



T.C.

YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI METAL PRİMER VE OPAKERLERİN
TİTANYUM ALAŞIM İLE İNDİREKT LABORATUVAR
KOMPOZİTİ BAĞLANTISINA ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ

AYŞE YALNIZ

DANIŞMAN

Prof. Dr. ENDER KAZAZOĞLU

İSTANBUL-2014



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

**FARKLI METAL PRİMER VE OPAKERLERİN
TİTANYUM ALAŞIM İLE İNDİREKT
LABORATUVAR KOMPOZİTİ BAĞLANTISINA
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ

AYŞE YALNIZ

DANIŞMAN

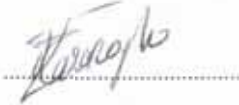
Prof. Dr. ENDER KAZAZOĞLU

İSTANBUL-2014

Doktora öğrencisi Dt. Ayşe Yalnız'ın çalışması jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora olarak uygun görülmüştür.

İMZA

Başkan : Prof. D. Ender KAZAZOĞLU (Danışman)
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Koray ORAL
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



Doç. Dr. Tanel KÖKÇEL

Üye : Prof. Dr. Gül İŞİK ÖZKOL
Üniversite : İstanbul Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Nuray ÇAPA
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Özlem MALKONDU
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



ONAY

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 22.09.2014
sayılı kararı ile onaylanmıştır.

tarif ve 2014/21.72



Prof. Dr. Bayram YILMAZ
Müdür

ÖZET

Yalnız A. Farklı Metal Primer ve Opakerlerin Titanyum Alaşım ile İndirekt Laboratuvar Kompoziti Bağlantısına Etkisinin Değerlendirilmesi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, İstanbul 2014. Işıklı sertleşen indirekt kompozitlerin, diş dokularına benzer aşınma direnci, laboratuvar işlemleri ile tamirinin kolay olması ve tatmin edici estetiğinden dolayı kullanımı yaygınlaşmıştır. Metal alt yapı ile kompozit arasında kalıcı bir bağlantı sağlayabilmek zordur. Bu nedenle makro veya mikromekanik retansiyon oluşturmak için retansiyon incileri, kumlama gibi mekanik; silika kaplama ve fonksiyonel monomer sistemleri gibi kimyasal bağlantı yöntemleri vardır. İndirekt kompozit materyali ile titanyum alaşımlar arasındaki bağlantının başarısıyla ilgili tartışmalı ve sınırlı sonuçların varlığı bu iki materyalin bağlantısının temel dizaynı ile ilgili eksiklik olduğunu göstermektedir. Çalışmamızın amacı farklı metal primer ve opakerlerin, titanyum alaşım ile indirekt laboratuvar kompoziti bağlantısına etkisinin değerlendirilmesidir. Çalışmamızda 4 farklı indirekt kompozit sistemi kullanıldı ve 380 adet Ti_6Al_4V örnekler hazırlandı; Grup 1; 80 adet GC Metal Primer II, Grup 2; 100 adet Shofu ML Link, Grup 3; 100 adet Ivoclar Vivadent SR Link, Grup 4; 100 adet Bisco Z-Prime metal primer grupları oluşturuldu. 10 mm çapında ve 5 mm kalınlığındaki Ti_6Al_4V örneklerinin yüzey kumlama işlemi, kalem uçlu kumlama cihazıyla 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile gerçekleştirildi. Grup 1'in 8 alt grubu, grup 2, 3 ve 4'ün ise 10'ar tane alt grupları vardır. Toplamda 10'ar örnekten 38 alt grup vardır. Alt gruplar ikiye ayrılarak 19 alt gruba termal siklus işlemi uygulandı, 19 alt gruba ise uygulanmadı. Deney için tüm örnek hazırlığı tamamlandıktan sonra kesme aygıtıyla 1 mm/dak. hızda kesme işlemi yapıldı. Niceliksel verilerin karşılaştırılmasında ve parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında two-way ANOVA ve one-way ANOVA testi; farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student *t*-test kullanıldı. Çalışmamızın sonucunda, deney gruplarına ait bağlanma kuvvetleri incelendiğinde; 38 grup içinde en yüksek bağlanma kuvveti değeri; Ti_6Al_4V alaşıma, Bisco Z Prime ve GC Gradia opakeri kullanılarak, GC Gradia indirekt kompozitinin bağlandığı termal siklus uygulanan grupta elde edilirken (Grup 4.3a: $13.74 \pm 2,09$ MPa), en düşük bağlanma kuvveti değeri ise; Ti_6Al_4V alaşıma, Ivoclar SR Link ve Bisco Tescera opakeri

kullanılarak, GC Gradia indirekt kompozitinin bağlandığı termal siklus uygulanan grupta (Grup 3.3a: $3,29 \pm 0,52$ MPa) elde edildi. Metal primer gruplarının makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.01$). Tüm grupların makaslama kuvvet değeri ortalamaları termal siklus uygulamasında göre değerlendirilince; termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük olduğu görüldü ($p<0.05$). Opaker ve metal primerin makaslama kuvveti üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı olduğu bulundu ($p<0.01$). Opaker ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerindeki ortak etkisi de istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı olduğu bulundu ($p<0.01$). Metal primer ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı olduğu bulundu ($p<0.01$). Opaker, metal primer ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı olduğu bulundu ($p<0.01$). Toplam 380 adet örneğin; 232'sinde adeziv ve kohesiv kopmanın birlikte olduğu kombine kopma, hiç bir örnekte koheziv kopma olmadığı ve 148 örnekte ise adeziv kopma olduğunu görüldü. Çalışmamızda kullandığımız indirekt kompozit sistemleri farklı kimyasal bileşenlere, uygulama prosedürlerine ve polimerizasyon sürelerine sahiplerdir. Titanyum alaşım alt yapının üzerine kompozit rezin uygulamasıyla oluşturulan veya tamir edilen restorasyonların yapımında birbirleriyle uygun kimyasal yapıya sahip farklı marka metal primer, opaker ve kompozitlerin bir arada kullanılabileceğini düşünmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Metal primer, opaker, indirekt laboratuvar kompozit rezin, Ti_6Al_4V , makaslama kuvvetleri

SUMMARY

Yalnız A. Effect of different metal primers and opaquers on shear bond strength between titanium alloy and indirect laboratory composites. Yeditepe University Health Sciences Institute, PhD Thesis in Prosthetic Dentistry, İstanbul, 2014. Indirect light-cured composite resins have been extensively used in tooth restoration because they can provide acceptable aesthetics, wear resistance similar to tooth structure, and are easy to manipulate in the laboratory and to repair. However, durable bonding between composite resins and metal frameworks has been challenge. Macro or micro mechanical retention on the metal substructures such as beads, loops and pits, or sandblasting and etching, were the only mechanisms for bonding composite materials to metallic substrates. However, recent developments resulting in chemical bonding have been achieved, including silicoating systems and functional monomers systems. Controversial and limited studies concerning adhesive performance between indirect composite and titanium alloys has led to the lack of an informed design rationale for bonding composite materials to titanium alloys. The current study evaluated the effect of different metal primers and opaquers on the bond strength between titanium alloy (Ti_6Al_4V) and indirect laboratory composites. For the present study, 4 different indirect composite systems and 380 Ti_6Al_4V samples were used. Groups were created by metal primer brands and divided into 4 main groups; Group 1 (GC, Metal Primer II) was consisted of 80, Group 2 (Shofu, ML Link) was consisted of 100, Group 3 (Ivoclar Vivadent, SR Link) was consisted of 100, Group 4 (Bisco, Z-Prime) was consisted of 100 samples. 10 mm diameter and 5 mm thickness Ti_6Al_4V alloy samples (as machined) were sandblasted with $50\ \mu m\ Al_2O_3$ particles. Group 1 was consisted of 8 subgroups and Group 2, 3 and 4 were consisted of 10 subgroups, totally there were 38 subgroups each have 10 samples. After sample preparations, thermal cycle application was performed to only 19 subgroups before testing and the remaining 19 subgroups were directly tested after by a shear bond strength machine with a 1 mm/min crosshead speed was used. Mean shear bond strengths and standard deviations were calculated. Statistical analysis of the data for all groups was accomplished by one-way ANOVA. Shear bond strengths differences between different groups were evaluated with two-way ANOVA. Multiple comparisons were made with Tukey's HSD test and Student *t*-test was used for the comparison of parameters between two groups. As a result, when evaluating the 38

test groups, the group which was prepared by Bisco Z Prime as metal primer, GC Gradia as opaquer, GC Gradia as indirect composite resin and thermal cycle procedure were applied showed the highest (Group 4.3a: $13.74 \pm 2,09$ MPa) value and the group which was prepared by Ivoclar SR Link as metal primer, Bisco Tescera as opaquer, GC Gradia as indirect composite resin and thermal cycle procedure were applied showed the lowest (Grup 3.3a: $3,29 \pm 0,52$ MPa) value. There was no significant difference between shear bond strengths of metal primer groups ($p > 0.05$). There was significant differences between shear bond strengths of opaquer groups ($p < 0.01$). Between all groups when evaluated by thermal cycle application, the mean shear bond strength of thermal cycle applied groups were significantly lower then the non-applied groups ($p < 0.05$). Common factor of opaquer and metal primer was effected the shear bond strengths significantly ($p < 0.01$). Common factor of opaquer and thermal cycle was effected the shear bond strengths significantly ($p < 0.01$). Common factor of metal primer and thermal cycle was effected the shear bond strengths significantly ($p < 0.01$). Common factor of opaquer, metal primer and thermal cycle was effected the shear bond strengths significantly ($p < 0.01$). In all 380 debonded surfaces, combined failures was detected on 232 samples, adhesive failures was detected on 148 samples. None of the surface showed cohesive failure. In the present study, the used indirect composite systems have different chemical composition, application procedures and polymerization durations. Within the limitations of this experiment, different but chemically appropriate metal primers, opaquers and indirect composite resins, together can be used for preparing or repairing indirect composite restorations as a superstructure for Ti_6Al_4V .

Keywords: Metal primer, opaquer, indirect laboratory composite resin, Ti_6Al_4V , shear bond strength.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime başladığım ilk günden itibaren tüm çalışmam süresince bana destek olan, çalışmalarımda bilgi ve deneyimlerini paylaşarak bana yol gösteren ve yoğun geçen çalışma süresi boyunca heyecanıma ortak olan içtenlikle saygı duyduğum doktora tez danışmanım Sayın **Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU**'na,

Bilgi ve deneyimlerini hiçbir zaman esirgemeyen, her konuda odasının kapısını bizlere açık tutan anabilim dalımızın öğretim üyesi Sayın **Prof. Dr. Koray ORAL**'a;

Okul hayatım boyunca, klinik bilgi ve tecrübelerini bana sabırla aktarıp ve her konuda bana güvenen ve bunu hissettiren, yalnızca mesleki ve akademik olarak değil hayatın tüm aşamalarında benden ağabeyliğini esirgemeyen Sayın **Yrd. Doç. Dr. Ufuk İŞERİ**'ne;

Doktora eğitimim boyunca her konuda desteğini her zaman yanımda hissettiğim, çalışmalarım sırasında bana bilgi ve deneyimleri ile yön veren ve çalışmalarımın verdiği emeği asla unutmayacağım, çalışkanlığı ve güler yüzlülüğü ile örnek olan Sayın **Doç. Dr. Zeynep ÖZKURT KAYAHAN**'a,

Doktora eğitimim boyunca klinik ve teorik bilgileriyle bana her zaman yardımcı olup, yakın ilgilerini benden esirgemeyen, klinik eğitimimde büyük katkısı ve emeği olan, beraber çalışmaktan çok büyük keyif aldığım Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri, Sayın **Doç. Dr. Pınar KURSOĞLU**'na, **Doç. Dr. İdil DİKBAŞ**'a, **Doç. Dr. Nuray Çapa**'ya, **Doç. Dr. Özlem MALKONDU**'ya, **Doç. Dr. Temel KÖKSAL**'a, **Yrd. Doç. Dr. Ceyhun CANPOLAT**'a,

İlkokuldan üniversiteye tüm hayatım boyunca yol arkadaşım, dert ortağım olmakla birlikte meslektaşım olan ağabeyim **Dt. Mustafa YALNIZ**'a

Hayatımın her aşamasında, varlıklarını her an yanımda hissettiğim, karakter ve meslek sahibi olmamda bana sonsuz destek olan aileme;

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇ KAPAK	I
ÖZET	II
SUMMARY	IV
TEŞEKKÜR	VI
İÇİNDEKİLER	VII
KISALTMALARIN LİSTESİ	XI
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	XII
RESİMLERİN LİSTESİ	XIV
TABLoların LİSTESİ	XVI
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental materyaller	3
2.2. Kompozit rezinler	3
2.2.1. Kompozit rezinlerin yapısı	3
2.2.1.1. Organik rezin matriks	4
2.2.1.2. İnorganik doldurucu partiküller	7
2.2.1.3. Ara bağlayıcı	8
2.2.2. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması	9
2.2.2.1. İnorganik doldurucu partikül boyut ve yüzdesine göre ..	10
2.2.2.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre	11
2.2.2.3. Viskozitelerine göre	12
2.2.3. İndirekt laboratuvar kompozit rezinleri	12
2.3. Metaller ve metal alaşımlar	16
2.3.1. Metal alaşımların yapısı	17
2.3.2. Dental alaşımların sınıflandırılması	19
2.3.3. Dental alaşımların özellikleri	20
2.3.4. Titanyum ve titanyum alaşımları	21

2.3.4.1. Titanyumun yapısı	22
2.3.4.2. Saf titanyum	22
2.3.4.3. Ti_6Al_4V	23
2.4. Metal-kompozit rezin bağlantısı	26
2.4.1. Makromekanik retansiyon	27
2.4.2. Mikromekanik retansiyon	28
2.4.2.1. Kuşlama	28
2.4.2.2. Elektrolitik pürüzlendirme	30
2.4.2.3. Asitle pürüzlendirme	30
2.4.3. Alaşım yüzeyinin kimyasal modifikasyonu	30
2.4.3.1. Kalay kaplama	31
2.4.3.2. Metal Primerler ve silanlar	31
2.4.3.3. Silika kaplama	32
2.4.3.4. Silicoater klasik yöntem	32
2.4.3.5. Silicoater MD	33
2.4.3.6. Kevloc AC sistemi	34
2.4.4. Rocatec tribokimyasal silika kaplama sistemi	34
2.5. Termal siklus ile yaşlandırma	35
2.6. Makaslama-kesme (shear) bağlantı dayanım testi	36
3. GEREÇ ve YÖNTEM	38
3.1. Deney gruplarının oluşturulması	38
3.1.1. Grup 1 (GC, Metal Primer II)	39
3.1.2. Grup 2 (Shofu, ML Link)	40
3.1.3. Grup 3 (Ivoclar, SR Link)	41
3.1.4. Grup 4 (Bisco, Z Prime)	42
3.2. Kullanılan Ti_6Al_4V örnekler	47
3.3. Kullanılan metal primer, opak ve indirekt laboratuvar kompozit rezinler	48
3.4. Deney örneklerinin hazırlanması	53
3.4.1. Yüzey işlemleri	53
3.4.2. Polimerizasyon için özel kalıp hazırlanması	57
3.4.3. Ti_6Al_4V üzerine indirekt kompozit sistemlerinin	

uygulanması	59
3.4.3.1. Grup 1 örneklerin hazırlanması	59
3.4.3.2. Grup 2 örneklerin hazırlanması	66
3.4.3.3. Grup 3 örneklerin hazırlanması	69
3.4.3.4. Grup 4 örneklerin hazırlanması	71
3.5. Termal siklus uygulaması	76
3.6. Deney düzeneğinin hazırlanması ve makaslama bağlantı dayanım testi	77
3.7. Kopma şekillerinin incelenmesi	79
3.8. İstatistiksel değerlendirme	81
4. BULGULAR	82
4.1. Opaker, metal primer ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin bulguları	82
4.1.1. Opaker, metal primer ve termal siklusa göre makaslama kuvveti bulguları	83
4.1.2. Opaker ve metal primerlerde ayrı ayrı termal siklusa göre örneklerin makaslama kuvvetlerinin bulguları	86
4.1.3. Metal primer ve termal sikluslarda ayrı ayrı opakere göre örneklerin makaslama kuvvetlerinin bulguları	90
4.1.4. Opaker ve termal sikluslarda ayrı ayrı metal primere göre örneklerin makaslama kuvvetlerinin bulguları	95
4.2. Grupların ayrı ayrı bireysel bulguları	100
4.2.1. Grup 1 (GC, Metal Primer II) bulguları	100
4.2.1.1. Grup 1’de opaker ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi	100
4.2.1.2. Grup 1’in (GC, Metal Primer II) opaker ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi	100
4.2.2. Grup 2 (Shofu, ML Link) bulguları	103
4.2.2.1. Grup 2’de opaker ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi	103
4.2.2.2. Grup 2’nin (Shofu, ML Link) opaker ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi	103

4.2.3. Grup 3 (Ivoclar, SR Link) bulguları	106
4.2.3.1. Grup 3'te opaker ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi	106
4.2.3.2. Grup 3'ün (Ivoclar, SR Link) opaker ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi	106
4.2.4. Grup 4 (Bisco, Z Prime) bulguları	109
4.2.4.1. Grup 4'te opaker ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi	109
4.2.4.2. Grup 4'ün (Bisco, Z Prime) opaker ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi	109
4.3. Markaların kendi primer, opaker ve kompoziti ile yapılan grupların makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi	112
4.4. Dört grubun makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi	114
4.6. Kopma yüzeylerinin değerlendirilmesi	115
5. TARTIŞMA	117
6. SONUÇLAR	137
7. KAYNAKLAR	139
ÖZGEÇMİŞ	152

KISALTMALARIN LİSTESİ

Al	Alüminyum
Al₂O₃	Alüminyum oksit
Bis-GMA	Bis-fenol-A diglisidil metakrilat
Co-Cr	Kobalt Krom
dk	Dakika
EDMA	Etilen glikol dimethakrilat
g	Gram
GPa	Giga Paskal
ISO	International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Örgütü)
MMA	Metil metakrilat
MDP	Metakriloiloksidil dihidrojen fosfat
MEPS	Metakriloiloksialkil tiyofosfat türevleri
MPa	Mega Paskal
mm	Milimetre
Ni-Cr	Nikel Krom
N/mm²	Newton
mm/dk	Hız birimi
nm	Nanometre
µm	Mikrometre
s	Saniye
p	Anlamlılık
n	Örnek sayısı
Ti₆Al₄V	Titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum
UDMA	Üretan dimetilakrilat
MPTS	3-metakriloksipropiltrimetoksilan
°C	Santigrat derece
°	Derece

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 2.1 – Bis-GMA'nın monomerinin kimyasal formülü

Şekil 2.2 – TEDGMA monomerinin kimyasal formülü

Şekil 2.3 – UDMA monomerinin kimyasal formülü

Şekil 2.4 – İnorganik partikül boyutlarına göre kompozit rezinlerin gelişimi

Şekil 4.1 – Farklı opakelerin makaslama kuvveti değer ortalamaları

Şekil 4.2 – Farklı metal primerlerin makaslama kuvveti değer ortalamaları

Şekil 4.3 – Termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvvetlerinin değer ortalamaları

Şekil 4.4 – Farklı metal primerlerin, GC Gradia opakere ile termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvveti değer ortalamaları

Şekil 4.5 – Farklı metal primerlerin Shofu Ceramage opakere ile termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvveti değer ortalamaları

Şekil 4.6 – Farklı metal primerlerin Ivoclar SR Nexco Paste opakere ile termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvveti değer ortalamaları

Şekil 4.7 – Farklı metal primerlerin Bisco Tescera opakere ile termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvveti değer ortalamaları

Şekil 4.8 – Farklı metal primer ve termal siklus uygulamasından sonra opakere göre makaslama kuvvetleri değer ortalamaları

Şekil 4.9 – Farklı metal primerlerin, termal siklus uygulanmadan opakere göre makaslama kuvvetleri değer ortalamaları

Şekil 4.10 – Farklı opakelerin, termal siklus uygulamasından sonra metal primerlere göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları

Şekil 4.11 – Farklı opakelerin, termal siklus uygulanmadan metal primerlere göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları

Şekil 4.12 – GC Metal Primer II kullanılan, farklı opakelerin termal siklusa göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları

Şekil 4.13 – Shofu ML Link kullanılan, farklı opakelerin termal siklusa göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları

Şekil 4.14 – Shofu ML Link kullanılan, farklı opakelerin termal siklusa göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları

Şekil 4.15 – Bisco Z Prime kullanılan, farklı opakerlerin termal siklusa göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları

Şekil 4.16 – Markaların kendi primer, opaker ve kompoziti ile yapılan grupların makaslama kuvvet değerleri ortalamaları

Şekil 4.17 – Dört grup tüm alt gruplarıyla birlikte termal siklus varlığına göre makaslama kuvvetleri



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim 3.1 – Sulu testere cihazı

Resim 3.2 – Ti_6Al_4V su ve yağ ile kesilirken

Resim 3.3 – Deney örneklerinin kesildikten sonra ölçümü

Resim 3.4 – GC Gradia indirekt kompozit sistemi

Resim 3.5 – Shofu Ceramage indirekt kompozit sistemi

Resim 3.6 – Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste indirekt kompozit sistemi

