin kumlanmış seramik yüzeylerde kimyasal bağlanma için yüzey ıslanabilirliğini iyileştirdiğini bildiren çalışmalar mevcuttur(98). Kumlama sonrası metal ve zirkonya yüzeye G-Multi Primer ve SR Link uygulaması rezin-metal/zirkonya bağı arttırır. Zirkon Bonder, Metal Bonder ve SR Link primeri içerisindeki asitin fosforik grubu ve G-Multi Primer içerisindeki MDP maddesi, titanyum ve zirkonya yüzeyindeki metal oksit ile bir fosfat bağı oluşturarak kompozit rezin ile metal/zirkonya arasındaki bağlantıyı artırıcı bir ajandır(99, 100). İçerdiği yüksek düzeyde hidrofobik alifatik karbon zinciri, SR Link'in hidrolitik stabilitesini sağlar(101). Yine literatürde yapılan bazı çalışmalarda, metakrilat içerikli visio.link'in bağlanma dayanımını artırmak için modifiye PEEK yüzeyini modifiye etme konusunda yüksek bir kapasiteye sahip olduğu gösterilmiştir(102, 103).

Çalışmamızda örneklerin yarısına termal döngü ile yaşlandırma işlemi uygulanmış ve makaslama bağlanma dayanımına etkisi incelenmiştir. Termal döngü ile yaşlandırma, klinik yaşlanma sürecini simüle etmek için bir prosedür olarak in vitro çalışmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Literatürde termal yaşlandırmanın genellikle kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinde önemli bir bozulmaya yol açtığı

bildirilmiştir(104). Kompozit rezinlerde termal döngü ile yaşlandırma işlemi sıcaklık değişimleriyle, organik matrikste veya doldurucu-matriks arayüzünde bozulmaya ve matriksin su emme oranında artışa neden olarak silan bağının hidrolizine neden olmaktadır(105). Organik matriks monomeri olarak hidrofilik monomerler içeren kompozit rezinler, su penetrasyonuna daha kolay izin verdikleri için matriks bozunmasına karşı daha hassastır(106, 107). Literatürde birçok çalışmada farklı termal yaşlandırma protokolü uygulanmıştır ve termal yaşlandırma işleminin rezin yapıyı zayıflatarak bağlanma dayanımını azalttığına dair görüş birliği mevcuttur(106, 107). Çalışmamızın sonuçlarında termal yaşlandırmanın makaslama bağlanma dayanımını azalttığı bulunmuştur, sonuçlar literatürle paralellik göstermektedir.

2003 yılında Lim ve ark.'nın farklı titanyum alaşımları ile diş rengine kompozit rezinlerin makaslama bağlanma dayanımına farklı yüzey işlemlerini değerlendirdikleri bir çalışmada; titanyum yüzeyleri 50 µm ile kumlanmış, primer ajan uygulanmasından sonra bağlanma yüzey alanı çapı 5 mm olacak şekilde kompozit rezin uygulaması yapılmıştır. Yaşlandırma yapılmadan, 0,2 mm/dk hızla örnekler kuvvet uygulanmış ve 50 µm Al₂O₃ tozu ile kumlanan Ti-6Al-4V alaşımı için makaslama bağlanma dayanımı değerleri 14,28 ±2,62 MPa olarak bulunmuştur(108). Bizim çalışmamızda titanyum alt yapı ile pembe kompozit bağlanma dayanımı değerleri benzer sonuçlar göstermiştir (Gradia Gum 16,35 ±3,47; Anaxgum 13,65 ±4,36, Nexco 8,81 ±3,83 MPa).

An ve ark. 2011 yılında diş rengi ve pembe kompozitlerin feldspatik porselen, baz metal alaşımı ve zirkonya ile makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Örnekler 50µm Al₂O₃ tozu ile 2 bar basınçla kumlanmıştır. Primer ve adeziv uygulamasından sonra metal örnekler opak uygulanmış, sonrasında tüm örnekler bağlantı yüzey alanı çapı 6 mm olacak şekilde, pembe ve beyaz kompozit rezin uygulaması yapılmıştır. Çalışmada pembe kompozit rezin olarak Anaxgum kullanılmıştır. Tüm örnekler 15 saat suda bekletildikten sonra 1000 termal döngü ile yaşlandırma işlemi uygulanmış, makaslama bağlanma dayanımı testi öncesi tekrar 15 saat suda bekletilmişlerdir. 0,5 mm/dk hız ile örnekler kuvvet uygulanmış, istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri pembe ya da diş rengine olması fark etmeden kompozit rezin ile feldspatik