Resim 3.7 – Bisco Tescera indirekt kompozit sistemi

Resim 3.8 – Kesilen titanyum örnekler

Resim 3.9 – Techno-Gaz Astra S ultrasonik temizleyici

Resim 3.10 – Ti_6Al_4V disklerin ultrasonik temizlenmesi

Resim 3.11 – Phoenix Beta Grinder/Polisher

Resim 3.12 – Zımpara işlemi için plastik aparat

Resim 3.13 – Titanyum örneklerin zımparalanması

Resim 3.14 – Titanyum örneklerin kumlanması

Resim 3.15 – Perthometer M1, Mahr

Resim 3.16 – Titanyum örneklerin yüzey ölçümü

Resim 3.17 – Titanyum örneklerin zımpara öncesi, zımpara sonrası ve kumlama sonrası görünümleri

Resim 3.18 – Plexiglass levhaların laserle kesilmesi

Resim 3.19 – Plexiglass levhalar

Resim 3.20 – Plexiglass levhaların mıknatıslarla birleştirilmesi

Resim 3.21 – Pleksiglass kalıpların birleştirilmiş son hali

Resim 3.22 – GC Metal Primer II uygulaması

Resim 3.23 – GC Gradia opaker uygulaması

Resim 3.24 – GC Labolight LV-III cihazı

Resim 3.25 – GC Labolight LV-III ile opakerin polimerizasyonu

Resim 3.26 – Birinci ve ikinci kat opaker tabakaların görünümü

Resim 3.27 – GC Gradia indirekt kompozit rezin uygulaması

Resim 3.28 – Pleksiglass yuvalar içine 1 mm'lik kompozitin tepilmesi

Resim 3.29 – GC Gradia Air Barrier uygulaması

- Resim 3.30** – GC Labolight LV-III ile kompozitlerin polimerizasyonu
- Resim 3.31** – Polimerizasyon sonrası örnekler
- Resim 3.32** – Polimerizasyon sonrası örneklerin pleksiglass levhalardan ayrılması
- Resim 3.33** – Shofu Ceramage Pre-opaquer uygulaması
- Resim 3.34** – Shofu Ceramage Universal Opaquer uygulaması
- Resim 3.35** – Ivoclar SR Nexco Paste opaker uygulaması
- Resim 3.36** – Bisco Tescera opaker uygulaması
- Resim 3.37** – Bisco Tescera ATL polimerizasyon cihazı
- Resim 3.38** – Shofu ML Link uygulaması
- Resim 3.39** – Shofu Ceramage kompozit rezin uygulaması
- Resim 3.40** – Shofu Ceramage Oxy-Barrier uygulaması
- Resim 3.41** – Ivoclar SR Link uygulaması
- Resim 3.42** – Ivoclar SR Nexco Paste kompozit rezin uygulaması
- Resim 3.43** – Ivoclar SR Gel uygulaması
- Resim 3.44** – Bisco Z Prime uygulaması
- Resim 3.45** – Bisco Tescera kompozit rezin uygulaması
- Resim 3.46** – Bisco Tescera ATL, Light Cup ile polimerizasyon
- Resim 3.47** – Bisco Tescera ATL, Heat Cup ile polimerizasyon
- Resim 3.48** – Polimerizasyon sonrası pleksiglasstan çıkan örnek
- Resim 3.49** – Örneğin tesviye edilmesi
- Resim 3.50** – Termal siklus için hazırlanan örnekler
- Resim 3.51** - Salubris Technica, Dentester termal siklus cihazı
- Resim 3.52** – Instron cihazı
- Resim 3.53** – Kırma işlemi için aparat
- Resim 3.54** – Aparat yuvasının bağlantı bölgesinden 1 mm uzaklığı
- Resim 3.55** – Örneklerin Instron cihazında kırılması
- Resim 3.56** – Metal yüzeyinde rezin kalıntısının olmadığı Modified ARI (skor 0)
- Resim 3.57** – Metal yüzeyinin %50'sinden azında rezin kalıntısının bulunduğu Modified ARI (skor 1)
- Resim 3.58** – Metal yüzeyinin %50'sinden fazlasında rezin kalıntısının bulunduğu Modified ARI (skor 2)
- Resim 3.59** – Metal yüzeyinin tamamen rezin ile örtülü olduğu Modified ARI (skor 3)

TABLoların LİSTESİ

Tablo 2.1 – Kompozit rezinlerin yapısında bulunan monomerlerde olması gereken özellikler ve sonuçları

Tablo 2.2 – Bazı indirekt kompozit rezin materyaller listesi

Tablo 2.3 – Saf titanyumun kimyasal bileşimi

Tablo 2.4 – Biyomedikal titanyum alaşımların bazı mekanik özellikleri

Tablo 2.5 – Titanyum ile baz metal alaşım Co-Cr alaşımın karşılaştırılması

Tablo 3.1 – Çalışmamızda kullanılan materyaller

Tablo 3.2 – Çalışmamızda oluşturulan deney grupları

Tablo 3.3 – Ti_6Al_4V titanyum alaşımının kimyasal içeriği ve mekanik özellikleri

Tablo 3.4 – Metal primer, opak ve indirekt kompozit rezinlerin kimyasal bileşimleri

Tablo 3.5 – İndirekt kompozit rezinlerin bazı mekanik özellikleri (54-56, 94)

Tablo 3.6 – Opak ve indirekt kompozit rezinlerin polimerizasyon süreleri

Tablo 4.1 – Opak, metal primer ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 4.2 – Opak, metal primer ve termal siklus göre makaslama kuvvetinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 4.3 – Opak ve metal primerlerde ayrı ayrı termal siklusa göre örneklerin makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 4.4 – Metal primer ve termal sikluslarda ayrı ayrı opakere göre örneklerin makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 4.5 – Opak ve termal sikluslarda ayrı ayrı metal primere göre örneklerin makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 4.6 – Grup 1'in opak ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 4.7 – Grup 1'in (GC, Metal Primer II) opak ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi

Tablo 4.8 – Grup 2'nin opak ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 4.9 – Grup 2'nin (Shofu, ML Link) opak ve termal siklusa göre makaslama

kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 4.10 – Grup 3’ün opaker ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 4.11 – Grup 3’ün (Ivoclar, SR Link) opaker ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 4.12 – Grup 4’ün opaker ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 4.13 – Grup 4’ün (Bisco, Z Prime) opaker ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 4.14 – Markaların kendi primer, opaker ve kompoziti ile yapılan grupların makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi (Firma Tavsiyesi)

Tablo 4.15 – Dört grubun makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 4.16 – Modified ARI’e göre metal yüzeyindeki rezin miktarının değerlendirilmesi

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Son yıllarda, titanyum ve alaşımlarının dental döküm restorasyon ve sabit protez alt yapı materyali olarak kullanımı giderek artmıştır. Titanyum alaşımlar için geliştirilen yeni döküm makinaları ve bu alanda artan yatırımlarla birlikte yapılan çalışmalarda titanyumun diğer baz metal alaşımlardan daha avantajlı olduğunun rapor edilmesi titanyuma olan ilginin daha da artmasına neden olmaktadır (1-3). Ayrıca titanyum alaşımların mükemmel biyouyumluluğu, düşük yoğunluğu, ağırlık oranına göre var olan yüksek dayanımsı, korozyona karşı dirençli olması ve kıymetli metallere göre daha ucuz olması protetik restorasyonlarda tercih edilmesinde önemli rol oynamaktadır (4,5). Fakat bununla birlikte, metal destekli porselen restorasyon yapımı aşamasında yüksek sıcaklıklarda meydana gelen kalın ve yapışkan olmayan titanyum oksit tabakasının meydana gelmesi, porselenin titanyuma olan bağlantısında problem yaratmaktadır. Bu nedenle titanyuma özel düşük ısı porselenleri geliştirilmiştir (6). Estetik ön bölge restorasyonları için titanyum alaşımların üzerine kompozit rezinler de alternatif olarak sunulmaktadır (1).

Metal destekli porselen restorasyonlara alternatif olarak metal kompozit restorasyonlar uzun zamandır kullanılmaktadır (7, 8). Işıkla sertleşen indirekt kompozit rezinler, diş dokularına benzer aşınma direnci, laboratuvarında manipülasyonunun ve tamirinin kolay olması ve estetiğinin kabul edilebilir seviyede olmasından dolayı geniş ölçüde kullanımını yaygınlaştırmıştır (6, 9). Bununla birlikte, metal alt yapı ile kompozit rezin arasında kalıcı bir bağlantı sağlayabilmek zordur. Geçmişte kompozit rezinleri metal alt yapıya bağlamak için makro veya mikromekanik retansiyon oluşturmak amacıyla kullanılan retansiyon incileri, kumlama veya asitleme teknikleri vardı. Fakat son yıllarda geliştirilen silika kaplama ve fonksiyonel monomer sistemleri sayesinde iki materyal arasında kimyasal bağlantı sağlanabilmektedir (6, 10, 11).

Yapılan bir çok çalışmada, silika kaplama ve fonksiyonel monomer sistemlerinin hem kıymetli hem de kıymetsiz metal alaşımlarda (7, 9, 12-15) hem de titanyum ve titanyum alaşımlarda kompozit rezin ve metal arasında bağlanma dayanımını arttırdığı söylenmiştir (1-3, 13, 16-17). Fakat halen titanyum ve kompozit rezin arasındaki bağlantı sorgulanmaktadır. Bazı çalışmalarda, termal siklus veya uzun dönem su içinde bekletme

sonrasında makaslama bağlanma dayanımı önemli oranda etkilendiği belirtilirken (2, 4, 6, 10, 18-20), başka çalışmalarda ise farklı metal yüzey işlemleri ile kullanılan kompozit/adeziv sistemlerin termal siklus sonrasında da kalıcı ve yüksek bağlanma dayanımı gösterdikleri bulunmuştur (9, 11, 15).

İndirekt kompozit rezin materyali ile titanyum alaşımlar arasındaki bağlantının başarısıyla ilgili tartışmalı ve sınırlı sonuçların varlığı bu iki materyalin bağlantısının temel dizaynı ile ilgili eksiklik olduğunu göstermektedir (1, 2, 20).

Bu bilgilerin ışığında planladığımız tez çalışmasının amacı, klinik kullanımda materyal kaynaklı hataları en aza indirerek daha uzun süre kullanılabilen ve başarı oranı yüksek restorasyonlar hazırlayabilmek için titanyum alaşım (Ti_6Al_4V) alt yapı ve indirekt kompozit rezin üst yapı kombinasyonunu belirlemek, farklı metal primer ve opakerlerin titanyum alaşım ve kompozit bağlanma kuvvetlerine olan etkisini ve termal siklus sonrasında makaslama kuvvetlerine karşı dirençlerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental materyaller

McCabe ve Walls (2008) dental materyalleri, malzeme özelliği olarak sert ve rijit malzemelerden yumuşak ve esneyebilen malzemelere kadar geniş bir yelpazede örnekler vererek sınıflandırmıştır (21).

- İnorganik tuzlar: Simanlar, alçı ürünleri
- Seramikler: Porselen kuronlar
- Metaller ve alaşımlar: Protez komponentleri, teller, döküm restorasyonlar
- Polimerler: Protez kaide materyalleri, direkt dolgu materyalleri
- Polimer kompozitler: Direkt dolgu materyalleri
- Elastomerler: Ölçü materyalleri

2.2. Kompozit rezinler

Kompozit rezinler farklı yapı ve özelliklere sahip en az iki materyalin belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirilmesi ile elde edilirler. Kompozit rezin materyalini oluşturan her ürün tek başına sahip olmadığı özellikleri bu bileşimde ortaya koyar ve bu materyallerden her biri kompozit rezinin özelliklerine katkıda bulunur (22).

Dolgu materyalleri olarak kompozit rezinler, kaybolan diş sert dokusunun restore edilmesi, renk ve şekil özelliklerinin modifiye edilmesi ve böylece estetiğin artırılması için diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadırlar (23). Ayrıca kavite kaide materyali, pit ve fissür örtücü olarak, hem ortodontik braket hem de tek veya çok üyeli protetik restorasyonların simantasyonunda, inley/onley restorasyon materyali olarak ve endodontik post ve korların yapımı gibi bir çok klinik uygulamada kullanılmaktadırlar (24).

2.2.1. Kompozit rezinlerin yapısı

Kompozit rezinler için temel polimer, Bisfenol A ve glisidil metakrilatın reaksiyonu ile oluşan çift fonksiyonlu bir metakrilat olan Bis-GMA (Bis Fenol Glisidil MetAkrilat)

1962 yılında Dr. Raphael Bowen tarafından geliştirilmiştir (25).

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler esas olarak 3 ana komponentten oluşurlar. Bunlar;

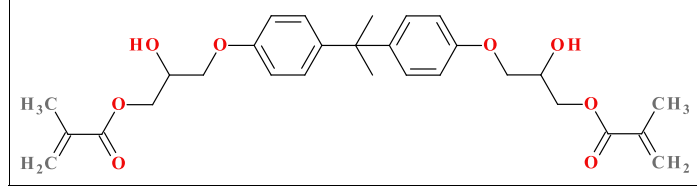
- a. Organik rezin matriks
- b. İnorganik doldurucu partiküller
- c. Ara bağlayıcılardır (26).

Kompozit rezinler, esas olarak organik bir matriks içerisine belirli oranlarda ilave edilen inorganik doldurucu partiküller ve doldurucu partiküllerin organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcılardan oluşan bir restoratif materyaldir (24, 27).

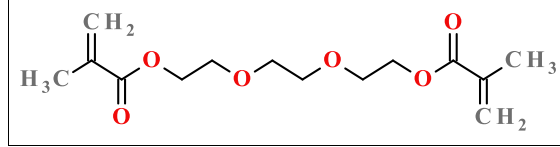
2.2.1.1. Organik rezin matriks

Organik rezin matriks, kompozit rezinin kimyasal olarak aktif olan komponentidir. Başlangıç safhasında sıvı monomer olan organik rezin matriks yapı, radikallerin ilave reaksiyonu ile rijit polimere dönüşmektedir. İşte bu plastik kütle, rijit/katı bir hale dönüşebilme yeteneği onu dental restorasyon olarak kullanılabilir olmasını sağlamaktadır (26). Hem anterior hem posterior kompozit rezinler için kullanılan monomer çeşidi genellikle Bis-GMA'dır. Ayrıca üretan dimetilakrilat (UDMA)'da bir çok kompozit içinde kullanılan diğer bir monomerdir. Bis-GMA ve UDMA monomerleri oldukça visköz bir yapıya sahiptir. Bu viskoziteyi azaltmak için, viskozite düzenleyici de denilen, düşük viskoziteli monomerler olan metil metakrilat (MMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA) veya Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA) organik rezin matriksin yapısına eklenmiştir. Böylece viskozite düşürülürken çapraz bağ miktarı ve sertliği artırılmaktadır (26).

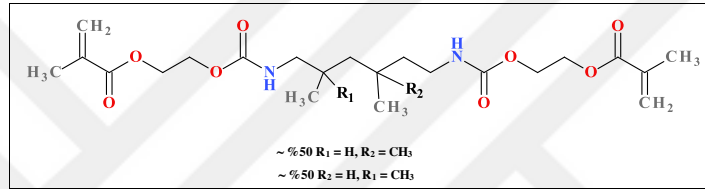
Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan monomerlerin kimyasal formülleri aşağıda gösterilmiştir (Şekil 2.1-Şekil 2.3) (26).



Şekil 2.1 – Bis-GMA monomerinin kimyasal formülü



Şekil 2.2 – TEGDMA monomerinin kimyasal formülü



Şekil 2.3 – UDMA monomerinin kimyasal formülü

Daha çok dimetakrilat karışımlarından oluşan ve kompozit rezinlerde kullanılan monomer matris sistemlerinin sahip olması gereken bazı temel özellikler vardır. Bunlar toksisitesinin olmaması, kimyasal olarak stabil olması, polimerizasyon sonrası dayanıklı ve sert olması gibi özelliklerdir. Kompozit rezinlerde kullanılan monomerlerde olması gereken bazı temel fiziksel ve kimyasal özellikler ile dental uygulamada ortaya çıkan sonuçları Tablo 2.1’de gösterilmiştir (28).

Tablo 2.1 – Kompozit rezinlerin yapısında bulunan monomerlerde olması gereken özellikler ve sonuçları (28).

Fiziksel/Kimyasal Gereksinimler	Dental uygulamada sonuçları
Düşük hacimsel büzülme veya polimerizasyon esnasında genleşme	Marjinal açıklığın gözlenmemesi, materyali kaviteye yerleştirmenin kolaylaşması
Yüksek derecede polimerize olma	Polimerizasyon zamanının kısalması
Çapraz bağ özelliklerine sahip olma	Restoratif materyalde yeterli mekanik özellikleri sağlaması
Polimerize olmuş materyalde düşük su emilimi ve diş dokularına benzer ısısal genleşme	Restorasyonun uzun dönem stabilizasyonunun sağlanması
Ağız içindeki koşullara dayanıklı olma	Materyalin sertleşmesi sırasında en az hata payı
Polimerize olmuş materyalin yüksek renk ve ışık stabilitesi	Uzun dönem estetiğin korunması
Oral toksisitenin düşük olması ve karyojenik etkinin olmaması	Hasta ve hekim için toksikolojik risk oluşturmaması

Yeni üretilen monomerlerle, kompozitlerin yetersiz fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi ve mikrosızıntıya sebep olan polimerizasyon büzülmesinin ortadan kaldırılması amaçlanmıştır. Ayrıca kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini arttırmak için çapraz bağlı monomerlerden açık halkalı monomerler olarak spiro ortokarbonat, siklik eter, vinil siklopropan, siklik asetal ve allil sülfid, likit kristalin monomerler, kompomerler, ormoserler, radyoopak monomerler ve siloranlar sentezlenmiştir (28).

2.2.1.2. İnorganik doldurucu partiküller

İnorganik doldurucu partiküller ağırlık ve hacimce kompozit rezinin major kısmını oluştururlar. Organik rezin matriksin güçlendirilmesinde, yeterli derecede translusentlik sağlanmasında ve polimerizasyon sırasında oluşan büzülmenin kontrol edilmesinde önemli rol oynarlar (23). Farklı şekil, boyut ve kimyasal yapıda olan inorganik doldurucu partiküller, kompozit rezinin organik matriksine ilave edilerek fiziksel ve mekanik özelliklerin değişmesinde rol oynarlar (24, 29).

Kompozit rezin içerisine ilave edilen inorganik doldurucu partikül olarak kolloidal silika, baryum silikat, stronsiyum/borosilikat cam, kuartz, çinko silikat, lityum alüminyum silikat veya silikon dioksit gibi moleküller kullanılmaktadır ve her molekül diğerlerinden farklı özelliklere sahiptir (26, 30, 31).

Uzun yıllar dental uygulamalarda kullanılan kuartzın, kimyasal olarak inert bir materyal olması ve ışığı geçirip yaymasının yanında sert olması cilasını güçleştirmekte ayrıca karşıt dişi aşındırması ve termal genleşme katsayısının yüksek olması ile radyoopasitesinin olmaması dezavantajlarındandır. Bu nedenle bir çok kompozit rezin materyalde baryum, stronsiyum, çinko, alüminyum veya zirkonyum gibi radyoopak ağır metal partikülleri kuartzın yerini almıştır (28, 32). Baryum silikat, orta sertlikte ve radyoopaktır. Kolloidal silika ise inerttir ve çapı 0.1 µm'den daha küçük olup termal genleşme katsayısı düşüktür. Bu madde kompozitin kondanese edilebilme ve cilalanma özelliklerini artırır. Son yıllarda sıklıkla kullanılan inorganik doldurucular ise borosilikat ve lityum alüminyum silikatlarıdır (31).

İnorganik doldurucu partiküllerin boyutu küçüldükçe cilalanabilirlik ve estetik sonuçlar artmaktadır. İnorganik doldurucu partikül oranlarının yüzdesi ağırlıkça ve hacimce ifade edilir. Doldurucu yüzdesi yüksek olan materyaller daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmaktadır (24, 33). Son yıllarda özellikle doldurucu partikül yüzdesinin artırıldığı yeni kompozit rezin sistemleri sayesinde ön ve arka bölge dişlerin restorasyonunda yeterli fiziksel ve mekanik özelliklere sahip materyaller üretilmektedir (34). Yüksek oranda inorganik doldurucu partikül içeren kompozitler rezinlerde termal genleşme katsayısı, su emilim miktarı ve polimerizasyon büzülmesi azalmakta, elastisite modülleri, çekme dayanımları ve kırılma dayanımları ise artmaktadır (33).

2.2.1.3. Ara bağlayıcılar

Kompozit rezinler için başarılı bir klinik performans, organik rezin matriks ile inorganik doldurucu partiküllerin arasındaki bağlantıya bağlıdır. Bu bağlantıyı sağlayan ara bağlayıcı ajanlar, organik silikon bileşim olup silan bağlanma ajanları denir ve 3-metakriloksipropiltrimethoksilan (MPTS) bunlara örnek olarak verilebilir. Kompozit rezinin üretilmesi sırasında inorganik doldurucu partiküllere uygulanan ara bağlayıcı ajanların metoksi grupları asit veya baz kataliz reaksiyonuyla hidroksil grupları oluştururlar. Ve bu hidroksil grupları inorganik doldurucuların yüzeyindeki hidroksil grupları ile yoğunlaşır ve kovalent bağlar oluşturarak birbirlerine bağlanırlar. Bu yoğunlaşma protokolü ayrıca komşu hidroksil grupları arasında veya inorganik doldurucu partiküllerin yüzeyinden emilen su ile de oluşur. Bunun sonucunda, inorganik doldurucu partikül yüzeyinde reaksiyona girmemiş çift fonksiyonlu çok ince, tek veya birden çok polimerik film tabakaları meydana gelir. Kompozit rezinin polimerizasyonu sırasında, silan ajanı uygulanmış inorganik doldurucu partikül yüzeylerin metakriloksi gruplarının çift fonksiyonlu bağları ile monomer rezin karşılıklı reaksiyona girer (23).

Ara bağlayıcı ajanlar, kompozit rezin içinde kritik bir öneme sahiptirler. İnorganik doldurucu partikülleri kuvvetli bir şekilde rezin matrikse bağlayarak ikisi arasında köprü oluşturur. Kompozit rezinin mekanik özelliklerini artırır ve klinik aşınma sırasında inorganik doldurucu partiküllerin organik matriksten kopmasını en aza indirir. Meydana gelen arayüz tabakası, komşu partiküller ve polimer matriks arasında stresin dağılmasına yardımcı olur. Hidrofobik bir ortam oluşturarak kompozit rezinin su emilimini azaltır (23, 35).

Polimerizasyon Başlatıcılar ve Hızlandırıcılar: Kompozit rezinlerin polimerizasyonu kimyasal reaksiyon çoğunlukla ışık ile tetiklenir ve başlar. Işık ile aktivasyon, 465 nm dalga boyundaki mavi ışığın kamferokinon gibi ışığa duyarlı bir α -diketon tarafından emilmesiyle başlar. Kamferokinon, kompozit rezinin üretilmesi sırasında 0.1% - 1.0% arasında değişen miktarda monomer karışımına eklenen en yaygın başlatıcı olsa da açık sarı renginden dolayı bazı üretici firmalar tarafından kullanılmamaktadır. Metakrilat kompozit rezinlerde, aktivasyon sırasında serbest radikaller açığa çıkar. Reaksiyon,

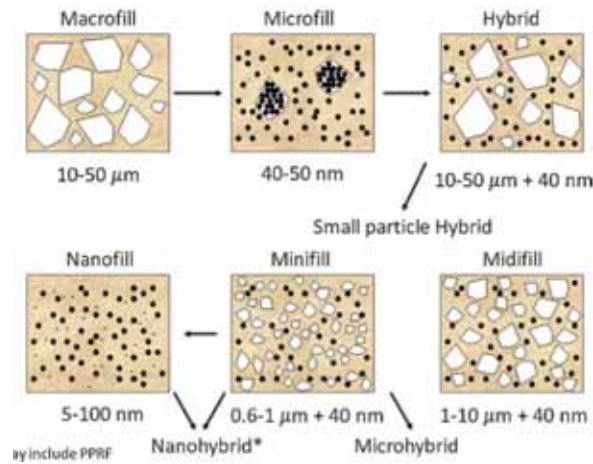
organik amin varlığında hızlanır. Işığa maruz kalmadığı sürece, oda sıcaklığında organik amin ve kamferokinon stabildir (23).

Pigmentler ve diğer komponentler: Esas diş renginin eşleştirilmesini sağlamak amacıyla demir oksit gibi inorganik oksitler genellikle az miktarda eklenirler. Böylelikle çok açık renklere sarı ve gri renklere kadar geniş bir renk aralığı elde edilir. Oksidasyon sırasında meydana gelen renk değişimini en aza indirmek için UV emici eklenebilmektedir. Koyu ve çok opak renkteki kompozit rezinlerin ışıkla sertleştirme derinliği açık renkler gibi değildir. Florasan ajanları ise doğal dişin taklit edilmesi ve optik canlılığı oluşturabilmek amacıyla kompozit rezinin yapısına ilave edilirler (23).

2.2.2. Kompozit rezinlerin sınıflaması

Kompozit rezin materyaller polimerizasyon yöntemine göre, viskozitesine göre, içeriğindeki inorganik doldurucu partiküllerin boyutlarına ve ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine göre sınıflandırılmaktadır. İnorganik doldurucu partiküllerin boyut ve yüzdelere göre yapılan kompozit rezinlerin sınıflaması günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır (36).

Kompozit rezinler içerisine ilave edilen inorganik doldurucu partiküllerin boyutlarına göre gelişimi Şekil 2.4'te gösterilmiştir (24).



Şekil 2.4 – İnorganik partikül boyutlarına göre kompozit rezinlerin gelişimi

2.2.2.1. İnorganik doldurucu boyut ve yüzdelerine göre

Kompozit rezin materyaller içerdikleri inorganik doldurucu partiküllerin boyut ve yüzdelerine göre;

- Geleneksel (makrofil ve midifil) kompozitler
- Küçük partiküllü makro dolduruculu kompozitler
- Mikro dolduruculu kompozitler
- Hibrit kompozitler
- Nano kompozitler olarak sınıflandırılmaktadır (36, 37)

Geleneksel (makrofil ve midifil) kompozitler: Yaygın olarak makro dolduruculu kompozitler olarak da bilinmektedir. İnorganik doldurucu partikül boyutları 50-100 µm ve ağırlıkça %70-%80 oranında inorganik doldurucu partikül içerir. Bu kompozitler çok dayanıklı olmalarının yanında cilalanabilirliklerinin yetersiz ve yüzey düzleştirme işlemlerinin zor olması, ayrıca renk değişimi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu nedenle günümüzde pek sık kullanılmamaktadır (24, 37).

Küçük partiküllü makro dolduruculu kompozitler: İnorganik doldurucu partikül boyutları 1-5 µm ve ağırlıkça oranları %70-%80'dir. Çekme ve basma dayanımları ile kırılma dayanımları yüksek ve cilalanmaları iyidir (24, 38).

Mikro dolduruculu kompozitler: İnorganik silikon dioksit doldurucu partikül boyutları 0,02-0,04 µm ve ağırlıkça oranları %35-%40'tır. Yüksek oranda cilalanabilir özelliklerinin yanında tatmin edici estetik görünüm sağlamaktadırlar. Stresin yoğun olduğu arka bölgelerde sıklıkla marjinal kenarlarda veya kütlelerinde kırılmalar meydana gelmektedir. Küçük partiküllü kompozit rezinlere göre inorganik doldurucu içerik yüzdesinin daha düşük olmasından dolayı, fiziksel ve mekanik özellikleri yetersizdir. Diğer kompozit rezinlerle karşılaştırıldıklarında termal genişleme katsayıları ve basma dayanımları yüksek, elastiklik modülleri, çekme dayanımları ve kırılma dayanımları daha düşüktür (30).

Hibrit kompozitler: Bu kompozit rezin grubunda ise farklı tipte inorganik doldurucu partiküller 0,04 µm ve 1-5 µm boyutlarında ve ağırlıkça %70-%80 oranındadırlar. Ortalama inorganik doldurucu partikül boyutu 1 µm ve üzeri olan kompozitler hibrit, 1 µm'nin altında olan kompozitler ise mikrohibrit olarak adlandırılır. Bu kompozit rezin materyaller genellikle radyopak olup fiziksel ve mekanik özellikleri, geleneksel kompozit

rezinlerle küçük partiküllü makro doldurucu kompozit rezinler arasındadır (24, 38).

Nano kompozitler: Kompozit rezin teknolojisinde gelişen en son yenilik nano doldurucu partiküllü kompozit rezinlerin üretimidir. Bir çok üretici firma kendi mikrohibrit kompozit rezin formüllerini modifiye edip daha çok nano partikül içermesini sağlamışlardır. Genel olarak nanohibrit ve mikrohibrit kompozitlerin bükme dayanımı benzer olup mikro doldurucu kompozit rezinlere göre daha yüksektir (39).

2.2.2.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre

Kompozit rezinler polimerizasyon yöntemlerine göre;

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler
- Ultraviyole ışıkla polimerize olan kompozit rezinler
- Işıklı polimerize olan kompozit rezinler
- Hem kimyasal yolla hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezinler şeklinde sınıflandırılmaktadır (36).

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler: İki pat şeklinde üretilen bu kompozit rezinlerin karıştırılmasıyla beraber kimyasal reaksiyon başlar. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur (22). Karıştırma işlemi sırasında polimerizasyon başladığından dolayı hastaya uygulama zamanı oldukça kısadır ve hekimin hızlı çalışmasını gerektirir. Ayrıca karıştırma işlemi homojen yapılamaz ise kütlede her yerinde polimerizasyon da homojen olamamakta ve dolayısıyla kompozitin fiziksel özellikleri olumsuz etkilenmektedir. Diğer dezavantajları ise renk seçeneklerinin kısıtlı olması, yetersiz marjinal uyum ve zayıf mekanik özellikler göstermesidir (36, 37).

Ultraviyole ışıkla polimerize olan kompozit rezinler: Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerdeki polimerizasyon hatalarını ortadan kaldırmak amacıyla piyasaya sürülmelerine rağmen UV cihazlarının güvenlik sorunları nedeniyle kullanılmamaktadırlar (36, 37).

Işıklı polimerize olan kompozit rezinler: İçeriğinde görünür mavi ışığa duyarlı kamforokinon maddesi bulunan kompozit rezinlerdir. Kamforokinon yaklaşık 420-450 nm

dalga boyu ışığa maruz kaldığında, polimerizasyon reaksiyonunu başlar. Dental uygulamalarda, kuartz tungsten halojen (QTH) ve LED (Light Emitting Diyode) ışık kaynakları bu amaçla sıklıkla kullanılan cihazlardır (40). Işıkla polimerize olan kompozit rezin sistemlerin diğer sistemlere göre avantajları; tek pat içermesi, çalışma zamanının uzun olması, renk seçeneklerinin geniş olması, bitirme işlemlerinin kolay, tabaka şeklinde polimerize edildiklerinde daha az büzülme göstermesidir (41).

Hem kimyasal yolla hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezinler: Polimerizasyonun ışıkla başlayıp ve kimyasal olarak devam ettiği sistemlerdir. Işıkla tam polimerizasyonun sağlanamayacağı özellikle derin kavitelere, 2 mm'den daha kalın kompozit uygulamalarında, girişin zor olduğu ara yüzeylerde kullanılması tavsiye edilmektedir. Günümüzde daha çok rezin simanlarda kullanılmaktadır (42).

2.2.2.3. Viskozitelerine göre

Akışkan kompozit rezinler: Işıkla polimerize edilen ve düşük viskoziteli akıcı kompozit rezinlerdir. Kondanse olabilen kompozitlerin altında stres kırıcı olarak kullanılmaktadırlar. Ayrıca restorasyon yüzeyinde, kenarlarında kalan mikro çatlakların kapatılmasında kullanılmaktadır (42). Enjeksiyon sistemi, kullanımını kolaylaştırır. Akıcı kıvamları sayesinde kaviteletin ulaşılması güç bölgelerine bile ulaşabilirler. Doldurucu miktarları hibrit kompozitlere göre daha az olduğundan (%37-63) aşınmaya karşı dirençleri zayıftır (29, 43).

Kondanse edilebilen kompozit rezinler: İnorganik doldurucu partikül miktarının artırılmış olduğu bu tip kompozit rezinler, aşırı basınç altındaki posterior dişlerin restorasyonunda, amalgama benzer tepme şekilde uygulanırlar. Viskozitenin artması polimerizasyon büzülmesini azaltsa da hibrit kompozitlere oranla daha büyük doldurucu partikül içermesinden dolayı, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır (27, 43).

2.2.3. İndirekt laboratuvar kompozit rezinler

İlk jenerasyon indirekt kompozit rezinler 1980'lerde Touati ve Mörmann tarafından posterior inley ve onleyler için tanıtılmıştır (44). Direkt kompozit rezin restorasyonların

linik kullanımında, yetersiz polimerizasyon derinliği nedenli restorasyonun tamamlanmamış polimerizasyonu ve polimerizasyon büzülmesi sonucu kavite marjinal kenar uyumsuzlukları gibi karşılaşılan sorunların etkilerini azaltmak amaçlı direkt kompozit rezinlerin hem teknik hem de fiziksel özelliklerin geliştirilmesiyle indirekt kompozit rezin sistemlerin klinik kullanımı başlamıştır. İlk jenerasyon indirekt kompozit rezinlerle ilgili yapılan in vitro ve klinik çalışmalarda, bükme dayanımı 10-60 MPa ve elastiklik modülüsü 2-5 GPa arasında olduğu ve ayrıca organik matriks ile inorganik doldurucu partiküller arasındaki yetersiz bağlanmadan dolayı aşınmaya karşı dirençleri zayıf, yüksek oranda blok halinde kırılmalar, mikrosızıntı, marjinal aralık ve adeziv başarısızlıklar bulunmuştur (45). Bu sorunların üstesinden gelebilmek adına ikinci jenerasyon indirekt kompozit rezinlerde üç alanda gelişime gidilmiştir. Bunlar; kimyasal bileşimin yapısında ve polimerizasyon tekniklerinde yenilikler ve ayrıca fiber ile güçlendirme denenmiştir. İkinci jenerasyon indirekt kompozit rezinler, 0.04-1 µm çapında mikro hibrit inorganik doldurucu partikül içerdiklerinden dolayı mekanik özellikleri ve aşınmaya karşı olan dirençleri artmıştır, organik matriks içeriği azaltıldığından dolayı da polimerizasyon büzülmesi azalmıştır (44). İlk jenerasyon indirekt kompozit rezinlerin ağız içinde ikinci kere polimerizasyonu monomer dönüşümünde artışı sağladığı, fakat bu durum fiziksel özelliklerin gelişimine her hangi bir katkıda bulunmadığı rapor edilmiştir. İkinci jenerasyon kompozit rezinlerde ise ısı, vakum, basınç ve oksijensiz ortam gibi farklı polimerizasyon teknikleri geliştirilmiştir (46).

İkinci jenerasyon indirekt laboratuvar kompozit rezinlerin özellikleri;

Mekanik özellikler: İnorganik doldurucu partiküllerinin hacimce artırılması ve polimerizasyon yöntemlerinde ki ilerlemeler, materyalin bükme dayanımını 120 – 160 MPa ve elastiklik modulusunu 8.5-12 GPa'a yükseltmiştir (45). Yapılan bir çok laboratuvar çalışmasında, yüksek oranda inorganik doldurucu partiküllerin hacimce büyümesi materyalin mekanik özelliklerini de geliştirmektedir. Aşınma direncinin araştırıldığı bazı çalışmalarda ise, inorganik doldurucu partikül büyüklükleri, hacimleri, şekilleri ve organik matrikse bağlanmaları aşınmayı etkilediği söylenmiştir (45).

Optik özellikler: Renk stabilitesi, kompozit rezin materyaller için sonuçlarının tahmininin güç olduğu bir konudur. Polimerizasyon tekniği ve sonrasında arta kalan ve bağ oluşturamayan çift bağlar, restorasyon materyalinin renk stabilitesini etkileyecektir (45).

Marjinal adaptasyon ve mikrosızıntı: Yapılan laboratuvar çalışmalarında, indirekt kompozit rezinlerin, direkt kompozit rezinlere göre daha az mikrosızıntı yaptığı bulunmuştur (47). Bazı araştırmacılar ise, termal siklus sonrasında direkt ve indirekt kompozit rezinlerde mikrosızıntı açısından anlamlı bir farklılık bulmamışlardır (48, 49). Aggarwal ve ark., termal siklus sonrasında indirekt kompozit rezinlerin bağlanma dayanımı ve marjinal adaptasyonlarının, direkt kompozit rezinlere göre daha iyi olduğunu söylemişlerdir (50).

Yüzey özellikleri: Materyalin yüzey pürüzlülüğünün neden olduğu plak birikimine bağlı olarak oluşan sekonder çürükler, indirekt kompozit rezinlerin başarısızlıklarından biridir. Biofilm tabakasının oluşmasında, organik rezin matriks ve inorganik doldurucu partikül büyüklükleri etkilidir. Küçük partiküller daha düz bir yüzey oluşmasını sağlar ve böylelikle daha az biofilm adezyonu oluşur. Bakteri adezyonunun diğer bir nedeni ise materyal içinde artık monomerin varlığıdır (51).

İndirekt kompozit rezinlerin yüzey işlemleri: Yüzey pürüzlendirmek ve bağlantıyı arttırmak için alumina oksit partikülleri ile 10 saniye kumlama yapılması tavsiye edilmiştir (52). Ayrıca kumlama işlemi sonrasında silan uygulanmasının bağlanma dayanımını arttırdığı söylenmiştir (53).

İndirekt kompozit rezinlerin endikasyonları (54-56);

- Anterior ve posterior jaket full kuronlar,
- Metal destekli kompozit veneer restorasyonlar
- İnley ve onley restorasyonlar,
- Lamina veneerler,
- Sabit veya hareketli implant üstü yapılar ve gingival kısımları,
- Teleskop kuronların veneerlenmesi,
- Tam protezlerde yapay diş olarak,
- CAD/CAM metal alt yapıların veneerlenmesi
- Direkt veya indirekt teknik ile protetik restorasyonların tamirinde kullanılmaktadır.

İndirekt kompozit rezinlerin klinik avantajları: Prosedürlere uygun işlenmiş bir

indirekt kompozit restorasyon aşınmaya karşı dirençli olduklarından dolayı okluzal yüzey restorasyonlarında kullanılabilirler ve estetikirler, kolayca cilalanabilirler. Ayrıca post operatif hassasiyetin daha az geliştiği, polimerizasyonun materyalin simantasyonu esnasında, ince bir tabaka yapıştırıcı simanda olduğu bu nedenle odontoblastik aktivitenin daha az meydana geldiği söylenmektedir. Direkt kompozit restorasyonlara nazaran daha iyi mekanik özellikler gösterdiği ve polimerizasyon büzülmesinde anlamlı azalmalar olduğu belirtilmektedir. Bununla birlikte, ara yüz kontakt bölgelerin işlenmesinin daha kolay, marjinal uyumun daha başarılı ve anatomik morfolojinin daha kolay işlendiği böylece estetiğin sağlandığı belirtilmiştir. Tam porselen veya metal destekli porselen restorasyonlara göre, çiğneme kuvvetleri iletiminin indirekt kompozit rezinlerde daha az olduğu, gelen darbe kuvvetlerini porselene göre % 57 daha azalttığı ve baskı kuvvetlerinin etkisini azalttığı iddia edilmektedir. Ayrıca marjinal kırıkların, porselen restorasyonlara nazaran daha az yaşandığı, yaşansa dahi tamirinin porselene göre çok daha kolay olduğu ve marjinal uyumun indirekt kompozit rezinlerde porselene nazaran daha başarılı olduğu söylenmektedir. Bununla birlikte fazla madde kaldırılmadan restorasyon yapılmasını sağlar ve sertlikleri mineye yakın olduğundan karşıt dişlerde aşınmaya neden olmazlar. Elastiklik modüllerinin düşük olması kırılma dayanıklılıklarını azaltır. İnorganik doldurucu partikül içeriğinin fazla olması renk stabilitesi sağlar. Kompozit esaslı yapıştırıcılarla yüksek oranda bağlanma sağlanabilmektedir (45,46).

Günümüzde kullanılan bazı indirekt kompozit rezin sistemleri Tablo 2.2'de gösterilmiştir.

Tablo 2.2 - Bazı indirekt kompozit rezin materyaller listesi

Materyal	Marka
GC Gradia Indirect	GC Corporation, Tokyo, Japan
Sinfony	3M ESPE, Seefeld, Germany
Tescera ATL	Bisco, Schaumburg, IL, USA
True Vitality	Den-Mat, Santa Maria, CA
Cristobal	Dentsply/Ceramco, Yotk, PA, USA
Diamond Crown System	DL Medica Spa
SR Adoro- Vectris	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
SR Nexco Paste	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Ceramage	Shofu Inc., Kyoto, Japan
Solidex	Shofu Inc., Kyoto, Japan
Estenia	Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan
Enamel Tender Plus	Micerium spa., Avegno (GE), Italy
BelleGlass	Kerr/Sybron, Orange, CA, USA
Artglass	Heraus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany
Signum	Heraus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany
Sculpture-Fibrekor	Jeneric/Pentron, Wallingford, USA

2.3. Metaller ve metal alaşımlar

Metaller doğada en çok bulunan elementlerdir. Periyodik tabloda bulunan 103 elementin 80 tanesi metal olarak değerlendirilebilir. Katı metaller diğer kimyasal elementlerden daha yoğun, sert ve dayanıklı olmalarının yanı sıra ısı ve elektriği iyi iletmeleri en önemli karakteristik özellikleridir. Metaller saf halde tek bir elementten ibarettirler. Metallere başka elementler ilave edilerek özellikleri geliştirilir. Bu şekilde elde

edilen metal karışımına alaşım denir (27, 57).

Saf metaller, genellikle yumuşak olup kolayca korozyona uğrayabilirler. Bu nedenle diş hekimliğinde kullanılan metaller daha çok alaşım şeklindedir. Diş hekimliğinde ilk kullanılan metal saf altındır fakat gelişen teknolojiyle birlikte saf altının yerine fiziksel özellikleri daha üstün, korozyona dirençli ve daha ekonomik olan dental alaşımlar tercih edilmeye başlamıştır (57).