porselen arasında, en düşük değerler ise yine pembe ya da diş renginde olması fark etmeden kompozit ile zirkonya arasında bulunmuştur (diş renginde kompozit: $4,64 \pm 0,99$ MPa; pembe kompozit: $3,74 \pm 0,94$ MPa). Çalışmada örneklerin kopma yüzeyleri incelenmiş olup zirkonya ile kompozit rezinin bağlandığı örneklerin hepsinde adeziv tip başarısızlık rapor etmişlerdir(75). Çalışmamızda Anaxgum ile zirkonya arasındaki bağlanma dayanımı değerleri termal döngü sonrası $5,42 \pm 3,24$ MPa olarak bulunmuştur. Çalışmamızda bağlanmayı zayıflattığı bilinen daha uzun termal döngü sayısına rağmen, kumlamanın daha etkin olması ve kullanılan primer ajanının bağlanma dayanımını artırması nedeniyle sonuçlar benzerlik göstermiş olabilir.

Koizuka ve ark. 2012 yılında pembe kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımına üç farklı alt yapı materyalinin (altın alaşımı, ticari saf titanyum ve 3. nesil zirkonya) ve dört farklı primerin etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada, $50 \mu\text{m}$ Al_2O_3 tozu ile titanyum alt yapılar 5 bar, zirkonya alt yapılar 2 bar basınçla kumlanmıştır. Bağlanma yüzey alanının çapı 6 mm, uygulanan kuvvetin hızı 0.5mm/dk 'dır. Titanyum alt yapı için ortalama bağlanma dayanımı değerleri, $12,2 \pm 2,1$ - $20,8 \pm 2,4$ zirkonya için $7,3 \pm 2,1$ - $15,1 \pm 1,4$ MPa değerleri arasında bulunmuştur. Tüm kopma tipleri adeziv olarak gözlenmiştir(76). Bizim çalışmamızda bağlanma dayanımı değerleri daha düşük bulunmuştur. Bunun nedeni kumlamanın daha düşük bar basıncı ile yapılması, alt yapı içeriklerinin tamamen aynı olmaması ve farklı primer ajanlarının kullanılması olabilir.

Elzarug ve ark. 2014 yılında pembe renkli akrilik ve kompozit rezin ile kaplanmış ticari saf titanyum ve akrilik suni dişlerin makaslama bağlanma dayanımını bir çalışmada değerlendirmişlerdir. Titanyum alt yapı 2,7 bar ile $100 \mu\text{m}$ Al_2O_3 tozları ile kumlanmıştır. Bağlantı yüzey alanı çapı 8,5 mm'dir. Örnekler 12000 döngü ile termal olarak yaşlandırılmıştır. Universal test cihazında 1mm/dk hız ile kuvvet uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda pembe kompozit ve titanyum arasında bağlanma dayanımı $4,35 \pm 1,5$ MPa olarak bulunmuştur(67). Çalışmamızda termal yaşlandırma sonrası titanyum alaşımının bağlanma dayanımı değeri Gradia Gum, Anaxgum, Nexco için sırasıyla $8,89 \pm 3,01$; $2,89 \pm 1,57$; $5,47 \pm 1,4$ MPa olarak

bulunmuştur. Gradia Gum ve Nexco için değerler biraz farklı olsa da genel olarak literatürle uyumludur.

2017 yılında Kubochi ve ark. akrilik rezin ve kompozit rezinin 3. nesil zirkonya alt yapı ile makaslama bağlanma dayanımına 6 farklı primerin etkisini incelemişlerdir. Örneklerin bağlanma yüzeyi 2 bar basınçla 50 μm Al_2O_3 tozları ile kumlanmış, 6 mm çapında daire şeklinde kompozit ve akrilik rezinler uygulanmıştır. Örneklerin bir kısmı 24 saat suda bekletilirken diğer bir kısmı 5000 döngü ile termal olarak yaşlandırılmıştır. Örnekler 0,5 mm/dk hız ile kuvvet uygulanarak makaslama bağlanma dayanımı testi yapılmıştır. Termal yaşlandırma sonrası primer ajanı uygulanmayan pembe kompozit grubunda en düşük ($0,1 \pm 0,3$ MPa) bağlanma dayanımı elde edilirken primer olarak Clearfil Photo Bond uygulanan grupta en yüksek ($12,1 \pm 4,8$ MPa) değerler elde edilmiştir. Örneklerin başarısızlık durumları incelendiğinde neredeyse tüm örneklerde adeziv tip başarısızlık, çok az miktarında karma tip başarısızlık olduğunu rapor etmişlerdir(11). Termal döngü sayısının ve kuvvet uygulama hızının daha az olması nedeniyle makaslama bağlanma dayanımı değeri bizim çalışmamızda elde edilen değerlerden (Gradia Gum $8,89 \pm 3,01$; Anaxgum $5,42 \pm 3,24$; Nexco $2,70 \pm 1,72$ MPa) daha yüksek elde edilmiş olabilir. Ayrıca kullanılan primer ajanlarının farklı olması sonuçları etkilemiş olabilir.