2.3.1. Metal alaşımların yapısı

Metaller, genellikle katı halde ve kristal yapıdadırlar. Eriyen metal veya alaşım soğutulunca, belirli kristal odaklarından kristalizasyon tipi katılma başlar. Metallerin eriyik halden katı hale geçerken oluşturdukları kristal yapılar, sıcaklık düşüp tüm materyal katılınca ve tüm dendritik kristaller birbirleri ile temas edip büyüünceye kadar devam eder. Her bir kristale gren adı verilir ve birbirleri ile temas eden iki gren arasındaki alan gren sınırı olarak adlandırılır.

Kristalizasyondan sonra grenler, merkezi odaktan her yöne aynı uzaklıkta durur. Tam kübik veya küresel olmayan, herhangi bir geometrik şekle uymayan yapıları vardır. Mekanik özelliklerdeki büyük değişimler merkezi odağa eşit uzaklıkta olan bu yapının, daha uzun ve fibröz yapıya geçişiyle meydana gelir (21). Her gren içindeki atomların yerleşimi üç boyutlu kübik kafes şeklindedir. Herhangi bir kristalin yerleşimi atomik çap ve atomlar üzerindeki değerlerin dağılımına dayanır. Düzgün bir kristal yapı eğilimi varsa yapısal bozukluklara sıklıkla rastlanır. Bu bozukluklara dislokasyon adı verilir ve bunların mevcudiyeti metal ve alaşımların çekilebilirliğini etkiler. Metal ve alaşım yüksek bir gerilim altında tutulursa, dislokasyonun kafes boyunca ilerleyerek gren sınırına ulaşması mümkündür. Dislokasyonun hareket ettiği düzleme kayma düzlemi ve bu hareketi başlatmak için gerekli gerilime de elastik limit denir (21, 58, 59).

Pratik açıdan, elastik limitin üzerinde kuvvetlerin uygulanması dislokasyonların hareketi sonucu, materyalin daimi deformasyona uğramasına yol açar. Kullanım alanına göre bu avantaj veya dezavantaj olabilir. Gren sınırları dislokasyonların hareketlerine doğal bir engel oluşturur. Gren boyutu küçüldükçe, gren sınırlarının yoğunluğuda artar. İnce gren yapısına sahip metaller genellikle daha serttir ve kaba gren yapısına sahip metallerden daha yüksek elastiklik limitine sahiptirler. Bunun için materyalin mekanik

özelliklerinin gren boyutu kontrol edilerek belli oranlarda değiştirilmesi mümkündür (21).

Metaller eriyik halde iken birbirleri içinde karşılıklı eriyebilme özelliğine sahiptir. İki metalin birleştirilmesine “binary”, üç metalin birleştirilmesine ise “tersiyer” alaşım adı verilir. Alaşım sistemi, alaşımın mümkün olan tüm birleşme olasılıklarını belirtir (57).

Eriyik halde, metaller birbirleri içinde karşılıklı eriyebilme özelliğine sahiptirler. Erime derecesinin altına soğutulduklarında 4 tip olay meydana gelir:

1. Bileşimi meydana getiren metaller birbiri içinde erimiş halde kalır. Buna katı çözeltiler adı verilir. Katı çözeltiler üç şekilde olabilir. Düzensiz katı çözeltilerde, alaşımı oluşturan metaller kristal kafesinde düzensiz yerleşim gösterirler. İkinci olasılık olan düzenli katı çözeltilerde metallerin kafes içinde belirli bir yerleşim yeri vardır. Üçüncü tip intertisyal solid solüsyondur. Burada metallerden biri esas kafes içinde, diğeri ise kafesler arasında yer alır. Böyle bir durum, alaşımı oluşturan metallerden birinin çapının diğerdinden çok küçük olması halinde meydana gelir. Katı çözeltiler genellikle sert, dayanıklı ve bileşimdeki saf metallere göre elastiklik limiti daha yüksek metallerdir. İşte bu nedenle metaller tek başlarına çok seyrek kullanılır. Bu sertleşme etkisine çözeltiler sertleşmesi adı verilir. Değişik atomik çapa sahip metaller aynı kafes içinde yer alınca, dislokasyon hareketlerine karşı kayma düzlemleri boyunca mekanik bir direnç oluşturdıkları düşünülmektedir.
2. Alaşımı meydana getiren metaller birbiri içinde hiçbir şekilde erimezler. A ve B metalinden oluşan bu ikili alaşım incelendiğinde bazı bölgelerde A metali bazı bölgelerde B metali görülür. Bu tip alaşımlar, özellikle bileşimdeki metallerin elektrokimyasal potansiyelleri çok farklı ise elektrolitik korozyona karşı çok dirençsizdirler.
3. İki metal birbiri içinde kısmen erirler. A ve B metalleri için iki belirgin faz oluşur. Bunlardan biri A metali içinde erimiş B solüsyonu, diğeri de B metali içinde erimiş A solid solüsyonudur.
4. Eğer iki metal birbirlerine karşı belli bir afinite duyuyorsa, belirgin bir kimyasal formülü olan intermetalik bileşikler oluştururlar. İntermetalik bileşiklerin belirgin elektron gereksinimi olduğundan kristal bozuklukları çok azdır. Buna bağlı olarak kayma düzlemleri boyunca hareketleri de çok azdır. Bu nedenle, bu materyaller oldukça sert, kırılma ve çekilebilmeleri çok zordur.

Metaller için söz konusu olan tüm prensipler alaşımlar için de geçerlidir. Alaşımların fgen boyutu, soğuma hızına bağlı olarak kontrol edilebilir. Ayrıca alaşımlar soğuk çalışma ile de elde edilebilir ve uygun şartlar altında rekristalizasyon ve gren büyümesi sağlanabilir (21).

2.3.2. Dental alaşımların sınıflandırılması

Metal alaşımlarının terminolojisi;

Soy: Oksidasyona karşı iyi kimyasal stabiliteleri, korozyon ve paslanmaya karşı dirençleri ile karakterize metallerdir (60). Diş hekimliğinde kullanılan 7 soy metal vardır; altın ve platin grubunda olan platin (Pt), paladyum (Pd), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os), rodyum (Rh) ve rutenyum (Ru). Bazı araştırmacılar gümüşü (Ag) de soy metaller grubuna sokarken ağız içinde uygulandığında okside olabildiği için diş hekimliğinde soy grubunda yer almaz (61).

Soy olmayan: Soy olmayan metaller okside olabilirler. Soy olmayan metal terimi çoğunlukla 'kıymetsiz' veya 'baz' metal terimleriyle eş anlamlı kullanılır.

Kıymetli: Az bulunan ve ticari olarak elde edilmeleri maddi açıdan pahalı olan metaller için kullanılan bir terimdir. Diş hekimliğinde altın, gümüş, platin grubundaki altı metal, berilyum, galyum ve indiyum kıymetli metal grubundadır. Görüldüğü gibi tüm soy metaller kıymetliken tüm kıymetli metaller soy değildir.

Kıymetsiz: Kolay bulunan ve ticari olarak elde edilmeleri maddi açıdan ucuz olan metaller için kullanılan bir terimdir. Teknik olarak çok doğru bir terim olmasa da diş hekimliği literatüründe çok yaygın olarak kullanılmaktadır.

Baz metal: Soy olmayan ve kıymetsiz metallerin bir başka tanımıdır. Diş hekimliği literatüründe de aynı anlamda kullanılır. Diş hekimliğinde nikel, krom, kobalt ve alüminyum bunlardan bir kaçıdır (58, 59).

Tarihsel açıdan tanımlanan ilk alaşımlar 1920'lerde kullanılan altın alaşımları olmuştur. Altın alaşımları önce dental fonksiyonlarına göre daha sonra da içeriklerine göre

sınıflandırılmıştır. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA), 2007 yılında, protetik amaçlarla kullanılan alaşımları içeriklerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırmıştır (62):

1. Yüksek soy metal alaşımları
 - a) Altın-Platin
 - b) Altın-Paladyum
 - c) Altın-Bakır-Gümüş-Paladyum
2. Titanyum alaşımları
3. Soy metal alaşımları
 - a) Altın-Bakır-Gümüş-Paladyum
 - b) Paladyum-Bakır-Galyum
 - c) Paladyum-Gümüş
4. Temel metal alaşımları
 - a) Nikel-Krom Alaşımları
 - i. Nikel-Krom –Berilyum
 - ii. Nikel-Krom (yüksek krom içeren)
 - iii. Nikel-Krom (düşük krom içeren)
 - b) Kobalt-Krom alaşımları

2.3.3. Dental alaşımların özellikleri

Dental alaşımlar şu nitelikleri taşımaktadır (22):

1. Biyouyumlu olmalıdır.
2. Korozyon ve lekelenmeye karşı dirençli olmalıdır.
3. Estetik olmalıdır.
4. Metal seramik restorasyonlar için, alaşımın termal genişleme katsayısı kullanılacak porselen ile son derece uyumlu olmalı ve alaşım yüksek sıcaklık derecelerini tolere edebilmelidir.
5. Net dökümler elde edilebilmesi için erime derecesi düşük olmalıdır.
6. Dökümden elde edilen restorasyonun hasta ağızda tam olarak adaptasyonu için soğuma esnasında büzülme göstermemelidir.
7. Ağız içinde meydana gelebilecek baskı, gerilme, bükülme gibi kuvvetlere karşı direnç göstermelidir.

8. Karşıt dişler ve restorasyonlar karşısında aşınmaya direnç gösterecek fakat mine ve porselen gibi diğer materyaller üzerinde aşındırıcı etki oluşturmayacak sertlikte olmalıdırlar.
9. Hem sabit hem de hareketli bölümlü protez yapımına olanak sağlamalıdırlar.
10. Final restorasyonda en küçük detayları bile başarıyla elde edebilmek amacıyla dökülebilirlik özelliği yeterli seviyede olmalıdır.
11. İstenilen şekilde parlatılabilmelidir.
12. Porselen bağlanmasına olanak vermelidir.
13. Ekonomik olmalıdır.

2.3.4. Titanyum ve titanyum alaşımları

Titanyumun ilk kaydedilmiş keşfi, 1791'de rahip ve amatör bir metalürjist olan, siyah manyetik kum araştıran William McGregor tarafından yapılmıştır (63). Titanyumun imali %98'lik konsantrasyonla başlar. Bundan karbon ilavesi ve klorlama ile ekzotermal reaksiyon sonucu $TiCl_4$ elde edilir. Bunu takip eden damıtma işlemi ile demir, vanadyum, silisyum gibi yan ürünler elde edilir. Asal gaz atmosferi altında çelik bir reaktörde $TiCl_4$ magnezyum ya da sodyum ile indirgenir. Bu sırada meydana gelen ekzotermal reaksiyon sonucu "Titan Süngeri" denilen metalik titanyum açığa çıkar. Titan süngeri küçük parçalara ayrılır, temizlenir, elektrorlara bağlanır. Vakumlu fırında eritilir. Kalitesinin yüksek olması için eritme işlemi en az iki kez tekrarlanır. Elde edilen titanyum blokları sıcak soğuk değişim işlemleri ile levha, çubuk, tel, blok gibi formlara dönüştürülür. (26, 64-66).

Hareketli ve sabit protezler için titanyum esaslı döküm materyallere olan ilgi, yaklaşık olarak titanyum implantların geliştirilmesiyle aynı döneme rastlamaktadır. Elektrokimyasal bozulmaya dirençli olmaları, biyolojik uyumlarının iyi olması, düşük ağırlık ve yoğunluklu olmaları ve fiziksel özelliklerinin iyi olması titanyum esaslı materyallerin diş hekimliği uygulamaları açısından cazibesini arttırmıştır. Diş hekimliğinde bir kaç farklı titanyum türevi kullanılmaktadır. Bunlar; Ti_6Al_4V , saf titanyum, döküm ve soğuk şekillendirilen titanyum alaşımlarıdır. Farklı titanyum türlerinin üretim şekilleri, bileşimleri, yapıları ve özellikleri birbirinden tamamen farklıdır (26, 27, 65).

Titanyum, diş hekimliğinde dental implant materyali olarak, yüzey kaplamasında ve

daha yeni olarak da sabit, parsiyel, total protezlerde ve ortodontik tellerde kullanılmaktadır (27, 65).

2.3.4.1. Titanyumun yapısı

Titanyum, düşük sıcaklıklarda sıkı paketli altıgen yapılı α fazında bulunan ve 885 derecenin üstünde body-centered cubic (BCC) yapısına (β fazına) dönüşen allotropik bir elementtir. Bu yapısal geçiş, titanyumun α , α' 'ya yakın, α/β ve β olmak üzere dört farklı faz kombinasyonunu ortaya çıkarmıştır (67).

α -titanyum alaşımları, özellikle saf titanyumdan ve oda sıcaklığında sadece α -fazı bulunduran α fazlı alaşımlardan elde edilir. Bu alaşımlar, yüksek akma direncine sahiptir dolayısıyla da yüksek ısı işlemlerden sonra soğuma esnasında mikro yapısında ve mekanik özelliklerinde önemli değişiklikler oluşmamaktadır (68).

Diş hekimliğinde kullanılan titanyum alaşımları, α -fazındaki saf titanyum, α/β fazındaki Ti_6Al_4V ve β -fazındaki Ti-Mo ortodontik telleridir. Titanyum ve alaşımları, diş hekimliğinde döküm, soğuk şekillendirme ve frezeleme tekniğiyle kullanılmaktadır (67).

Klinik olarak en çok ilgiyi, titanyumun iki farklı türevi çekmiştir. Bunlardan birisi CpTi (Commercially Pure - saf titanyum) diğeri de % 6 alüminyum, % 4 vanadyum içeren Ti_6Al_4V alaşımıdır (26, 65, 69).

2.3.4.2. Saf Titanyum

Alaşım halde bulunmayan saf titanyum, oksijen ve demir içeriğine göre dört farklı şekilde (Grade1-4) bulunabilir (Tablo 2.3). Saf titanyum, % 0,18-0,40 oranında oksijen içermektedir. Oksijen, solüsyonda metalin tek fazda kalmasını sağlamaktadır. Oksijen, nitrojen ve karbon gibi elementler, sıkı paketli altıgen yapılı α fazında, kübik formulu β -fazına göre daha fazla çözünürlüğe sahiptir. Bu elementler, solid haldeki yapıyı titanyuma dönüştürür ve α -fazının stabilizasyonuna yardım ederler. Molibden, kobalt, nikel, niobiyum, bakır, palladyum ve vanadyum gibi geçiş elementleri ise en çok kullanılan β stabilizörleridir. α - stabilizörleri, allotropik dönüşüm sıcaklığını arttırmasına karşın β -stabilizörleri düşürmektedir. β titanyum alaşımları, α -fazlı alaşımlara göre daha dirençli ancak daha kırılğandır (26, 27, 67, 68).

Tablo 2.3 – Saf titanyumun kimyasal bileşimi

Element	Saf Titanyum Grade			
	1	2	3	4
Nitrojen (max.)	0,03	0,03	0,05	0,05
Karbon (max.)	0,10	0,10	0,10	0,10
Hidrojen (max.)	0,01	0,01	0,01	0,01
Demir (max.)	0,20	0,30	0,30	0,50
Oksijen (max.)	0,18	0,25	0,35	0,40
Titanyum	99,48	99,31	99,19	98,94

2.3.4.3. Ti_6Al_4V

Titanyuma az miktarlarda alüminyum ve vanadyum ilave edildiğinde alaşımın direnci, saf titanyuma göre daha fazla artmaktadır. Alüminyum, α - stabilitörü olarak görev yaparken, vanadyum β - stabilizasyonunda rol oynamaktadır. α - β dönüşümünün ortaya çıktığı sıcaklıkta bu elementlerin titanyuma ilave edilmesiyle dönüşüm baskılanmış olur ve bu şekilde oda sıcaklığında hem α - hem de β - formları oluşmuş olur. Bu nedenle Ti_6Al_4V , α ve β grenlerinin iki fazlı yapısına sahiptir. Kolay ulaşılabilirliği, çalışma şartlarının uygunluğu ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özelliklere sahip olmalarından dolayı bu alaşımlar, farklı titanyum alaşımları arasında hala en yaygın olarak kullanılan biyomateryallerdir (26, 68, 69).

Biyomateryal olarak özellikle de sert doku protezi olarak kullanılan titanyum alaşımlar, yüksek direnç-düşük elastiklik modülü, yüksek yorulma direncine sahip ve kolay çalışabilir olmalıdır. Titanyum alaşımların mekanik özellikleri, alaşımın bileşimi, fazların dağılımı ve termo-mekanik sürece doğrudan bağlıdır (Tablo 2.4) (69).

Saf titanyum, beyaz, parlak, düşük yoğunluklu, yüksek dirençli ve korozyon direnci mükemmel bir materyaldir. Yumuşaktır ve diğer bir çok metal için önemli bir alaşımlama elementidir. Saf titanyumun gerilim özellikleri, büyük oranda oksijen içeriğine bağlıdır.

Oksijen içeriğinin artması, esnekliği azaltmasına karşın gerilim streslerini ve sertliği artırmaktadır (26, 27, 64).

Tablo 2.4 - Biyomedikal titanyum alaşımların bazı mekanik özellikleri

Materyal	Gerilme Direnci (MPa)	Kalıcı Deformasyon Direnci (MPa)	Uzama (%)	Elastiklik Modülü (GPa)
α - tip				
Saf Ti Grade 1	240	170	24	102,7
Saf Ti Grade 2	345	275	20	102,7
Saf Ti Grade 3	450	380	18	103,4
Saf Ti Grade 4	550	485	15	104,1
$\alpha+\beta$ tip				
Ti6Al4V	895-930	825-869	6-10	110-114
Ti6Al4V ELI	860-965	795-875	10-15	101-110
Ti6Al7Nb	900-1050	880-950	8,1-15	114
Ti5Al2.5V	1020	895	15	112
β tip				
Ti13Nb13Zr	973-1037	836-938	10-16	79-84
Ti12Mo6Zr2Fe	1060-1100	1000-1060	18-22	74-85
Ti15Mo	874	544	21	78
Ti15Mo5Zr3Al	852-1100	838-1060	18-25	80
Ti15Mo2.8Nb0.2S,	979-999	945-987	16-18	83
Ti35.3Nb5.1Ta.7.1Zr	596,7	547,1	19	55
Ti29Nb13Ta4.6Zr	911	864	13,2	80

Titanyum alaşımların bazı özelliklerinin baz metal alaşımlarla karşılaştırılması Tablo 2.5'te gösterilmiştir. Saf titanyumun elastisite modülü 55 ile 114 GPa'dır (26, 69). Co-Cr gibi diğer biyomateryallerin elastisite modülleri 190 ile 240 GPa arasında değişmektedir. Bu değerler elastisite modülü 17-28 GPa olan kemiğe göre oldukça yüksektir. Biyomedikal titanyum alaşımlarının elastisitesi ise diğer biyomedikal materyallerden daha düşüktür (66, 69). Bu durum, titanyum alaşımlarının kullanımını olumlu yönde etkilemektedir. β titanyum alaşımlar genelde Nb, Ta, Zr gibi non-toksik elementlerden oluşmuştur. Elastiklik modülünün diğer titanyum alaşımlarına göre daha düşük olmasından dolayı β tipi titanyum alaşımlar biyoyumluluk yönünden daha üstün kabul edilmektedir (68, 69).

Tablo 2.5 - Titanyum ile baz metal alaşım Co-Cr alaşımın karşılaştırılması

Özellik	Co-Cr alaşım	Titanyum	Ti₆Al₄V
Density/yoğunluk (g/cm³)	8,9	4,5	4,5
Döküm sıcaklığı (C)	1500	1700	1700
Tensile strength (MPa)	850	520	1000
Elastisite modülü (GPa)	190-230	110	85-115
Sertlik (VHN)	360-430	200	-
Ductility/esneklik (%)	2-8	20	14

Titanyum, bir çok metal ile alaşımlanabilmektedir. Bu şekilde, direncin arttırılması, akma direncinin yükseltilmesi ve dökülebilirlik gibi özelliklerin iyileştirilmesi amaçlanmaktadır. Titanyumun alüminyum ve vanadyum ile alaşımlanması, mekanik özellikleri saf titanyuma göre arttırmaktadır. Titanyumun alüminyum (Al) ve vanadyum (V) alaşımları α - ve β -fazlarının karışımıdır. α -fazı göreceli olarak daha yumuşak ve fleksibl iken β -fazı daha sert ve güçlüdür. α - ve β - fazlarının oranlarının değiştirilmesiyle de mekanik özelliklerin büyük bir çoğunluğunu değiştirmek mümkündür (26, 65). Ti₆Al₄V alaşımları için, parsiyel protezler gibi yüksek stresle karşılaşılan durumlarda kullanılmayı sağlayan yüksek gerilim özelliklerine (~1030MPa) ulaşmak saf titanyuma göre daha kolaydır (26).

Korozyon direnci, metalik biyomateryallerin en önemli özelliklerindedir (68). Korozyon, hem protezlerin bozulması hem de protezlerden potansiyel olarak toksik veya allerjik parçaların salınması anlamında ciddi problem oluşturmaktadır. Hem saf titanyum hem de Ti₆Al₄V, korozyona karşı direnci yüksek materyaller olarak yüksek bir popülariteye sahiptir. Titanyumun yüksek korozyon direnci, yüzeydeki yaklaşık 10 nm kalınlıktaki solid oksit tabakasına (TiO₂) bağlıdır. Bu oksit tabakası, titanyumu asit ataklarına, kimyasal ve ısıl etkilere karşı korumaktadır. Mevcut oksit tabakası herhangi bir şekilde zarar görse bile hava ve su varlığında yeniden oluşabilmektedir. Kalıcı hasarların ortaya çıkması ağızda bulunmayan oldukça yüksek etmenlerin varlığına bağlıdır. Biyolojik

ortamdaki korozyon çalışmaları, titanyumun mükemmel korozyon direncini teyit etmiştir (26, 64-68).

Restoratif alanda titanyumun kullanım amaçları (27, 70-76):

1. Kor materyali olarak kullanılan kompozitlerin yapısında
2. Titanyumla güçlendirilmiş kompozit simanların yapısında
3. Sabit protezlerde kron ve köprü materyali olarak
4. İskelet bölümle protezlerde metal alt yapı olarak
5. İmplant destekli total protezlerde metal kaide olarak
6. Tam protez kaidesi olarak
7. Obtüratör protez yapımında metal kaide olarak
8. Overdenture protezler için tutucu ataçman (Flexi overdenture system) ve metal kaide olarak
9. Maksilofasiyal cerrahide mandibuler rekonstrüksiyon amaçlı plaklar
10. Ortodontik amaçlı tel ve arklar
11. Periodontolojide güçlendirilmiş membran
12. Endodontik amaçlı kök postları, eğeleri
13. Dental implantlar

2.4. Metal-kompozit rezin bağlantısı

Metal-rezin bağlantısı, minimal preparasyon ile hazırlanan maryland adeziv bağlantılı kompozit rezin köprüler restorasyonlarında, implant üstü ve/veya sabit metal destekli porselen kuron veya köprülerde seramik yerine kompozit rezin kullanıldığında, retansiyon problemi olan kuron ve köprülerin adeziv simantasyonunda, metal destekli seramik restorasyonlarda seramik yapıdaki kırıkların ağız içi tamirlerinde ve ortodontik braketlerin dişe yapıştırılmasında önem kazanır (26).

Metal ile kompozit rezin arasındaki bağlantıyı artırmak amacıyla farklı teknikler uygulanmaktadır. Bunlar (26):

- a. Makromekanik retansiyon

b. Mikromekanik retansiyon

- Kumlama
- Elektrolitik pürüzlendirme
- Asitle pürüzlendirme

c. Alaşım yüzeylerinin kimyasal modifikasyonu

- Kalay kaplama
- Metal primerleri ve silanlar
- Silika kaplama
- Silicoater klasik yöntemi
- Silicoater MD
- Kevloc AC sistemi
- Rocatec Tribokimyasal Kaplama Sistemi

Başlangıçta makromekanik retansiyon elemanları kullanılmış olsa da daha sonra mikromekanik ve/veya kimyasal bağlantı yöntemleri geliştirilmiştir. Alaşım yüzeylerinin kimyasal olarak modifikasyonu, fonksiyonel grupları metale direkt olarak bağlanan kompozit rezin adezivlerle gerçekleştirilir. Bis-GAMA veya UDMA esaslı kompozit rezin ile metal arasındaki bağlantıyı artıran diğer yöntemler ise, alaşım yüzeyinin silika kaplama, kalay kaplama, tribokimyasal silika kaplama ve metal primerlerin kullanılmasıdır (26).

2.4.1. Makromekanik retansiyon

Makromekanik retansiyon metal alt yapıli restorasyonların retansiyonunu artırmak amacıyla kompozit rezinin metal alt yapıya kilitlenmesini sağlayan en eski metotlardan biridir. 1960’larda metal destekli porselen restorasyonların ortaya çıkışıyla birlikte 1980’lerin başında metal alt yapıların kompozit rezin ile işlenmesine olan ilgi artmaya başladı. O dönemlerde metal ile kompozit rezin arasındaki bağlantı mekanik retansiyon unsurları olan retansiyon incileri, teller ve teller ile hazırlanan düğümler ile sağlanmaktaydı. Fakat bu yapılar metal alt yapıda kalınlığın artmasına ve dolayısıyla üzerine gelecek olacak kompozit rezinin aşırı konturlu olmasına neden olmaktaydı. Ayrıca halen metal alt yapı ile kompozit rezin arasındaki bağlantının artırılmasına ihtiyaç olduğu düşünmekteydi.

İlk olarak 1973'te Rochette asit etch uygulanmış mineye rezinle bağlanan metal yapıları kullandığını bildirmiştir. Periodontal tedavi sırasında dişlerin immobilizasyonu veya tek diş eksikliklerinin tedavisi amacıyla geliştirilen bu teknikte döküm metal alt yapı doldurucusuz bir kompozitle dişe bağlanmış ve retansiyonu sağlamak için metal yüzeyine hazırlanan perforasyonlardan yararlanılmıştır. Zaman içinde bu teknikte metal perforasyonların metal alt yapıyı zayıflattığı, rezinin direkt olarak tükürükle temasa gelmesine ve plak retansiyonuna bağlı olarak rezinde aşınma ve kırıklar oluştuğu, bağlantı yapılan dişlerde çürüme olduğu ve uzun dönemde de retansiyonun yetersiz olduğu görülmüştür (26).

Makromekanik retansiyonun dezavantajları arasında bağlanma değerlerinin güvenilir olmaması, metal-diş arasında aralık oluşması, materyallerin termal genişleme katsayılarındaki farklılıklardan doğan mikrosızıntı, materyallerin kalınlığında artmaya bağlı olarak restorasyonların aşırı konturlu olması sayılabilir (77).

2.4.2. Mikromekanik retansiyon

Makromekanik retansiyon unsurlarından kaynaklanan sorunların giderilmesi amacıyla Thompson ve arkadaşları 1980'lerde tüm metal yüzeyini retantif hale getiren bir teknik ortaya atmıştır. Ni-Cr alaşımlarına uygulanan bu teknikte ve metal yüzeyleri ya elektrolitik olarak ya da kimyasal olarak asit jelle dağlama yoluyla pürüzlendirilerek daha tutucu hale getirilmiştir. Dağlama işlemi sonucu korozyona meyilli fazların çözünmesi ile pürüzlü veya oluklu bir yüzey oluşmakta; böylece kompozit simanlar mikromekanik kilitleme yoluyla yüzeye bağlanmaktadır Elektrolitik pürüzlendirme hassas bir teknik olduğu ve özel aletler gerektirdiğinden asit jelle kimyasal pürüzlendirme işlemi daha popüler hale gelmiştir (26).

2.4.2.1. Kumlama

Metal yüzeylerinin kumlanmasıdaki amaç genellikle, metal yüzeydeki artıkların uzaklaştırılarak temizlenmesi, oksit tabakasının uzaklaştırılması ve mekanik retansiyonun artırılmasıdır. Kumlama için 50-250 µm'lik alüminyum oksit partikülleri veya cam kürecikler gibi materyaller kullanılır. 4-6 atmosfer basınçlı kumlama cihazlarında gerçekleştirilen bu işlemin sonucunda pürüzlendirilmiş metal yüzeyindeki çentikler ile

mekanik retansiyon sağlarlar (78). Kumlama için kullanılan aşındırıcı partiküllerin etkinliği, partiküllerin sertliğine, şekline ve büyüklüğüne bağlıdır. Genel bir kural olarak kumlama için kullanılacak partiküllerin, uygulama yapılacak materyal yüzeyinden daha sert olması gerekir. Abraziv partiküller bir yüzeye çarptıklarında yüzeyde defektler oluştururlar. Bu defektin büyüklüğü partikül büyüklüğü ile orantılıdır. Partiküllerin şekli de aşındırma işleminde önemlidir. Kumlamanın en önemli fonksiyonu yüzeydeki kontaminasyonları uzaklaştırmak ve yüzey alanını artırarak tutuculuğu artırmaktır (26).

Kumlama için alümina partikülleri kullanıldığında yüzeyden bazı elementlerin ayrılması ve yüzeyde bazı elementlerin toplanması gibi karmaşık reaksiyonlar oluşur. Sonuçta kuvvetli bir metal-rezin bağlantısı sağlayacak şekilde ıslanabilirliği artmış oldukça aktif bir yüzey oluşur. Hızla alaşım yüzeyine çarpan alüminyum oksit partikülleri kinetik enerjiyi ısıya dönüştürerek alaşım yüzeyinde bölgesel olarak erimeye ve yüzeydeki alümina içeriğinin artmasına neden olurlar (79).

Kumlama işlemi için tipik çalışma parametreleri kumlamanın uygulanacak yüzeyin 10 mm uzağından, 10-15 s süreyle ve yüzeye dik bir pozisyonda yapılmasıdır (78). Kumlama işlemi sırasında hava basıncı ile püskürtülen kum taneciklerinin hızı 100–200 m/s, metal yüzeyindeki aşınma ise 100 µm/dk'dır. Kumlama işleminin başarısı sadece uygulamanın niteliklerine değil kumlanan metalin tipine de bağlıdır. Kıymetli metal alaşımlarda daha yumuşak, temel metal alaşımlarında ise daha keskin hatlı çukurcuklar oluşur (78).

Kumlama tek başına kullanıldığı gibi Silicoater ve tribokimyasal silika kaplama yönteminin bir aşaması olarak da tavsiye edilmektedir (81).

El-Sherif ve arkadaşları (1991) alüminyum oksit ile kumlamanın avantajlarını şu şekilde sıralamıştır (82).

- Özel bir ekipman gerektirmemesi
- Yeterli retansiyon sağlaması
- Eğer simantasyonda başarısızlık olursa kolaylıkla ve kısa zamanda yeniden uygulanabilmesi

2.4.2.2. Elektrolitik pürüzlendirme

Bir metal yüzeyinin elektrolitik olarak asitle pürüzlendirilebilmesi için, metal yapı dağlanabilen dendrit grenleri içermelidir. Bu grenler Ni- veya Co- esaslı alaşımlarda mevcuttur, yani sadece bu alaşımlar için bu teknik kullanılabilir. Bu tekniğin esası bazı metalik fazların seçici olarak anodik çözünmesidir. Elektrolitik pürüzlendirme soy metaller içeren diğer alaşımlar için uygun bir yöntem değildir, çünkü yüzeyde yeterli düzeyde mikroretantif yapı oluşturulamaz (83).

Elektrokimyasal pürüzlendirme işlemi rezin bağlantısı için oldukça tutucu bir yüzey oluştursa da özel aletler gerektirmesi, uzun zaman alması ve oldukça hassas bir teknik olması dezavantajlarını taşır. Normalde elektrotlar arası mesafedeki herhangi bir değişiklik, etching solüsyonlarının direncini değiştirebilir. Yine akım yoğunluğundaki oynamalar pürüzlendirme işleminin başarısını etkileyebilir. Metal yüzeyinin yeterince pürüzlenip pürüzlenmediğinin gözle izlenebilmesi neredeyse imkânsızdır (84). Pürüzlendirme işleminin miktarı metal yüzeyinin elektrottan uzaklığına bağlı olarak farklılıklar gösterebilir; elektrota en yakın yüzeyler aşırı pürüzlenmeye uğrarken, elektrottan en uzak ve eğimli yüzeyler yeterince pürüzlenmeyebilir (85).

2.4.2.3. Asitle pürüzlendirme

Bu yöntem metal yüzeyinin bazı asitlerle muamele edilerek yüzeyde çukurcuklar oluşturulması esasına dayanır ve elektrolitik pürüzlendirmeye bir alternatif olarak Livaditis tarafından 1986'da geliştirilmiştir. Asit esaslı jeller elektrolitik teknikten daha yüzeysel pürüzlendirme oluştursa da klinik kullanımının kolay olması ve istenildiğinde karmaşık laboratuvar aletlerine ihtiyaç duyulmadan yeniden etching yapılabilmesi avantajlarına sahiptir (77). Bu amaçla bazı firmaların ürettiği çeşitli dağlayıcı solüsyonların yanı sıra, metanol, hidroklorik asit, nitrik asit, sülfürik asit, ferrit klorit ve bunların kombinasyonları kullanılmaktadır (86).

2.4.3. Alaşım yüzeyinin kimyasal olarak modifikasyonu

Rezin ve metal arasında sadece mikromekanik olan retansiyonu artırmak amacıyla, metal yüzeyi modifiye edilerek rezin ve metal arasında daha kuvvetli bağlar oluşturulması

yoluna gidilmiştir. Bu amaçla, hem kimyasal/mekanik olarak metal yüzeyine hem de rezine bağlanabilen bir maddeyle, metal yüzeyinin kaplanması ihtimalleri araştırılmıştır. Bunun sonucunda aşağıdaki yöntemler geliştirilmiştir (26);

- Yüzeyin mikromekanik tutuculuğu artıracak bir tabaka ile kaplanması, örneğin kalay kaplama
- Özel olarak formüle edilmiş metal primerlerin ve silanların kullanılması
- Silika kaplama ve tribokimyasal silika kaplama yöntemleri ile yüzey kimyasının değiştirilmesi

2.4.3.1. Kalay kaplama

Kalay kaplama soy ve değerli metallerin klinik olarak rezinle bağlantısını artıran bir yöntemdir. Kalay yüzeyde organik kompleksler oluşturur ve bu da bazı adezivlerle bağlantı kuvvetini artırır. Kalay mikrokristalleri yüzeyde bir çökelti oluşturarak pürüzlülüğü artırır. Bunu takiben oksitlenmiş kalay, adezivlerin reaktif grupları ile polar bağlar oluşturur. Yüzeydeki tabaka irregüler bir yapıda olduğu için rezin için mikromekanik retansiyon oluşturur, aynı zamanda yüzeydeki kalay oksit tabakası kimyasal bağlantıya da yardımcı olur (26).

Kalay kaplama özellikle metal-seramik restorasyonlarda metalin açığa çıktığı kırıkların intra-oral olarak kompozitle tamirinde endikedir. Rezinin kalayla kaplanmış değerli metale bağlantı kuvvetinde bir artış gözlenirse de bu artışın sadece marjinal olduğu iddia edilmektedir. Ayrıca kalay kaplama çok kalın olduğu durumlarda bağlantı kuvvetinin zayıfladığı bildirilmektedir (26).

2.4.3.2. Metal primerler ve silanlar

Metal ve rezin arasındaki bağlantı kuvvetini etkileyen faktörlerden biri de rezinin metal yüzeyini ne kadar iyi ıslatabildiğidir. Genel olarak yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği artırmak amacıyla yüzeye uygulanan işlemlere “conditioning” adı verilir (22). Bu amaçla yüzeye uygulanan materyallerin yani primer ve silanların yüzey enerjisinin, uygulanan materyalin yüzey enerjisinden büyük olması gerekir (26). Islanabilirliği artırmak için ya karboksilik ya da fosforik ve tiofosforik asit türevleri monomerler kullanılmıştır (78, 87).

Silan bağlayıcı ajanlar yüzey enerjisini artırmak amacıyla kullanılan ve yüzeyi modifiye eden materyallerdir ve birbirine benzemeyen organik ve inorganik yapıları birbirine bağlar. Genel olarak silanlar direkt $\equiv\text{Si-C}\equiv$ bağları içeren büyük kimyasal gruplar halinde inorganik-organik bileşikler oluştururlar. Silanların diş hekimliğinde en çok kullanıldığı alanlar rezin esaslı kompozitlerde doldurucu yüzeyin modifikasyonu, kompozitin kompozite bağlanması, seramik yüzeylerinin conditioning işlemidir. Ayrıca silanlar silika kaplanmış sabit restorasyonların yüzeyine uygulanır ve Rocatec tribokimyasal kaplama işleminin bir safhasıdır. Diş hekimliğinde en çok kullanılan silan bağlayıcı ajan MPS (metakriloksipropiltrimetaksisilan)'dır (78).

Primerler genellikle uygun bir solvent içinde polimerize olabilen monomer içeren bir likitten oluşurlar. Bu materyaller primer olarak adlandırılrsa da aslında bunlar bağlayıcı ajanlardır. Monomer bir ucunda rezin bağlantısı için metakril veya benzer fonksiyonel gruplara sahip olması ve diğer ucunda değerli metal alaşımlarına bağlantı sağlayan merkaptto ve tiol (-SH) grupları ile bifonksiyonel yapıdadır. Metal primeri, kumlanmış metal alaşımı yüzeyine uygulandığında sülfür değerli metal alaşımları ile reaksiyona girerek rezin kompozit simanların adezyonunu artırır. (26).

2.4.3.3. Silika kaplama

Metal yüzeyinin silika ile kaplanarak hem silan bağlayıcı ajanla hem de rezinle daha kuvvetli bağlar oluşturulması esasına dayanır. Bu amaçla kullanılan teknikler

- Silicoater yöntemi
- Rocatec yöntemi (tribokimyasal silika kaplama)
- Kevloc Sistemi

2.4.3.4. Silicoater klasik yöntemi

Silicoater yöntemi (Heraus-Kulzer) 1984'te Tiller tarafından rezin fasetlerin metal ile bağlantısını artırmak amacıyla geliştirilmiştir. Tekniğin ortaya çıkmasındaki esas amaç rezin ve metal arasında su emmeyen bir silikon dioksit (SiO_x) tabakası oluşturmaktır; bu da silan bağlayıcı ajan yoluyla gerçekleştirilir. $\text{SiO}_x\text{-C}$ temel yapısı cam olan sert ve kırılğan bir tabakadır. Hidrokarbon gruplarının eklenmesiyle metal- Si bağlarının çoğu

ortadan kalkar ve daha esnek ve sağlam bir tabaka oluşur. $\text{SiO}_x\text{-C}$ tabakasının termal genleşme katsayısı organik sistemlerden daha küçüktür. Dolayısıyla sıcaklık değişimlerinden ve ağız içindeki kesme tipi kuvvetlerden kaynaklanan gerilimlerin daha geniş bir alana yayılması sağlanarak metal-siman arasındaki adezyon korunur (77, 83).

Metal alaşım yüzeyleri ilk olarak 250 μm 'lik alüminyum oksit ile 0.4 MPa basınçla kıymetli metal alaşımları için 15 s ve temel metal alaşımları için 30 s süreyle kumlanır ve yaklaşık 100 μm 'lik bir yüzey kaldırılır. Kumlanan yüzeylere önce Siliclean solüsyonu (Heraus-Kulzer) uygulanır; daha sonra metal yüzeyi yıkanır ve oda sıcaklığında 2 dk kurutulur. Bu teknikte Siliflam adlı (Heraus-Kulzer) özel bir aparat aleviyle 5 dk süreyle SiO_x tabakası ısıtılır. Metal 4 dk kurumaya bırakılır. Propan-hava alevi Si-organik moleküller arasında bir reaksiyon oluşturur ve $\text{SiO}_x\text{-C}$ (silika-karbon) tabakası meydana gelir. Daha sonra bir silan tabakası yüzeye sürülür (Slicoup A ve B karışımı, Heraus, Kulzer). Silan tabakası kompozit veya akril ile metal arasındaki bağlantı kuvvetini artırır (77).

Bu tekniğin dezavantajları arasında maliyetinin yüksek olması, alevin restorasyon üzerine eşit uygulanamaması, silika tabakasının kimyasal olarak stabil olmaması sayılabilir (77).

2.4.3.5. Silicoater MD

Silicoater MD (Heraus-Kulzer) Silicoater klasik yönteminin yeni sürümüdür. Bu tekniğin farkı metal yüzeyinin likit SiO_x ile kaplanması ve oldukça kontrollü sıcaklık ayarlarında fırınlanmasıdır. Kıymetli metallerin yüzeyi, önce 250 μm 'lik alüminyum oksit ile 0.4 MPa basınçla 15 s kumlanır. Kumlanmış yüzeyler Siliclean solüsyonu ile temizlenir. Yıkandıktan sonra metal 2 dk oda sıcaklığında kurutulur. Son olarak yüzeye Sililink (Heraus, Kulzer) uygulanır Silicoater MD özel fırınında Sililink 8 dk'da aktive edilir. Metal alt yapı oda sıcaklığında 5 dk soğutulur. Yüzeye Siliseal (Heraus, Kulzer) bağlayıcı ajan uygulanır ve oda sıcaklığında 4 dk kurutulur. Bu teknik 250°C'den yukarıdaki sıcaklıklarda kromun silikatla su geçirmez bağlar oluşturma özelliğine dayanır.

Kısa bir süre önce Silicoater teknolojisinin bir modifikasyonu olarak Silano-Pen veya

Pyrosil-Pen (Bredent, Germany) olarak adlandırılan ve kompakt bir el aleti ile ekstraoral olarak uygulanan bir silika kaplama tekniği piyasaya sürülmüştür. Silicoater ile aynı prensiplere sahip bu sistemle ilgili henüz uzun süreli klinik sonuçlar yoktur (78).