Jin ve ark. 2019 yılında, diş renginde Nexco kompozit rezin ile kaplanmış ticari saf titanyum ve modifiye PEEK alt yapıları karşılaştırdıkları bir çalışmada, saf titanyum ve modifiye PEEK'in kompozitle olan makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Modifiye PEEK ile kompozitin makaslama bağlanma dayanımını ($31,1 \pm 3,5$ MPa) istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde saf titanyum ile kompozitten ($20,5 \pm 1,8$ MPa) daha yüksek bulmuşlardır. Çalışmada modifiye PEEK materyali 2,5 bar basınçla Al_2O_3 ile kumlanmış ve 5 dk deiyoneize su içerisinde ultrasonik banyoda temizlenmiştir. Makro makaslama bağlanma dayanımı testi uygulamak için örneklerin yüzey çapı 14 mm olarak seçilmiştir(38). Yapılan bu çalışmada bağlanma dayanımı değerleri bizim çalışmamızda elde edilen titanyum alaşımı ve modifiye PEEK değerlerinden ($8,81 \pm 3,01$, $8,29 \pm 2,32$ MPa) daha yüksektir. Bunun nedeni bu çalışmada artmış bağlanma yüzey alanı (14 mm çap) ve

kuvvet uygulama hızının (0,5 mm/dk) ölçülen makaslama bağlanma dayanımını etkilemesi olabilir.

Çulhaoğlu ve ark. 2020 yılında modifiye PEEK materyali ile diş rengine kompozit rezinin makaslama bağlanma dayanımına farklı yüzey işlemlerinin etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada, 2 bar basınçla Al₂O₃ ile kumlama yaptıkları ve 10000 termal döngü ile yaşlandırdıkları grupta bağlanma dayanımı değerini 10,81 ±3,06 MPa, hiç yüzey işlemi yapılmayan grupta ise 5,09 ±2,14 MPa olarak bulmuşlardır(96). Yöntem olarak çalışmamızdan farklı olarak sadece kumlama işlemini 2 bar basınç ile 15 saniye yapmışlar ve diş rengine kompozit kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda ise termal yaşlandırma sonrası modifiye PEEK materyali için bağlanma dayanımı değerleri Gradia Gum için 5,15 ±1,90 Anaxgum için 4,60 ±1,04 Nexco için 5,39 ±1,46 MPa olarak bulunmuştur. Bağlanma dayanımı değerlerinin nispeten düşük çıkmasının sebebi çalışmamızda modifiye PEEK alt yapıların daha düşük bar basıncı ile daha kısa süre kumlanmış olması ve pembe kompozit öncesinde daha fazla resin monomer ve daha az doldurucu içeren pembe opak uygulamasına bağlı olabilir.

2022 yılında Grover ve ark. tarafından pembe kompozitler ile modifiye PEEK alt yapının makaslama bağlanma dayanımına çeşitli yüzey işlemlerinin etkisinin incelendiği bir çalışmada bir grupta modifiye PEEK alt yapı materyali 5 bar basınçla 110 µm Al₂O₃ tozu ile 5 sn kumlanmıştır. Bağlanma yüzey alanı çapı 2 mm, kuvvet uygulama hızı 1 mm/dk'dır. Bağlanma dayanımı 4,58 ±1,32 MPa olarak bulunmuştur(109). Bu değerler bizim çalışmamızda modifiye PEEK alt yapı materyalinin bağlanma dayanımı ile uyumludur.

Çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında stereomikroskop ile başarısızlık tipleri incelendiğinde, adeziv başarısızlık tipi ağırlıklı olarak, daha düşük bağlanma dayanımı değerleri gösteren alt yapısı modifiye PEEK olan gruplarda gözlenmiştir. Bunun nedeni modifiye PEEK materyalinin daha düşük bar basıncıyla kumlanması olabilir. Anaxgum kompozit ile titanyum alt yapıda termal yaşlandırma öncesi tüm başarısızlık tipleri karma tip iken (n=15), termal yaşlandırma sonrası 7 koheziv, 8 karma tip başarısızlık görülmüştür. Bunun nedeni yukarıda da ifade edildiği gibi titanyum alt yapıya uygulanan Metal Bonder primerin termal yaşlandırmaya karşı daha hassas olması olabilir. Nexco kompozit ile zirkonya alt

yapıda termal yaşlandırma öncesi 2 koheziv 13 karma tip başarısızlık görülürken, termal yaşlandırma sonrası adeziv başarısızlık sayısı 5 olarak artmış 10 adet karma tip başarısızlık gözlenmiştir. Bunun nedeni Sr Link primerin içeriğinde zirkonya ile bağlanmayı artırıcı ajanların termal yaşlandırmadan etkilenmesi olabilir. Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası Nexco kompozit ile titanyum alt yapıda da Sr Link uygulanmasına rağmen başarısızlık tipleri benzer şekilde sadece koheziv ve karma tip başarısızlık göstermektedir. Ancak Nexco kompozit uygulanan gruplarda genel olarak diğer kompozit gruplarından daha fazla sayıda koheziv başarısızlık tipi gözlenmiştir. Neden olarak yukarıda açıklandığı gibi Nexco kompozit için opak uygulaması yapılırken açığa çıkan ve temizlenmesi gereken yağısı tabakasının etkisi olduğu düşünülebilir. Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası Gradia Gum kompozit uygulanan örneklerde ise modifiye PEEK alt yapı hariç neredeyse örneklerin hepsinde karma tip başarısızlık gözlenmiştir.

Çalışmamızın limitasyonlarını incelersek örneklerin yarısı su içerisinde 24 saat bekletilmiştir. Örneklerimizin diğer yarısına ise sadece termal döngü ile yaşlandırma işlemleri uygulanmıştır. Ancak restoratif materyaller ağız içerisinde, tükürüğe, değişik sıvılara ve sıcaklık değişimlerine maruz kalırken, aynı zamanda çiğneme fonksiyonunun bir sonucu olarak mekanik yaşlanmaya da uğrar. Örneklerin yapay/gerçek tükürük veya mekanik döngü ile de yaşlandırıldığı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Çalışmamızda in-vitro olarak makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır. Bu testin uygulanması için örnekler bir yönde sabitlenmiş ve kopma gerçekleşene kadar tek yönden kuvvet uygulanmıştır. Ancak ağız içerisinde restoratif materyaller çok daha farklı yönlerde, aynı anda farklı kuvvetlere maruz kalabilmektedir. Dolayısı ile ağız içi koşullar altında uzun süreli, ileri klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

6 SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Üç farklı pembe kompozitin makaslama bağlanma dayanımına farklı alt yapı materyalleri ve termal yaşlandırmanın etkisini incelediğimiz çalışmamızın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1) Aynı pembe kompozit farklı alt yapılar üzerinde kullanıldığında, alt yapı seçimi makaslama bağlanma dayanımını etkilemiştir.

2) Titanyum ve zirkonya alt yapı materyali üzerine farklı pembe kompozit rezin kullanıldığında makaslama bağlanma dayanımı etkilenmiştir. Modifiye PEEK alt yapı materyali için kompozit rezinin farklı olması bağlanma dayanımı sonuçlarını etkilememiştir.

3) Termal döngü ile yaşlandırma işlemi, pembe kompozit ve alt yapı materyalinin türü fark etmeksizin makaslama bağlanma dayanımı değerlerinde azalmaya neden olmuştur.

4) Farklı alt yapı materyalleri, farklı yüzey işlemleri ve daha fazla örnek sayısının olduğu çalışmalara ihtiyaç vardır.