2.4.3.6. Kevloc AC sistemi:

Kevloc AC (Heraus Kulzer) rezin ve metal arasında hem mekanik ve hem de kimyasal bağlantı kombinasyonu sağlayan daha yeni bir yöntemdir. Resin fasetlerin dental alaşımlara bağlantısını artırmak amacıyla geliştirilmiştir. Metal yüzeyleri Silicoater tekniğinde olduğu gibi mikroabrazyonla temizlenir, aktive edilir ve mikromekanik retansiyon artırılır. Bunun için 110 µm'lik alüminyum oksit 0.2 MPa basınçla yüzeye uygulanır. Ancak kumlanan yüzeylerin kimyasal olarak temizlenmesi yerine yüzeye gevşek olarak tutunan parçacıklar bir fırça ile uzaklaştırılır. Kevloc-Primer yüzeye temiz bir fırça ile tek bir yönde sürülerek uygulanır ve oda sıcaklığında 1-2 dk kurumaya bırakılır. Daha sonra nitrojenöz heterosiklus-akrilonitril resin yapısındaki Kevloc-Bond fırça ile yüzeye sürülür ve kurumaya bırakılır. Metal alt yapı sıcak hava uygulayan bir aletle termal olarak aktive edilir ve bir bağlantı tabakası oluşturulur. Bu tabaka doldurucusuz resin veya opak-resin tabakası uygulaması ile korunur. Kevloc sisteminin Silicoater sistemine göre en önemli avantajı daha kolay bir teknik olması ve daha az aşamada bağlantı tabakası oluşturulabilmesidir (77, 83).

2.4.4. Rocatec tribokimyasal silika kaplama sistemi

Rocatec (3M-ESPE) ilk defa 1989 yılında resin-metal-akrilik arasında yeni bir tür bağlantı oluşturma yöntemi olarak Almanya'da piyasaya sürülmüştür. Rocatec, tribokimyasal olarak yüzeyleri silikatla kaplamak için kullanılan bir yöntemdir. Tribokimya mekanik enerji uygulayarak kimyasal bağlar oluşturma özelliğidir. Bu enerji sürtünmeden, aşındırmadan ve kumlamadan elde edilir. Kimyasal reaksiyonların oluşması için ışık veya ısı uygulaması gerekmez. Bu yüzden Rocatec uygulaması "soğuk silanizasyon" olarak da adlandırılır. Mekanik enerji uygulandığı yapıya kinetik enerji formunda transfer edilir ve silanizasyon sıcaklıkta bir değişiklik olmaksızın makroskobik olarak oluşur (88).

Rocatec tekniği resin, metal ve seramik arasında bağlantı oluşturulması istenen

alanlarda endikedir. Bunlardan bazıları:

- Kuron ve köprü fasetlerinde
- Teleskopik ve ataçman gibi üst yapıların fasetlerinde
- Döküm protezlerde
- İmplantoloji üst yapılarında
- Seramik ve kompozit kırıklarında
- Adeziv köprülerin bağlantılarında
- Seramik dişlerin protez akriliğine bağlantısında
- Tam seramik, inley, onley, laminate ve ortodontik braketlerin bağlantılarında

Rocatec üretici firması (3M-ESPE) tüm metallerin, alaşımların, elektrokaplama yapılmış altın alaşımlarının ve özellikle titanyumum, zirkonyum oksit dahil tüm seramiklerin Rocatec uygulaması için uygun materyaller olduğunu bildirmektedir (88).

Rocatec sisteminin avantajları üretici firma tarafından şu şekilde belirtilmiştir (88):

1. Hızlı, kolay ve düzgün bir kaplama elde edilebilmesi
2. Kolay tamir edilebilmesi
3. Mekanik retansiyona ihtiyaç duyulmaması
4. Yüksek bağlantı kuvvetleri oluşturması
5. Metal alt yapıda termal stresler oluşturmaması
6. Metal, seramik ve rezinle güvenilir bir bağlantı sağlaması

Rocatec sistemi şu kısımlardan oluşur:

- **Rocatector Delta veya Rocatector Junior:** Tribokimyasal kaplama yapmak için kullanılan ünit
- **Rocatec-Pre:** Yüzeyi temizlemek ve aktive etmek için kullanılan yüksek derecelerde saf 110 µm'lik alüminyum oksit kum
- **Rocatec Plus veya Rocatec Soft:** Silika ile modifiye edilmiş 110 µm'lik (pre) veya 30 µm'lik (soft) alüminyum oksit kum
- **Espe-sil:** Silan solüsyonu (rezin primer).

2.5. Termal siklus ile yaşlandırma

Dental restoratif materyaller sürekli olarak ağız ortamında ısı ve pH değişikliklerinin etkisi altında kalmaktadırlar (89). Restorasyonların ömürleri boyunca etkisi altında kaldıkları ısı değişikliklerini taklit edebilmek için onları *in vitro* şartlarda termal döngü etkisinde bırakmak ve/veya mekanik yüklemeler yapmak sıklıkla başvurulan yöntemlerdir. Dental materyallerin değerlendirilmesi için yapılan laboratuvar çalışmalarında termal döngünün kullanılması da *in vivo* şartları taklit etmede elverişli bir yöntemdir. Ancak literatürde termal döngü metodolojisine bir standart getirilmemiştir. Uygulanan banyonun sıcaklığı, tipi, daldırma zamanı ve banyolar arası transfer zamanında farklılıklar görülmektedir (90). ISO TR 11450 standardına göre sıcaklığı 5° ve 55 °C olan su banyoları içerisine örneklerin 5000 kez daldırılması şeklinde uygulanan termal döngü uygun bir yapay yaşlandırma test yöntemidir (91).

2.6. Makaslama-kesme (shear) bağlantı dayanım testi

Herhangi bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında cismin iç yapısında moleküler düzeyde bir kuvvet oluşur. Dış kuvvete karşı mukavemet gösteren kütlelerin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim denir. Kuvvetin birimleri pound veya kilogram'dır. Bilimsel çalışmalarda en çok tercih edilen kuvvet birimi Newton, gerilim birimi ise $N/mm^2 = MPa$ 'dır. Gerilim, bir yük uygulandığında cismin atomları arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler olarak tanımlanabilir. Yönlerine göre tüm gerilmeler üç tiptir.

- 1. Çekme (Tensile) gerilimi:** Bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir.
- 2. Basma (Compressive) gerilimi:** Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir.
- 3. Kesme (Makaslama, Shear) gerilimi:** Bir yapının bir kısmının diğer kısmına paralel ancak ters yönlerde kaydırılarak deforme edildiğinde ortaya çıkan gerilimdir. (61)

Çekme gerilimi uygulandığında, cisim oluşturan moleküller çekilmeye karşı direnmek zorunda kalmaktadır. Basma gerilimi uygulandığında, bir arada daha yakın durmaya

sıkışmaya karşı direnç oluşmaktadır. Kesme geriliminin uygulanması durumunda cismin bir kısmı diğerinin üzerinden kayarak geçmeye karşı direnmek durumunda kalmaktadır (61).

Yapıştırma sistemlerinin kesme kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, hazırlanan örneğe bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanmakta ve örneğin koptuğu yük tespit edilmektedir. Kuvvetin uygulandığı uçlar, dikdörtgen veya keski şeklinde olabilmektedir. Kesme kuvveti uygulanacağı zaman desteksiz kuvvet uygulayan dikdörtgen tabanlı uçlar yerine, örneği yüzeyden ayırıcı kuvvet uygulayan keski şeklindeki uçlar tercih edilmektedir. Kesme kuvveti uygulandığında sonuç değerleri etkileyen diğer bir parametre, yükün uygulanma hızıdır. Kırılgan materyallere uygulanan yük hızı, elastik materyallere uygulanandan düşük olmalıdır. Bağlantı testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0.5 mm/dakikadır. Bağlanma dayanımı, uygulanan kuvvetin birim alana bölünmesi ile pound/inch², kg/cm², MN/m² veya N/mm² (MPa) olarak ifade edilebilir (92).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Deney gruplarının oluşturulması

İndirekt laboratuvar kompoziti ile titanyum alaşım arasında ki bağlanma kuvvetlerini değerlendirmek için yaptığımız bu çalışmada, titanyum alaşım (Ti_6Al_4V) alt yapı üzerine 4 farklı metal primer, opakler ve indirekt laboratuvar kompoziti markası kullanıldı. Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1 - Çalışmamızda kullanılan materyaller

Materyal	ÜRETİCİ FİRMA
Ti_6Al_4V	TİMED Endüstriyel Titanyum Alaşımları ve Tıbbi Malzemeler Tic. Ve San. LTD. ŞTİ. Kocaeli, Türkiye
M.L. Primer, Ceramage Pre-Opaque, Ceramage Universal Opaque, Ceramage Dentin Composite, Ceramage Oxy- Barrier	Shofu Inc., Kyoto, Japan
SR Link, SR Nexco Paste Opaquer, SR Nexco Paste Dentin Composite , SR Gel	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Metal Primer II, Gradia Opaque, Gradia Indirect Dentin Composite, Gradia Airbarrier	GC Corporation, Tokyo, Japan
Z Prime Plus, Tescera Opaquer/Sculpting Resin ve Powder, Tescera Indirect Dentin Composite, Tescera Oxygen Scavenger Capsul	Bisco Dental Products Asia, Seoul, Rep. of Korea

Çalışmamızın ana gruplarını 4 farklı marka oluşturdu. Grup 1’in 8 alt grubu, grup 2, 3

ve 4'ün ise 10'ar tane alt grupları vardır. Alt gruplarında her birinde 10'ar adet örneğimiz bulunmaktadır. Deneyimiz toplamda 38 grup ve 380 adet örnekten oluşmaktadır.

3.1.1. Grup 1 (GC, Metal Primer II)

Grup 1.1.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine GC Metal Primer II uygulanıp ve **GC Gradia Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 1.1.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine GC Metal Primer II uygulanıp ve **GC Gradia Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve **termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 1.2.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine GC Metal Primer II uygulanıp ve **Shofu Pre-Opaque** ve **Shofu Universal Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 1.2.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine GC Metal Primer II uygulanıp ve **Shofu Pre-Opaque** ve **Shofu Universal Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve **termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 1.3.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine GC Metal Primer II uygulanıp ve **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 1.3.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine GC Metal Primer II uygulanıp ve **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve **termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 1.4.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine GC Metal Primer II uygulanıp ve **Bisco Tescera Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 1.4.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine GC Metal Primer II uygulanıp ve **Bisco Tescera Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı

ve termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.

3.1.2. Grup 2 (Shofu, ML Link)

Grup 2.1.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Shofu ML Primer uygulanıp ve **Shofu Pre-Opaque** ve **Shofu Universal Opaque** sürüldükten sonra **Shofu Ceramage** indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 2.1.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Shofu ML Primer uygulanıp ve **Shofu Pre-Opaque** ve **Shofu Universal Opaque** sürüldükten sonra **Shofu Ceramage** indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve **termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 2.2.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Shofu ML Primer uygulanıp ve **Shofu Pre-Opaque** ve **Shofu Universal Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 2.2.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Shofu ML Primer uygulanıp ve **Shofu Pre-Opaque** ve **Shofu Universal Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve **termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 2.3.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Shofu ML Primer uygulanıp ve **Ivoclar Vivadent SR Nexco Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 2.3.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Shofu ML Primer uygulanıp ve **Ivoclar Vivadent SR Nexco Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve **termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 2.4.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Shofu ML Primer uygulanıp ve **Bisco Tescera Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 2.4.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Shofu ML Primer uygulanıp ve **Bisco Tescera Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı

ve termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.

Grup 2.5.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Shofu ML Primer uygulanıp ve **GC Gradia Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.

Grup 2.5.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Shofu ML Primer uygulanıp ve **GC Gradia Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.

3.1.3. Grup 3 (Ivoclar, SR Link)

Grup 3.1.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Ivoclar Vivadent SR Link uygulanıp ve **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaque** sürüldükten sonra **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste indirekt laboratuvar kompoziti** uygulandı, termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.

Grup 3.1.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Ivoclar Vivadent SR Link uygulanıp ve **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaque** sürüldükten sonra **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste indirekt laboratuvar kompoziti** uygulandı ve termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.

Grup 3.2.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Ivoclar Vivadent SR Link uygulanıp ve **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.

Grup 3.2.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Ivoclar Vivadent SR Link uygulanıp ve **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.

Grup 3.3.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Ivoclar Vivadent SR Link uygulanıp ve **Bisco Tescera Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.

Grup 3.3.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Ivoclar Vivadent SR Link uygulanıp ve

Bisco Tescera Opaque sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve **termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 3.4.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Ivoclar Vivadent SR Link uygulanıp ve **GC Gradia Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 3.4.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Ivoclar Vivadent SR Link uygulanıp ve **GC Gradia Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve **termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 3.5.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Ivoclar Vivadent SR Link uygulanıp ve **Shofu Pre-Opaque** ve **Shofu Universal Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 3.5.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Ivoclar Vivadent SR Link uygulanıp ve **Shofu Pre-Opaque** ve **Shofu Universal Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve **termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.**

3.1.4. Grup 4 (Bisco, Z Prime)

Grup 4.1.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Bisco Z Prime uygulanıp ve **Bisco Tescera Opaque** sürüldükten sonra **Bisco Tescera indirekt laboratuvar kompoziti** uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 4.1.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Bisco Z Prime uygulanıp ve **Bisco Tescera Opaque** sürüldükten sonra **Bisco Tescera indirekt laboratuvar kompoziti** uygulandı ve **termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 4.2.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Bisco Z Prime uygulanıp ve **Bisco Tescera Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 4.2.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Bisco Z Prime uygulanıp ve **Bisco Tescera Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı

ve termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.

Grup 4.3.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Bisco Z Prime uygulanıp ve **GC Gradia Opaque** sürüldükten sonra **Bisco Tescera indirekt laboratuvar kompoziti** uygulandı, termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.

Grup 4.3.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Bisco Z Prime uygulanıp ve **GC Gradia Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve **termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 4.4.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Bisco Z Prime uygulanıp ve **Shofu Pre-Opaque ve Shofu Universal Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 4.4.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Bisco Z Prime uygulanıp ve **Shofu Pre-Opaque ve Shofu Universal Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve **termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 4.5.a.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Bisco Z Prime uygulanıp ve **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı, **termal siklus sonrası makaslama deneyi yapıldı.**

Grup 4.5.b.: 10 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine Bisco Z Prime uygulanıp ve **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaque** sürüldükten sonra GC Gradia indirekt laboratuvar kompoziti uygulandı ve **termal siklus uygulanmadan makaslama deneyi yapıldı.**

Çalışmamızda oluşturduğumuz deney grupları ve sayıları Tablo 3.2'de özetlenmiştir.

Tablo 3.2. Çalışmamızda oluşturulan deney grupları

		Grup 1 (GC, Metal Primer II)		Termal siklus	N
1.1a	Ti6Al4V + Al2O3 + GC Metal Primer II + GC Gradia Opaker + GC Gradia İndirekt Kompozit			Var	10
1.1b	Ti6Al4V + Al2O3 + GC Metal Primer II + GC Gradia Opaker + GC Gradia İndirekt Kompozit			Yok	10
1.2a	Ti6Al4V + Al2O3 + GC Metal Primer II + Shofu Ceramage Opaker + GC Gradia İndirekt Kompozit			Var	10
1.2b	Ti6Al4V + Al2O3 + GC Metal Primer II + Shofu Ceramage Opaker + GC Gradia İndirekt Kompozit			Yok	10
1.3a	Ti6Al4V + Al2O3 + GC Metal Primer II + Ivoclar SR Nexco Opaker + GC Gradia İndirekt Kompozit			Var	10
1.3b	Ti6Al4V + Al2O3 + GC Metal Primer II + Ivoclar SR Nexco Opaker + GC Gradia İndirekt Kompozit			Yok	10
1.4a	Ti6Al4V + Al2O3 + GC Metal Primer II + Bisco Tescera Opaker + GC Gradia İndirekt Kompozit			Var	10
1.4b	Ti6Al4V + Al2O3 + GC Metal Primer II + Bisco Tescera Opaker + GC Gradia İndirekt Kompozit			Yok	10
Grup 2 (Shofu, ML Primer)					
2.1a	Ti6Al4V + Al2O3 + Shofu ML Primer + Shofu Ceramage Opaker + Shofu Ceramage İndirekt Kompozit			Var	10
2.1b	Ti6Al4V + Al2O3 + Shofu ML Primer + Shofu Ceramage Opaker + Shofu Ceramage İndirekt Kompozit			Yok	10
2.2a	Ti6Al4V + Al2O3 + Shofu ML Primer + Shofu Ceramage Opaker + GC Gradia İndirekt Kompozit			Var	10
2.2b	Ti6Al4V + Al2O3 + Shofu ML Primer + Shofu Ceramage Opaker + GC Gradia İndirekt Kompozit			Yok	10
2.3a	Ti6Al4V + Al2O3 + Shofu ML Primer + Ivoclar SR Nexco Opaker + GC Gradia İndirekt Kompozit			Var	10
2.3b	Ti6Al4V + Al2O3 + Shofu ML Primer + Ivoclar SR Nexco Opaker + GC Gradia İndirekt Kompozit			Yok	10
2.4a	Ti6Al4V + Al2O3 + Shofu ML Primer + Bisco Tescera Opaker + GC Gradia İndirekt Kompozit			Var	10

2.4b	Ti6Al4V + Al2O3 + Shofu ML Primer + Bisco Tescera Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Yok	10
2.5a	Ti6Al4V + Al2O3 + Shofu ML Primer + GC Gradia Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Var	10
2.5b	Ti6Al4V + Al2O3 + Shofu ML Primer + GC Gradia Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Yok	10
Grup 3 (Ivoclar, SR Link)			
3.1a	Ti6Al4V + Al2O3 + Ivoclar SR Link + Ivoclar SR Nexco Opaker + Ivoclar SR Nexco Indirekt Komposit	Var	10
3.1b	Ti6Al4V + Al2O3 + Ivoclar SR Link + Ivoclar SR Nexco Opaker + Ivoclar SR Nexco Indirekt Komposit	Yok	10
3.2a	Ti6Al4V + Al2O3 + Ivoclar SR Link + Ivoclar SR Nexco Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Var	10
3.2b	Ti6Al4V + Al2O3 + Ivoclar SR Link + Ivoclar SR Nexco Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Yok	10
3.3a	Ti6Al4V + Al2O3 + Ivoclar SR Link + Bisco Tescera Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Var	10
3.3b	Ti6Al4V + Al2O3 + Ivoclar SR Link + Bisco Tescera Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Yok	10
3.4a	Ti6Al4V + Al2O3 + Ivoclar SR Link + GC Gradia Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Var	10
3.4b	Ti6Al4V + Al2O3 + Ivoclar SR Link + GC Gradia Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Yok	10
3.5a	Ti6Al4V + Al2O3 + Ivoclar SR Link + Shofu Ceramage Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Var	10
3.5b	Ti6Al4V + Al2O3 + Ivoclar SR Link + Shofu Ceramage Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Yok	10
Grup 4 (Bisco, Z Prime)			
4.1a	Ti6Al4V + Al2O3 + Bisco Z Prime + Bisco Tescera Opaker + Bisco Tescera Indirekt Komposit	Var	10
4.1.b	Ti6Al4V + Al2O3 + Bisco Z Prime + Bisco Tescera Opaker + Bisco Tescera Indirekt Komposit	Yok	10
4.2a	Ti6Al4V + Al2O3 + Bisco Z Prime + Bisco Tescera Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Var	10
4.2.b	Ti6Al4V + Al2O3 + Bisco Z Prime + Bisco Tescera Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Yok	10

4.3.a	Ti6Al4V + Al2O3 + Bisco Z Prime + GC Gradia Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Var	10
4.3b	Ti6Al4V + Al2O3 + Bisco Z Prime + GC Gradia Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Yok	10
4.4a	Ti6Al4V + Al2O3 + Bisco Z Prime + Shofu Ceramage Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Var	10
4.4b	Ti6Al4V + Al2O3 + Bisco Z Prime + Shofu Ceramage Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Yok	10
4.5a	Ti6Al4V + Al2O3 + Bisco Z Prime + Ivoclar SR Nexco Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Var	10
4.5b	Ti6Al4V + Al2O3 + Bisco Z Prime + Ivoclar SR Nexco Opaker + GC Gradia Indirekt Komposit	Yok	10



3.2. Kullanılan Ti_6Al_4V örnekler

Çalışmamızda kullanılan Ti_6Al_4V alaşımlar 3 m uzunluğunda ve 10 mm çapında çubuk formunda TİMED Endüstriyel Titanyum Alaşımları ve Tıbbi Malzemeler Tic. Ve San. LTD. ŞTİ. firmasından temin edildi. Deneyimize uygun hale getirmek için aynı firma tarafından sulu testere makinasında su ve yağ ile 5 mm uzunluğunda kesilerek örnekler hazırlandı (Resim 3.1-3.3).



Resim 3.1 – Sulu testere cihazı



Resim 3.2 – Ti_6Al_4V su ve yağ ile kesilirken



Resim 3.3 - Deney örneklerinin kesildikten sonra ölçümü

Çalışmamızda kullanılan Ti_6Al_4V titanyum alaşımının kimyasal içeriği ve mekanik özellikleri (93) (Tablo 3.3);

Tablo 3.3 - Ti_6Al_4V titanyum alaşımının kimyasal içeriği ve mekanik özellikleri

Ti%90 - 6Al%5.5 - 4V%3.5	
Gerilme Direnci	895 – 930 MPa
Kalıcı Deformasyon Direnci	825 – 869 MPa
Uzama	% 6 – 10
Elastiklik Modülü	110 – 114 GPa

3.3. Kullanılan metal primer, opak ve indirekt laboratuvar kompozit rezinler

Çalışmamızda 4 farklı markanın ürünleri kullanıldı (Resim 3.4 – 3.7). Kullandığımız metal primer, opak ve indirekt kompozit rezinler farklı kimyasal bileşimlerden oluşmaktadır. Materyallerin kimyasal içerikleri Tablo 3.4’te gösterilmiştir.