7 KAYNAKLAR

1. Shamir R, Daugela P, Juodzbaly G. Comparison of Classifications and Indexes for Extraction Socket and Implant Supported Restoration in the Aesthetic Zone: a Systematic Review. *J Oral Maxillofac Res.* 2022;13(2):e1.
2. Miletic V, Trifković B, Stamenković D, Tango RN, Paravina RD. Effects of staining and artificial aging on optical properties of gingiva-colored resin-based restorative materials. *Clin Oral Investig.* 2022;26(11):6817-27.
3. Ouzer A. The Evolution and Fabrication of Implant-supported Full-arch Hybrid Prostheses. From Conventional Casted Metal to an All-Ceramic Zirconia. *N Y State Dent J.* 2015;81(6):44-9.
4. Drago C, Howell K. Concepts for Designing and Fabricating Metal Implant Frameworks for Hybrid Implant Prostheses. *Journal of Prosthodontics.* 2012;21(5):413-24.
5. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2005;94(2):125-31.
6. Keough BE, Kay HB, Sager RD. A ten-unit all-ceramic anterior fixed partial denture using Y-TZP zirconia. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2006;18(1):37-43; quiz 4.
7. Ahmet Kürşat ÇULHAOĞLU SEÖ, Fatoş TÜRKAL. POLİETER ETER KETON (PEEK) ve DENTAL KULLANIMI. *J Dent Fac Atatürk Uni*2019. p. 711-8.
8. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016;60(1):12-9.
9. Wahbi MA, Al Sharief HS, Tayeb H, Bokhari A. Minimally invasive use of coloured composite resin in aesthetic restoration of periodontially involved teeth: Case report. *Saudi Dent J.* 2013;25(2):83-9.
10. Coachman C, Calamita M. The reconstruction of pink and white esthetics. *Int Dent SA.* 2010;12(3):88-93.
11. 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. *J Prosthodont Res.* 2017;61(2):149-57.
12. Lanza A, Di Francesco F, De Marco G, Femiano F, Itró A. Clinical Application of the PES/WES Index on Natural Teeth: Case Report and Literature Review. *Case Rep Dent.* 2017;2017:9659062.
13. Newman MG TH, Klokkevold PR, Carranza FA. . Carranza FA. Carranza's clinical periodontology.: St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders; 2011.
14. Rosenstiel SF LM, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics: St. Louis, Missouri: Elsevier; 2016.
15. Dummett C. Oral Pigmentation. *J Periodontol.* 1960;31(5)(5):356-60.
16. Irene Tamblyn R. Gingival Prostheses—A Review. *J Can Dent Assoc.* 2003;69(2):74-8.
17. Tomar BS, Chandu GS, Singh S, Goutam M. Panacea to lost gingival tissue architecture and spacing: Silicone gingival prosthesis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(4):400-4.
18. Ajita CO, Anchieta RB, Martin Jr M, Archangelo CM, Gil NR, Bertoncelo CA, et al. Association of fixed partial denture and gingival prosthesis as alternative

- approach to recover esthetics and function in anterior maxillary region. *Journal of Prosthodontic Research*. 2012;56(3):222-6.
19. Fürhauser R, Florescu D, Benesch T, Haas R, Mailath G, Watzek G. Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: the pink esthetic score. *Clinical oral implants research*. 2005;16(6):639-44.
 20. Belser UC, Grütter L, Vailati F, Bornstein MM, Weber HP, Buser D. Outcome evaluation of early placed maxillary anterior single-tooth implants using objective esthetic criteria: a cross-sectional, retrospective study in 45 patients with a 2- to 4-year follow-up using pink and white esthetic scores. *J Periodontol*. 2009;80(1):140-51.
 21. Fuentealba R, Jofré J. Esthetic failure in implant dentistry. *Dental clinics of North America*. 2015;59(1):227-46.
 22. Wang J, Wu P, Liu HL, Zhang L, Liu LP, Ma CF, et al. Polyetheretherketone versus titanium CAD-CAM framework for implant-supported fixed complete dentures: a retrospective study with up to 5-year follow-up. *J Prosthodont Res*. 2022;66(2):279-87.
 23. Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dental materials journal*. 2020;39(1):24-36.
 24. Council on Dental Materials I, Equipment. Biological effects of nickel-containing dental alloys. *The Journal of the American Dental Association*. 1982;104(4):501-5.
 25. Castillo-Oyague R, Osorio R, Osorio E, Sanchez-Aguilera F, Toledano M. The effect of surface treatments on the microroughness of laser-sintered and vacuum-cast base metal alloys for dental prosthetic frameworks. *Microsc Res Tech*. 2012;75(9):1206-12.
 26. Zandparsa R. Digital imaging and fabrication. *Dental clinics of North America*. 2014;58(1):135-58.
 27. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505-11.
 28. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2020;32(2):171-81.
 29. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International journal of dentistry*. 2014;2014:783948.
 30. Perialini ARF, 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*. 2010;19(7):517-22.
 31. Giordano R, 2nd. A comparison of all-ceramic restorative systems: Part 2. *Gen Dent*. 2000;48(1):38-40, 3-5.
 32. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2019;19(1):134.
 33. Reza F, Takahashi H, Iwasaki N, Tamaki Y. Effects of investment type and casting system on permeability and castability of CP titanium. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;104(2):114-21.

34. Torsello F, di Torresanto VM, Ercoli C, Cordaro L. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. *Clinical oral implants research*. 2008;19(8):772-9.
35. Takeuchi Y, Tanaka M, Tanaka J, Kamimoto A, Furuchi M, Imai H. Fabrication systems for restorations and fixed dental prostheses made of titanium and titanium alloys. *J Prosthodont Res*. 2020;64(1):1-5.
36. Walter M, Reppel PD, Böning K, Freesmeyer WB. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *J Oral Rehabil*. 1999;26(2):91-6.
37. Hey J, Beuer F, Bense T, Boeckler AF. Single crowns with CAD/CAM-fabricated copings from titanium: 6-year clinical results. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(2):150-4.
38. Jin HY, Teng MH, Wang ZJ, Li X, Liang JY, Wang WX, et al. Comparative evaluation of BioHPP and titanium as a framework veneered with composite resin for implant-supported fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2019;122(4):383-8.
39. Turp V, Tuncelli B, Sen D, Goller G. Evaluation of hardness and fracture toughness, coupled with microstructural analysis, of zirconia ceramics stored in environments with different pH values. *Dental materials journal*. 2012;31(6):891-902.
40. Fabbri G, Sorrentino R, Brennan M, Cerutti A. A novel approach to implant screw-retained restorations: adhesive combination between zirconia frameworks and monolithic lithium disilicate. *Int J Esthet Dent*. 2014;9(4):490-505.
41. Bidra AS, Rungruanganunt P, Gauthier M. Clinical outcomes of full arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10 Suppl 1:35-45.
42. Pozzi A, Holst S, Fabbri G, Tallarico M. Clinical reliability of CAD/CAM cross-arch zirconia bridges on immediately loaded implants placed with computer-assisted/template-guided surgery: a retrospective study with a follow-up between 3 and 5 years. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015;17 Suppl 1:e86-96.
43. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;107(3):163-9.
44. Tong H, Tanaka CB, Kaizer MR, Zhang Y. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceram Int*. 2016;42(1 Pt B):1077-85.
45. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2015;31(10):1180-7.
46. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*. 2018;97(2):140-7.
47. Barootchi S, Askar H, Ravidà A, Gargallo-Albiol J, Travan S, Wang HL. Long-term Clinical Outcomes and Cost-Effectiveness of Full-Arch Implant-Supported Zirconia-Based and Metal-Acrylic Fixed Dental Prostheses: A Retrospective Analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2020;35(2):395-405.

48. 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. *J Prosthodont*. 2014;23(4):267-75.
49. Cho Y, Raigrodski AJ. The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(6):443-7.
50. Fischer K, Stenberg T. Prospective 10-year cohort study based on a randomized, controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. part II: prosthetic outcomes and maintenance. *Clinical implant dentistry and related research*. 2013;15(4):498-508.
51. 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(6):659-65.
52. Kolgeci L, Mericske E, Worni A, Walker P, Katsoulis J, Mericske-Stern R. Technical complications and failures of zirconia-based prostheses supported by implants followed up to 7 years: a case series. *The International journal of prosthodontics*. 2014;27(6):544-52.
53. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007;28(32):4845-69.
54. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(4):516-21.
55. Dawson JH, Hyde B, Hurst M, Harris BT, Lin WS. Polyetheretherketone (PEEK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(6):867-72.
56. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(5):637-41.
57. Atsü SS, Aksan ME, Bulut AC. Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2019;34(3):622-30.
58. Maló P, de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A, Sereno N, et al. Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clinical implant dentistry and related research*. 2018;20(5):692-702.
59. Sonune SJ, Kumar S, Jadhav MS, Martande S. Gingival-colored Porcelain: A Clinical Report of an Esthetic-prosthetic Paradigm. *Int J Appl Basic Med Res*. 2017;7(4):275-7.
60. Seibert JS, Salama H. Alveolar ridge preservation and reconstruction. *Periodontol 2000*. 1996;11:69-84.
61. Tan WL, Wong TL, Wong MC, Lang NP. A systematic review of post-extraction alveolar hard and soft tissue dimensional changes in humans. *Clinical oral implants research*. 2012;23 Suppl 5:1-21.
62. 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. *J Clin Periodontol*. 2014;41 Suppl 15:S77-91.