Resim 3.4 – GC Gradia indirekt kompozit sistemi



Resim 3.5 – Shofu Ceramage indirekt kompozit sistemi



Resim 3.6 – Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste indirekt kompozit sistemi



Resim 3.7 – Bisco Tescera indirekt kompozit sistemi

Tablo 3.4 – Metal primer, opak ve indirekt kompozit rezinlerin kimyasal bileşimleri (54-56, 94)

Materyal	Kimyasal Bileşimi
Metal Primer	
GC Metal Primer II	Methacryloyloxyalkyl tiophosphate derivative (MEPS), Methyl methacrylate (MMA)
Shofu M.L. Link	6-methacryloyloxyhexyl phosphonoacetate (6-MHPA), 10-methacryloyloxydecyl 6,8-dithiooctanoate (10-MDDT), Acetone
Ivoclar Vivadent SR Link	Dimethacrylate, alcohol, ketone, phosphate ester and initiators
Bisco Z Primer Plus	Biphenyl dimethacrylate, 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate, (MDP), Ethanol
Opaker	
GC Gradia Opaque	Di-2-Methacryloyloxyethyl 2,2,4-trimethylhexamethylene dicarbamate, Amorphous Precipitated Silica, Triethyleneglycol dimethacrylate, Neopentylglycol dimethacrylate
Shofu Ceramage Pre-opaquer, Shofu Ceramage Universal Opaquer	2-Hydroxy Ethyl Methacrylate (HEMA)
Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaquer	Dimethacrylates, inorganic filler, catalysts, stabilizers and pigments
Bisco Tescera Opaque/Sculpting Resin, Tescera Powder	Resin: BisPhenol A diglycidylmethacrylate, Ethoxylated BisPhenol A dimethacrylate, Urethane dimethacrylate Powder: Glass Filler Amorphous Silica
İndirekt Kompozit Rezinler	
GC Gradia Indirect Dentin Composite	Alumino-silicate glass, Amorphous Precipitated Silica, Di-2-Methacryloyloxyethyl 2,2,4-trimethylhexamethylene dicarbamate, Neopentylglycol dimethacrylate
Shofu Ceramage Dentin	Zirconium silicate filler (amorphas), UDMA, others
Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Dentin Composite	Dimethacrylates, copolymer and silicon dioxide, stabilizers, catalysts and pigments.
Bisco Tescera Indirect Dentin Composite	Ethoxylated Bis-GMA. Urethane Dimethacrylate. Glass Filler. Amorphous Silica

Çalışmamızda kullanılan indirekt kompozitlerin mekanik özellikleri; (Tablo 3.5)

Tablo 3.5 – İndirekt kompozit rezinlerin bazı mekanik özellikleri (54-56, 94)

	GC Gradia indirekt kompozit	Shofu Ceramage indirekt kompozit	İvoclar SR Nexco PASTE indirekt kompozit	Bisco Tescera indirekt kompozit
Bükülme direnci (MPa)	124	146	90 + - 10	142
Polimerizasyon büzülmesi (%)	-	2.5	-	1,4
Vicker's sertliği (MPa)	726	-	440 + - 10	-
Elastiklik modülüsü (MPa)	6920	10700	6500 + - 500	14800

Çalışmamızda kullanılan GC Gradia Opaquer, Shofu Ceramage Pre-opaquer ve Universal Opaquer ve Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaquer ile GC Gradia indirekt, Shofu Ceramage ve Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste dentin kompozit rezinlerin GC Labolight LV-III ile Bisco Tescera Opaquer/Sculpting Resin ve Tescera Opaquer Powder ile Bisco Tescera dentin indirekt kompozit rezinin Tescera ATL ışık cihazında firma tavsiyelerine göre polimerizasyon süreleri Tablo 3.6'te gösterilmiştir.

Tablo 3.6 – Opaker ve indirekt kompozit rezinlerin polimerizasyon süreleri

	GC Labolight LV-III	Tescera ATL
GC Gradia Opaquer	1 dak.	-
GC Gradia Indirect Dentin	30 sn.	-
GC Gradia Final Polimerizasyon	3 dak.	-
Shofu Ceramage Pre-opaque	2 dak.	-
Shofu Ceramage Universal Opaque	3 dak.	-
Shofu Ceramage Dentin	2 dak.	-
Shofu Ceramage Final Polimerizasyonu	5 dak.	-
Ivoclar SR Nexco Opaquer	5 dak.	-
Ivoclar SR Nexco Dentin	2 dak.	-
Ivoclar SR Nexco Final Polimerizasyonu	5 dak.	-
Bisco Tescera Opaque	-	2 dak.
Bisco Tescera Indirect Dentin	-	12 dak.

3.4. Deney örneklerinin hazırlanması

3.4.1. Yüzey işlemleri:

Çalışmamızda kullanılacak Ti_6Al_4V diskler öncelikle ultrasonik temizleyicide (Astra S, Tecno-Gaz, Parma, Italy) 60 derece sıcaklıkta 10 dakika distile su içinde temizlendi (Resim 3.8 – 3.10).



Resim 3.8 – Kesilen titanyum örnekler



Resim 3.9 – Techno-Gaz Astra S ultrasonik temizleyici



Resim 3.10 – Ti_6Al_4V disklerin ultrasonik temizlenmesi

Çapı 10 mm, yüksekliği 5 mm olan Ti_6Al_4V diskler, standart bir yüzey oluşturabilmek için 600 grit silikon karbit kağıt zımpara ile (3M, Wetordry Paper Sheet 734, USA) zımpara cihazında (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany) 15 saniye süreyle, su altında ve 600 devir/ dakika' da zımparalandı. Titanyum örneklerinin boyutlarının çok küçük olmasından dolayı, zımpara işlemini kolaylaştırmak amacıyla plastik bir aparat hazırlandı (Resim 3.11 – 3.13).



Resim 3.11 - Phoenix Beta Grinder/Polisher



Resim 3.12 – Zımpara işlemi için plastik aparat



Resim 3.13 – Titanyum örneklerin zımparalanması

Daha sonra yüzey pürüzlülüğünün ve bağlanma kuvvetinin artırılması amacıyla tüm örnekler uygulanan kumlama işlemi, kalem uçlu kumlama cihazıyla (Microetcher ERC, Danville Eng., CA, USA), indirekt kompozit rezin firma tavsiyelerine uygun olarak 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile 0,5 MPa basınç altında ve yüzeye 10 mm uzaklıktan, titanyum örneklerin yüzeyinde 45° açı ile 15 saniye süreyle gerçekleştirildi (Resim 3.14).



Resim 3.14 – Titanyum örneklerin kumlama işlemi

Kumlama sonrası tüm örnekler 10 dakika distile su ile ultrasonik olarak temizlendi. Zımparalama ve kumlama işlemi sonrası tüm örnek yüzeylerinin yüzey pürüzlülükleri ölçüldü (Perthometer M1, Mahr, Germany). Yüzey pürüzlülüğü üç ayrı noktadan ölçülerek ortalama değerleri kaydedildi (Resim 3.15 – 3.16).



Resim 3.15 – Perthometer M1, Mahr



Resim 3.16 – Titanyum örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümü

Titanyum alaşım örneklerin zımpara öncesi, zımpara sonrası ve kumlama işlemi sonrası yüzey görünümleri Resim 3.17’te gösterilmiştir.



Resim 3.17 – Titanyum örneklerin zımpara öncesi, zımpara sonrası ve kumlama sonrası görünümleri

3.4.2. Polimerizasyon için kalıp hazırlanması

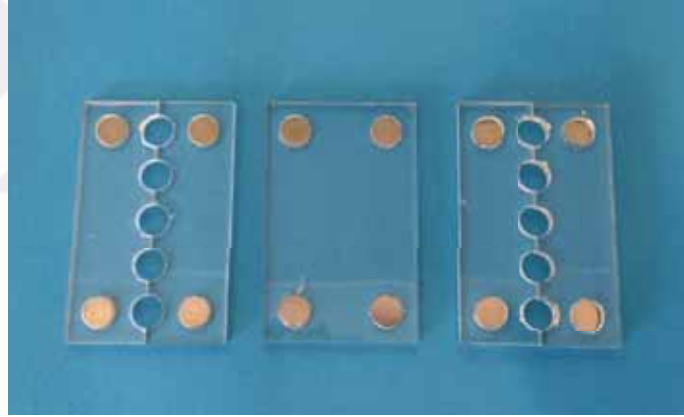
Çalışmamızda kullanılacak tüm opaker ve indirekt kompozit rezinlerin polimerizasyonları için, her yönden ışık geçiren ve ışık cihazlarının ışık haznelere uygun boyutlarda pleksiglasstan kalıplar hazırlandı. Her kalıp 5 adet örneğin aynı anda ve her yönden polimerizasyonunu sağlamaktadır.

Hazırlanan kalıplar, 3 kat levhadan oluşmaktadır. En alt tabaka örneklerin dizilebildiği düz işlenmemiş 5 mm kalınlığında pleksiglass, orta levha 5 mm uzunluğunda ve 10 mm çapında ki titanyumlar için lazer ile işlenen 5 mm kalınlığında pleksiglass ve en üstte titanyum üzerine uygulanacak opaker ve kompozitler için 3 mm kalınlığındaki

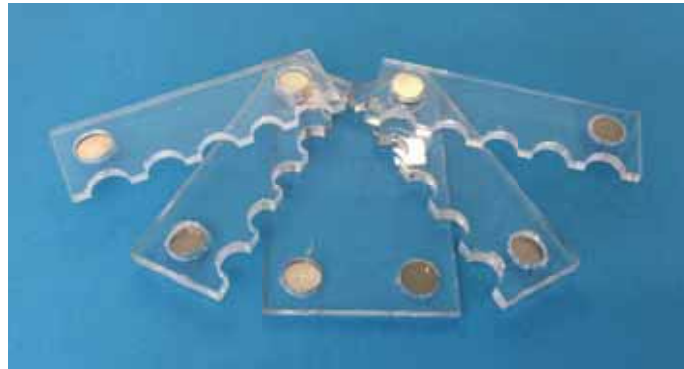
pleksiglasstan oluşmaktadır. Tüm levhalar birbirine, çalışma kolaylığı açısından neodyum mıknatışlar ile tutturuldu (Resim 3.18 – 3.21).



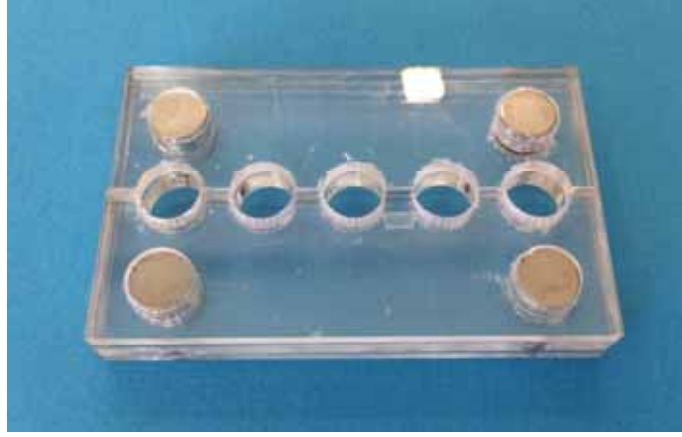
Resim 3.18 – Plexiglass levhaların laserle kesilmesi



Resim 3.19 – Plexiglass levhalar



Resim 3.20 – Plexiglass levhaların mıknatışlarla birleştirilmesi



Resim 3.21 – Pleksiglass kalıpların birleştirilmiş son hali

3.4.3. Ti_6Al_4V üzerine metal primer, opaker ve indirekt laboratuvar kompozit uygulaması

Çalışmamızda, tüm örnekler GC, Shofu, Ivoclar ve Bisco firma talimatları doğrultusunda hazırlandı.

3.4.3.1. Grup 1 örneklerin hazırlanması (GC Metal Primer II)

Grup 1.1(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **GC Metal Primer II** küçük fırça ile uygulanıp kuruması için bir kaç saniye bekledikten sonra üzerine hemen ince iki tabaka **GC Gradia Opaque** opaker fırçası ile sürüldü ve GC Labolight LV-III ile her tabaka 1'er dakika polimerize edildi. Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı (Resim 3.22 – 3.32). 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 1.1a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 1.1b*).



Resim 3.22 – GC Metal Primer II uygulaması



Resim 3.23 – GC Gradia opaker uygulaması



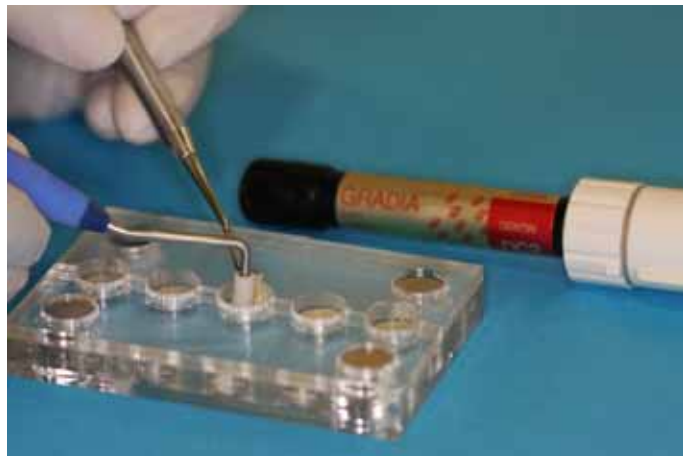
Resim 3.24 – GC Labolight LV-III cihazı



Resim 3.25 – GC Labolight LV-III ile opakerin polimerizasyonu



Resim 3.26 – Birinci ve ikinci kat opaker tabakalarının görünümü



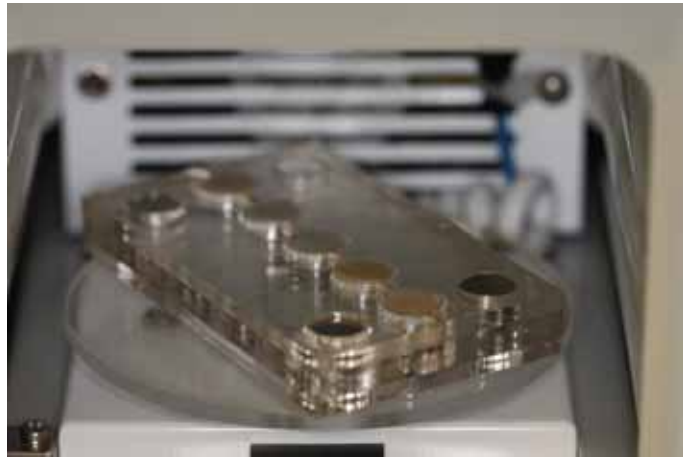
Resim 3.27 – GC Gradia indirekt kompozit rezin uygulaması



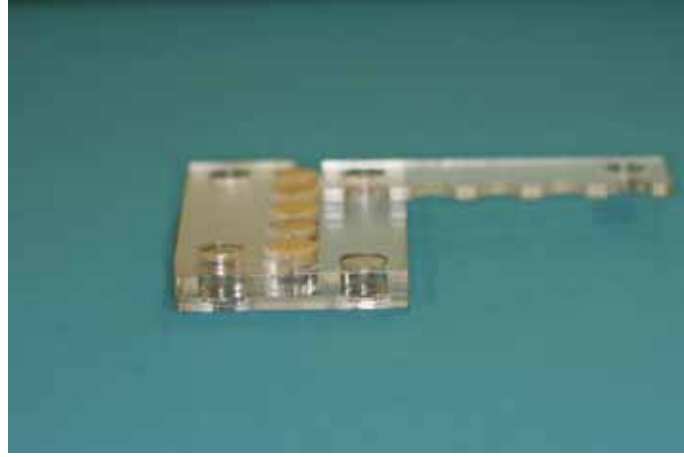
Resim 3.28 – Pleksiglass yuvalar içine 1 mm'lik kompozitin tepilmesi



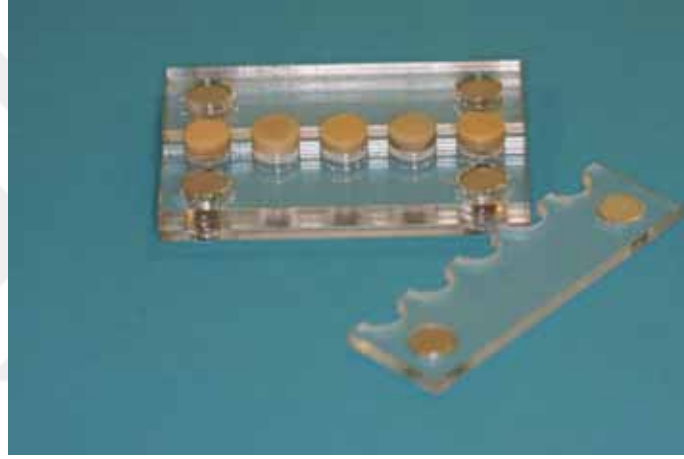
Resim 3.29 – GC Gradia Air Barrier uygulaması



Resim 3.30 – GC Labolight LV-III ile kompozitlerin polimerizasyonu



Resim 3.31 – Polimerizasyon sonrası örnekler



Resim 3.32 – Polimerizasyon sonrası örneklerin pleksiglass levhalardan ayrılması

Grup 1.2(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **GC Metal Primer II** küçük fırça ile uygulanıp kuruması için bir kaç saniye bekledikten sonra üzerine hemen ince bir tabaka **Shofu Ceramage Pre-Opaque** opaker fırçası ile sürülüp 2 dakika GC Labolight LV-III ile polimerize edildi üzerine **Shofu Ceramage Universal Opaque** opaker fırçası ile sürülüp tekrar 3 dakika GC Labolight LV-III ile polimerize edildi (Resim 3.33 – 3.34). Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 1.2a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 1.2b*).



Resim 3.33 – Shofu Ceramage Pre-opaquer uygulaması



Resim 3.34 – Shofu Ceramage Universal Opaquer uygulaması

Grup 1.3(a/b): Kuşlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **GC Metal Primer II** küçük fırça ile uygulanıp kuruması için bir kaç saniye bekledikten sonra üzerine hemen ince iki tabaka **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaque** opaker fırçası ile sürülüp her tabaka 5'er dakika GC Labolight LV-III polimerize edildi (Resim 3.35). Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 1.3a*), diğeri 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 1.3b*).



Resim 3.35 – Ivoclar SR Nexco Paste opaker uygulaması

Grup 1.4(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **GC Metal Primer II** küçük fırça ile uygulanıp kuruması için bir kaç saniye bekledikten sonra üzerine hemen ince bir tabaka **Bisco Tescera Opaquer/Sculpting Resin ile Bisco Tescera Opaquer** tozu 1:1 oranda karıştırılarak opaker fırçası ile iki tabaka halinde sürülüp Tescera ATL Light Cup içinde basınç ve ışık yansıtıcı boncukların arasına yerleştirilerek her tabaka 2'şer dakika ışık siklusuna tabii tutuldu ve daha sonra Bisco Tescera ATL Heat Cup içinde 12 dakika distile su içinde polimerizasyonu bitirildi (Resim 3.36 – 3.37). Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (Grup 1.4a), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (Grup 1.4b).



Resim 3.36 – Bisco Tescera opaker uygulaması



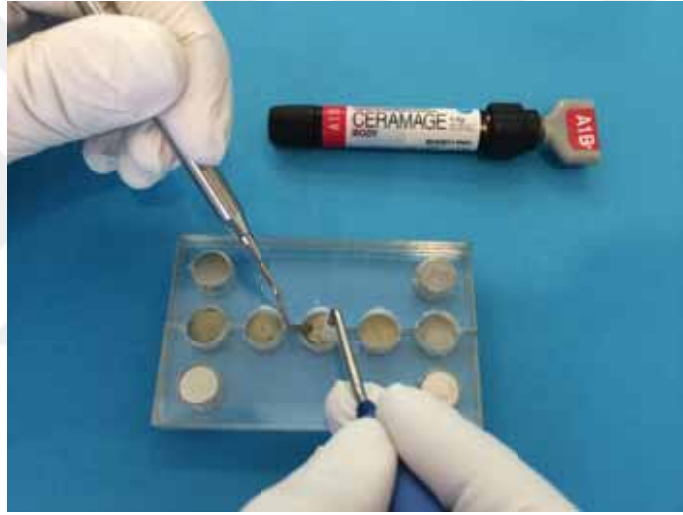
Resim 3.37 – Bisco Tescera ATL polimerizasyon cihazı

3.4.3.2. Grup 2 örneklerin hazırlanması (Shofu ML Primer)

Grup 2.1(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Shofu ML Primer** küçük fırça ile uygulanıp kuruması için 10 saniye bekledikten sonra üzerine hemen ince bir tabaka **Shofu Ceramage Pre-Opaque opaker** fırçası ile sürülüp 2 dakika GC Labolight LV-III ile polimerize edildi üzerine **Shofu Ceramage Opaque** opaker fırçası ile sürülüp tekrar 3 dakika GC Labolight LV-III ile polimerize edildi. Opaker üzerine 3mm kalınlığında **Shofu Ceramage dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 2'şer dakika GC Labolight LV-III ile polimerize edildi. Final polimerizasyonu Shofu Ceramage Oxy-Barrier uygulanarak 5 dakika olarak yapıldı (Resim 3.38 – 3.40). 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 2.1a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 2.1b*).