63. Deshmukh J, Khatri R, Buguda N, Sakelle D. Merge to emerge - An interdisciplinary approach for management of periodontally compromised orthodontically treated patient. *J Indian Soc Periodontol.* 2017;21(1):71-5.
64. Polack MA, Mahn DH. The aesthetic replacement of mandibular incisors using an implant-supported fixed partial denture with gingival-colored ceramics. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry.* 2007;19(10):597.
65. Priest GF. The esthetic challenge of adjacent implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007;65(7 Suppl 1):2-12.
66. Alani A, Maglad A, Nohl F. The prosthetic management of gingival aesthetics. *Br Dent J.* 2011;210(2):63-9.
67. Elzarug YA, Galburt RB, Ali A, Finkelman M, Dam HG. An in vitro comparison of the shear bond strengths of two different gingiva-colored materials bonded to commercially pure titanium and acrylic artificial teeth. *J Prosthodont.* 2014;23(4):313-9.
68. Braem M, Finger W, Van Doren VE, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 1989;5(5):346-8.
69. Hashinger DT, Fairhurst CW. Thermal expansion and filler content of composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1984;52(4):506-10.
70. Zalkind M, Hochman N. Alternative method of conservative esthetic treatment for gingival recession. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1997;77(6):561-3.
71. Coachman C, Garber D, Salama M, Salama H, Cabral G, Calamita M. The incorporation of tissue colored composite and a zirconium abutment to solve an esthetic soft tissue asymmetry. *Inside Rest Dent.* 2008;4(9):2-5.
72. 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(5):271-8.
73. 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(2):112-7.
74. Paryag AA, Rafeek RN, Mankee MS, Lowe J. Exploring the versatility of gingiva-colored composite. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2016;8:63-9.
75. An HS, Park JM, Park EJ. Evaluation of shear bond strengths of gingiva-colored composite resin to porcelain, metal and zirconia substrates. *J Adv Prosthodont.* 2011;3(3):166-71.
76. 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(9):977-84.
77. ATAY MT, AHMET BSO, ÖZEL GS. AĞIZ ORTAMININ SİMÜLASYONU AÇISINDAN TERMAL ve LOADING SIKLUSUN ÖNEMİ. 26. 2023.
78. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.
79. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in

- laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;29:295-308.
80. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2010;26(2):e17-23.
81. Mair LH. Surface permeability and degradation of dental composites resulting from oral temperature changes. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 1989;5(4):247-55.
82. Scherrer SS, Wiskott AH, Coto-Hunziker V, Belser UC. Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2003;89(6):579-88.
83. Karaman E, Tuncer D, Karahan S, Ertan A. Farklı adeziv sistemlerin dentine makaslama bağlanma dayanımı: in vitro çalışma. *Acta Odontologica Turcica.* 2015;32(3):112-5.
84. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2007;23(9):1086-92.
85. Tantbirojn D, Cheng YS, Versluis A, Hodges JS, Douglas WH. Nominal shear or fracture mechanics in the assessment of composite-dentin adhesion? *J Dent Res.* 2000;79(1):41-8.
86. Karakoç Z, KETANİ MA, Ketani Ş. Mikroskopların çalışma mekanizması ve çeşitleri. *Dicle Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi.* 2016(1):1-6.
87. Hayat M. Principles and techniques of scanning electron microscopy. Biological applications. Volume 1: Van Nostrand Reinhold Company.; 1974.
88. Breschi L, Gobbi P, Falconi M, Mazzotti G, Prati C, Perdigão J. Ultra-morphology of self-etching adhesives on ground enamel: a high resolution SEM study. *American journal of dentistry.* 2003;16:57A-62A.
89. Gilmore CP. The scanning electron microscope: world of the infinitely small. (No Title). 1972.
90. Xu CS, Hayworth KJ, Lu Z, Grob P, Hassan AM, García-Cerdán JG, et al. Enhanced FIB-SEM systems for large-volume 3D imaging. *elife.* 2017;6:e25916.
91. R Core Team. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria.2021 [Available from: <https://www.R-project.org/>].
92. Asar Ö, İlk O, Dag O. Estimating Box-Cox power transformation parameter via goodness-of-fit tests. *Communications in Statistics-Simulation and Computation.* 2017;46(1):91-105.
93. 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. *J Clin Periodontol.* 2008;35(7):649-57.
94. Farah JW, Craig RG. Distribution of stresses in porcelain-fused-to-metal and porcelain jacket crowns. *J Dent Res.* 1975;54(2):255-61.
95. Ozcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *The International journal of prosthodontics.* 2002;15(3):299-302.

96. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Şahin V, Yılmaz B, Kılıçarslan MA. Effect of Various Treatment Modalities on Surface Characteristics and Shear Bond Strengths of Polyetheretherketone-Based Core Materials. *J Prosthodont*. 2020;29(2):136-41.
97. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2014;30(8):e209-15.
98. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2003;19(7):575-83.
99. Uğur M, Kavut İ, Tanrikut Ö O, Cengiz Ö. Effect of ceramic primers with different chemical contents on the shear bond strength of CAD/CAM ceramics with resin cement after thermal ageing. *BMC Oral Health*. 2023;23(1):210.
100. Wada T, Koizumi H, Hiraba H, Hanawa T, Matsumura H, Yoneyama T. Effect of luting system with acidic primers on the durability of bonds with Ti-15Mo-5Zr-3Al titanium alloy and its component metals. *Dental materials journal*. 2023;42(3):418-25.
101. Ivoclar Vivadent: Scientific Documentation SR Nexco Paste June 2012 [Available from: https://ivodent.hu/docs/793_44eff2d967cd8aa0167b3a56b1ae1f6c.pdf].
102. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dental materials journal*. 2013;32(3):441-8.
103. Erjavec AK, Črešnar KP, Švab I, Vuherer T, Žigon M, Brunčko M. Determination of Shear Bond Strength between PEEK Composites and Veneering Composites for the Production of Dental Restorations. *Materials (Basel)*. 2023;16(9).
104. Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. *Oper Dent*. 2010;35(4):412-9.
105. Kourtis SG. Bond strengths of resin-to-metal bonding systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;78(2):136-45.
106. Kim JY, 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(2):184-9.
107. Ozcan 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 (Berlin, Germany : 1985)*. 1998;29(11):713-24.
108. Lim BS, Heo SM, Lee YK, Kim CW. Shear bond strength between titanium alloys and composite resin: sandblasting versus fluoride-gel treatment. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003;64(1):38-43.
109. Grover A, Sahu SK, Dani A, Shah S, Birajdar K, Gaba T. EVALUATION OF THE EFFECT OF DIFFERENT SURFACE TREATMENTS ON THE BONDING BETWEEN PEEK AND GINGIVAL COMPOSITE RESIN: AN IN VITRO STUDY. *Journal of Pharmaceutical Negative Results*. 2022:4049-57.

8 EKLER

EK-1: Tez Çalışması Orijinallik Raporu



Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Saliha Çağla İncearık
Ödev başlığı: Pembe kompozit
Gönderi Başlığı: ÜÇ FARKLI PEMBE KOMPOZİTİN MAKASLAMA BAĞLANMA DA...
Dosya adı: I_FI_YE_PEEK_ALT_YAPININ_ve_TERMAL_YAS_LANDIRMANIN_E...
Dosya boyutu: 413.33K
Sayfa sayısı: 69
Kelime sayısı: 16,247
Karakter sayısı: 107,771
Gönderim Tarihi: 14-Tem-2023 01:50ÖS (UTC+0300)
Gönderim Numarası: 2131002862

ÖZET

Özet metni burada yer almaktadır.

ÖZET

ÖZET

ÖZET

ÖZET

ÖZET

Copyright 2023 Turnitin. Tüm hakları saklıdır.

TEZ BAŞLIĞI: Üç Farklı Pembe Kompozitin Makaslama Bağlanma Dayanımına Titanyum, Zirkonya, Modifiye Peek Alt Yapının ve Termal Yaşlandırmanın Etkisi
 ÖĞRENCİNİN ADI SOYADI: Saliha Çağla İNCEARIK
 DOSYANIN TOPLAM SAYFA SAYISI: 69

ÜÇ FARKLI PEMBE KOMPOZİTİN MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMINA TİTANYUM, ZİRKONYA, MODİFİYE PEEK ALT YAPININ ve TERMAL YAŞLANDIRMANIN ETKİSİ			
ORJİNALLİK RAPORU			
%4	BENZERLİK ENDEKSİ	%3	İNTERNET KAYNAKLARI
%1	YAYINLAR	%1	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
BİRİNCİL KAYNAKLAR			
1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	%1	
2	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%1	
3	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	%1	
4	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1	
5	Gülşin Canoğulları Kul, Yasemin Balcı, Coşkun Yorulmaz, Kubilay Uzuner, Setenay Öner. "Deneysel Olarak Tatlı Suda Boğulmanın Sıçan Akciğer Karaciğer Beyin Kalp ve Böbrek Ağırılıklarına Etkisi", The Bulletin of Legal Medicine, 2011 Yayın	<%1	
6	Submitted to Marmara University Öğrenci Ödevi	<%1	