Resim 3.38 – Shofu ML Link uygulaması



Resim 3.39 – Shofu Ceramage kompozit rezin uygulaması



Resim 3.40 – Shofu Ceramage Oxy-Barrier uygulaması

Grup 2.2(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Shofu ML Primer** küçük fırça ile uygulanıp kuruması için 10 saniye bekledikten sonra üzerine hemen ince bir tabaka **Shofu Ceramage Pre-Opaque** opaker fırçası ile sürölüp 2 dakika GC Labolight LV-III ile polimerize edildi üzerine **Shofu Ceramage Opaque** opaker fırçası ile sürölüp tekrar 3 dakika GC Labolight LV-III ile polimerize edildi. Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 2.2a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 2.2b*)

Grup 2.3(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Shofu ML Primer** küçük fırça ile uygulanıp kuruması için 10 saniye bekledikten sonra üzerine hemen ince iki tabaka **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaque** opaker fırçası ile sürölüp her tabaka 5'er dakika GC Labolight LV-III polimerize edildi. Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 2.3a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 2.3b*).

Grup 2.4(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Shofu ML Primer** küçük fırça ile uygulanıp kuruması için 10 saniye bekledikten sonra üzerine hemen ince bir tabaka **Bisco Tescera Opaquer/Sculpting Resin ile Bisco Tescera Opaquer** tozu 1:1 oranda karıştırılarak opaker fırçası ile iki tabaka halinde sürölüp Tescera ATL Light Cup içinde basınç ve ışık yansıtan boncukların arasına yerleştirilerek her tabaka 2'şer dakika ışık siklusa tabii tutuldu ve daha sonra Bisco Tescera ATL Heat Cup içinde 12 dakika distile su içinde polimerizasyonu bitirildi. Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 2.4a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 2.4b*).

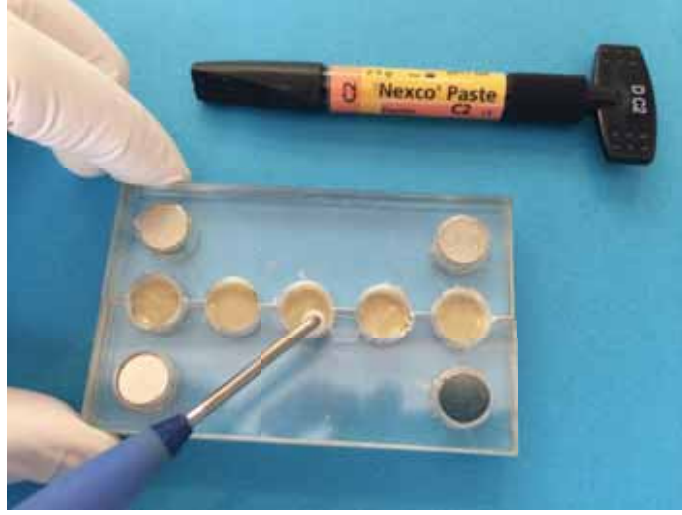
Grup 2.5(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Shofu ML Primer** küçük fırça ile uygulanıp kuruması için 10 saniye bekledikten sonra üzerine hemen ince iki tabaka **GC Gradia Opaque** opak fırçası ile sürüldü ve GC Labolight LV-III ile her tabaka 1 dakika polimerize edildi. Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 2.5a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 2.5b*).

3.4.3.3. Grup 3 örneklerin hazırlanması (Ivoclar SR Link)

Grup 3.1(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Ivoclar SR Link** küçük fırça ile uygulanıp reaksiyon için 3 dakika bekledikten sonra üzerine hemen ince iki tabaka **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaque** opak fırçası ile sürülüp her tabaka 5'er dakika GC Labolight LV-III polimerize edildi. Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste indirekt dentin kompoziti** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 2'şer dakika polimerize edildi. Final polimerizasyonu SR Gel uygulanarak GC Labolight LV-II ile 5 dakika olarak yapıldı (Resim 3.41 – 3.43). 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 3.1a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 3.1b*).



Resim 3.41 – Ivoclar SR Link uygulaması



Resim 3.42 – Ivoclar SR Nexco Paste kompozit rezin uygulaması



Resim 3.43 – Ivoclar SR Gel uygulaması

Grup 3.2(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Ivoclar SR Link** küçük fırça ile uygulanıp reaksiyon için 3 dakika bekledikten sonra üzerine hemen ince iki tabaka **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaque** opaker fırçası ile sürülüp her tabaka 5'er dakika GC Labolight LV-III polimerize edildi. Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 3.2a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 3.2b*).

Grup 3.3(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Ivoclar SR Link**

küçük fırça ile uygulanıp reaksiyon için 3 dakika bekledikten sonra üzerine hemen ince bir tabaka **Bisco Tescera Opaquer/Sculpting Resin ile Bisco Tescera Opaquer** tozu 1:1 oranda karıştırılarak opaker fırçası ile iki tabaka halinde sürülüp Tescera ATL Light Cup içinde basınç ve ışık yansıtan boncukların arasına yerleştirilerek her tabaka 2'şer dakika ışık siklusa tabii tutuldu ve daha sonra Bisco Tescera ATL Heat Cup içinde 12 dakika distile su içinde polimerizasyonu bitirildi. Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 3.3a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 3.3b*).

Grup 3.4(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Ivoclar SR Link** küçük fırça ile uygulanıp reaksiyon için 3 dakika bekledikten sonra üzerine hemen ince iki tabaka **GC Gradia Opaque opaker** fırçası ile sürüldü ve GC Labolight LV-III ile her tabaka 1 dakika polimerize edildi. Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 3.4a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 3.4b*).

Grup 3.5(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Ivoclar SR Link** küçük fırça ile uygulanıp reaksiyon için 3 dakika bekledikten sonra üzerine hemen ince bir tabaka **Shofu Ceramage Pre-Opaque** opaker fırçası ile sürülüp 2 dakika GC Labolight LV-III ile polimerize edildi, üzerine **Shofu Ceramage Opaque** opaker fırçası ile sürülüp tekrar 3 dakika GC Labolight LV-III ile polimerize edildi. Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 3.5a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 3.5b*).

3.4.3.4. Grup 4 örneklerin hazırlanması (Bisco Z Prime)

Grup 4.1(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Bisco Z Prime Plus**

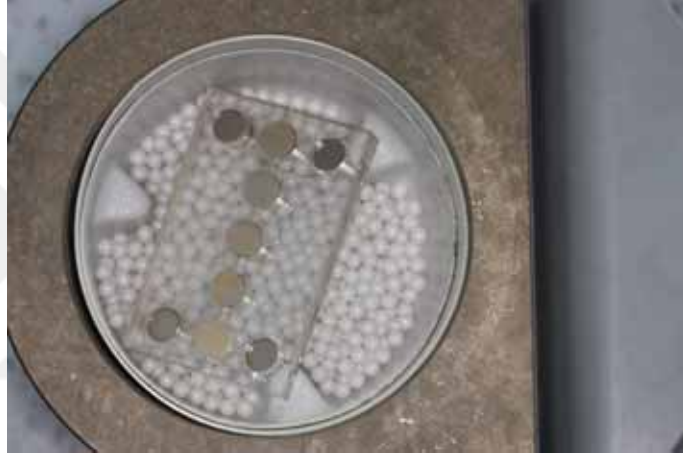
küçük fırça ile uygulanıp hava su spreyi ile 3-5 saniye kurutulduktan sonra üzerine hemen ince bir tabaka **Bisco Tescera Opaquer/Sculpting Resin ile Bisco Tescera Opaquer** tozu 1:1 oranda karıştırılarak opakler fırçası ile iki tabaka halinde sürülüp Tescera ATL Light Cup içinde basınç ve ışık yansıtan boncukların arasına yerleştirilerek her tabaka 2'şer dakika ışık siklusa tabii tutuldu ve daha sonra Bisco Tescera ATL Heat Cup içinde 12 dakika distile su içinde polimerizasyonu bitirildi. Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **Bisco Tescera dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman Bisco Tescera ATL Light Cup içinde ışık ve basınç yansıtan boncuklar arasına yerleştirilerek 2'er dakika polimerize edildi. Final polimerizasyonu, Bisco Tescera ATL Heat Cup içinde Bisco Tescera Oxygen Scavenger kapsülü yarısı distile su ile doldurulmuş olan sepetine koyularak basınç, ısı ve ışık altında 12 dakika olarak yapıldı (Resim 3.44 – 3.47). 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 4.1a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 4.1b*).



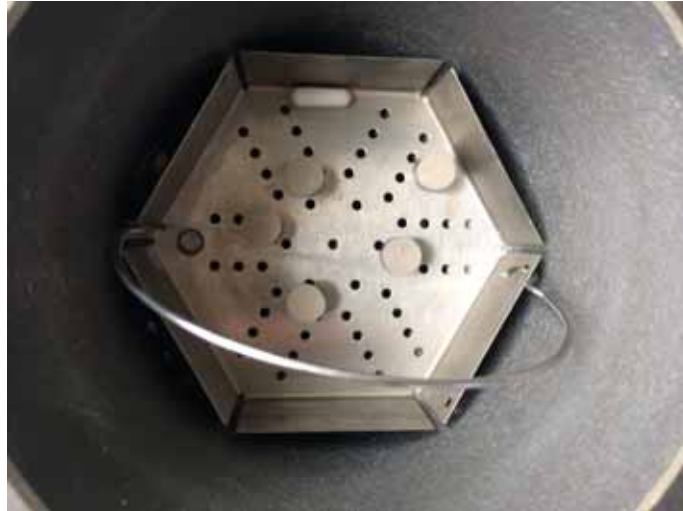
Resim 3.44 – Bisco Z Prime uygulaması



Resim 3.45 – Bisco Tescera kompozit rezin uygulaması



Resim 3.46 – Bisco Tescera ATL, Light Cup ile polimerizasyon



Resim 3.47 – Bisco Tescera ATL, Heat Cup ile polimerizasyon

Grup 4.2(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Bisco Z Prime Plus**

küçük fırça ile uygulanıp hava su spreyi ile 3-5 saniye kurutulduktan sonra hemen ince bir tabaka **Bisco Tescera Opaquer/Sculpting Resin ile Bisco Tescera Opaquer** tozu 1:1 oranda karıştırılarak opak fırçası ile iki tabaka halinde sürülüp Tescera ATL Light Cup içinde basınç ve ışık yansıtan boncukların arasına yerleştirilerek her tabaka 2'şer dakika ışık siklusa tabii tutuldu ve daha sonra Bisco Tescera ATL Heat Cup içinde 12 dakika distile su içinde polimerizasyonu bitirildi. . Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 4.2a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 4.2b*).

Grup 4.3(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Bisco Z Prime Plus** küçük fırça ile uygulanıp hava su spreyi ile 3-5 saniye kurutulduktan sonra üzerine hemen ince bekledikten sonra üzerine hemen ince iki tabaka **GC Gradia Opaque** opak fırçası ile sürüldü ve GC Labolight LV-III ile her tabaka 1 dakika polimerize edildi. Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 4.3a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 4.3b*).

Grup 4.4(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Bisco Z Prime Plus** küçük fırça ile uygulanıp hava su spreyi ile 3-5 saniye kurutulduktan sonra üzerine hemen ince bekledikten sonra üzerine hemen ince bir tabaka **Shofu Ceramage Pre-Opaque** opak fırçası ile sürülüp 2 dakika GC Labolight LV-III ile polimerize edildi, üzerine **Shofu Ceramage Opaque** opak fırçası ile sürülüp tekrar 3 dakika GC Labolight LV-III ile polimerize edildi. . Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 4.4a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 4.4b*).

Grup 4.5(a/b): Kumlama yapılan 20 adet Ti_6Al_4V alaşım üzerine **Bisco Z Prime Plus**

küçük fırça ile uygulanıp hava su spreyi ile 3-5 saniye kurutulduktan sonra üzerine hemen ince iki tabaka **Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste Opaque** opaker fırçası ile sürülüp her tabaka 5'er dakika GC Labolight LV-III polimerize edildi. Opaker üzerine 3 mm kalınlığında **GC Gradia indirekt dentin kompozit** 1'er mm'lik tabakalar uygulandı ve her katman 30'ar saniye polimerize edildi. Final polimerizasyonu GC Gradia Air Barrier uygulanarak GC Labolight LV-III ile 3 dakika olarak yapıldı. 10 örneğe **termal siklus uygulandı** (*Grup 4.5a*), diğer 10 örneğe ise **termal siklus uygulanmadan** direkt makaslama deneyi yapıldı (*Grup 4.5b*).

Final polimerizasyon işlemi tamamlanan örnekler tesviye edilip kırılma yapılacak yüzeyler düzgün hale getirildi (Resim 3.48 – 3.49).



Resim 3.48 – Polimerizasyon sonrası pleksiglasstan çıkan örnek



Resim 3.49 – Örneğin tesviye edilmesi

3.5. Termal siklus uygulaması

Farklı metal primer, opak ve kompozit uygulan her bir gruptaki 10'ar örnek rastgele seçilerek termosiklus grupları oluşturuldu (Grup 1.1.a., Grup 1.2.a., Grup 1.3.a., Grup 1.4.a., Grup 2.1.a., Grup 2.2.a., Grup 2.3.a., Grup 2.4.a., Grup 2.5.a., Grup 3.1.a., Grup 3.2.a., Grup 3.3.a., Grup 3.4.a, Grup 3.5.a., Grup 4.1.a., Grup 4.2.a., Grup 4.3.a, Grup 4.4.a., Grup 4.5.a.) (Resim 3.50).



Resim 3.50 – Termal siklus için hazırlanan örnekler

Kompozit uygulaması ve polimerizasyonu bitirilen deney örnekleri, ağızdaki ısı değişikliklerini taklit etmek amacıyla 5° ile 55°C larda (± 2) toplam 5000 defa termal siklus işlemi uygulandı. Termal siklus cihazının (Salubris Technica, Dentester, Türkiye) banyosunda örneklerin bekleme süresi 30 saniye olup, bir banyodan diğerine geçiş süresi 2 saniyedir (Resim 3.51).



Resim 3.51 - Salubris Technica, Dentester termal siklus cihazı

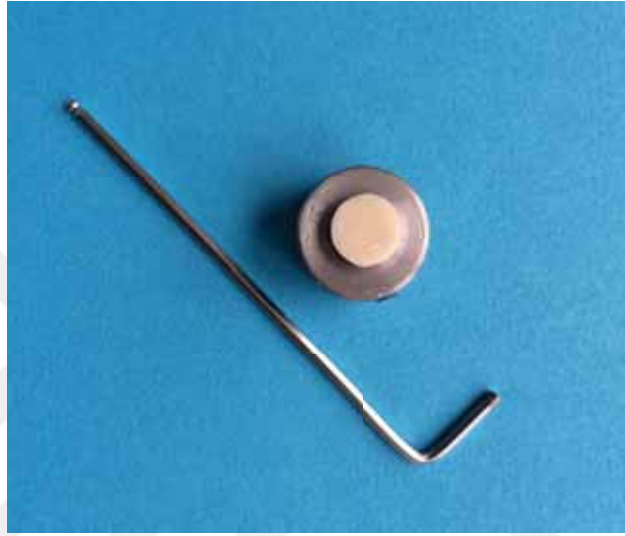
3.6. Deney düzeneğinin hazırlanması ve makaslama bağlantı dayanım testi

Deney örneklerinin makaslama bağlantı dayanım ölçümleri için Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde var olan kesme aygıtı (Instron, 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) kullanıldı (Resim 3.52).

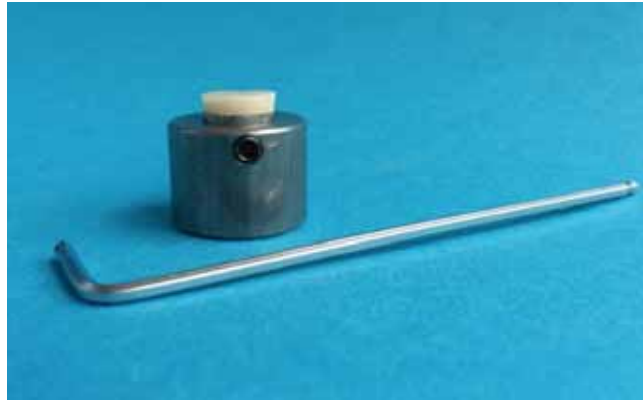


Resim 3.52 – Instron cihazı

Uygulanan kuvvetin titanyum/kompozit bileşiminde etkin olması amacı ile universal test cihazının ara parçasına uygun olarak 13 mm genişliğinde 15 mm uzunluğunda metal statif hazırlandı. Metal statif üzerine deney örneklerinin titanyum alt yapı bölümlerinin 1 mm'lik kısmı dışarıda kalacak şekilde yuva yerleri hazırlandı. Hazırlanan bu yuva içerisine yerleştirilen örnekler, bir vida yardımıyla düzenek içinde sabitlendi (Resim 3.53 – 3.54).



Resim 3.53 – Kırma işlemi için aparat



Resim 3.54 – Aparat yuvasının bağlantı bölgesinden 1 mm uzaklığı

Örnekler universal test cihazına metal statif aracılığı ile kompozit yüzeyiyle 90° lik açı yapacak şekilde yerleştirildi ve kesme işlemi 1 mm/dk hızla yapıldı. Üst yapının alt yapıdan ayrılmadan önceki en yüksek direnç değerleri sistemin bağlı olduğu bilgisayar

tarafından Newton (N) olarak ölçüldü. Birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için, aşağıdaki formüller kullanılarak Newton (N) değerleri Megapascal (MPa) değerlerine çevrildi (Resim 3.55).

$$\text{Makaslama direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

$$\text{Alan} = (\pi \cdot r^2) / 4 \text{ (mm}^2\text{)}$$

r = bağlanma yüzeyinin çapı



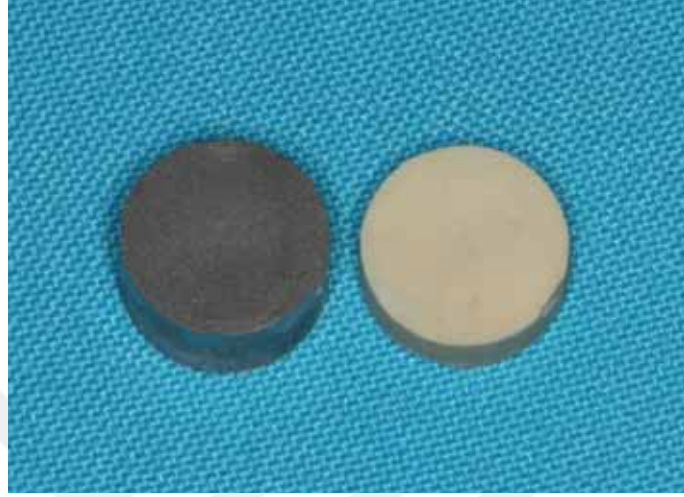
Resim 3.55 – Örneklerin Instron cihazında kırılması

Test sonrası her bir örnek ve ayrılan parçaları grup tanımlamaları ile birlikte ayrı ayrı paketlenerek kopma yüzeyleri değerlendirildi.

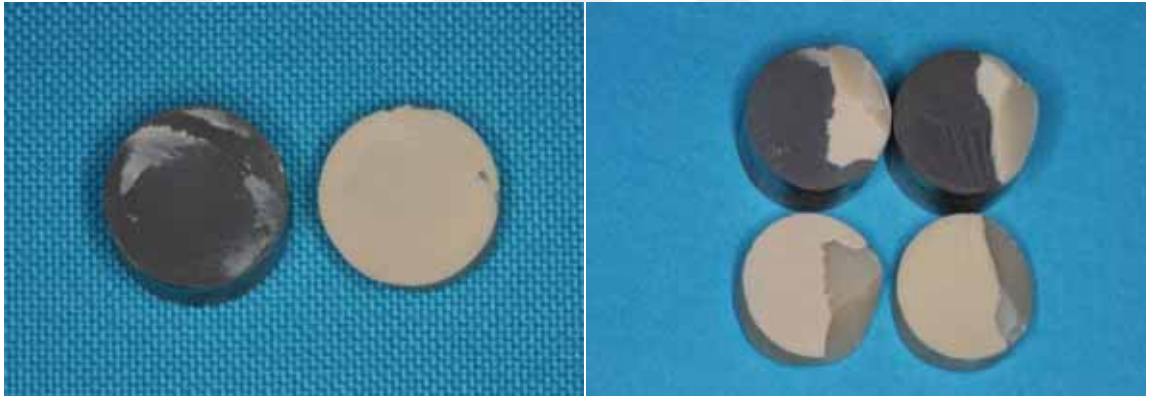
3.7. Kopma Şekillerinin İncelenmesi

Tüm örneklerin makaslama bağlantı dayanımı deneyi sonrasındaki kopma şekilleri makroskobik olarak incelendi. Kopma şekilleri, Modified Adhesive Remnant Indeks (ARI) değerlendirmesi ve indirekt kompozit rezinin titanyum alt yapıdan tamamen ayrıldığı

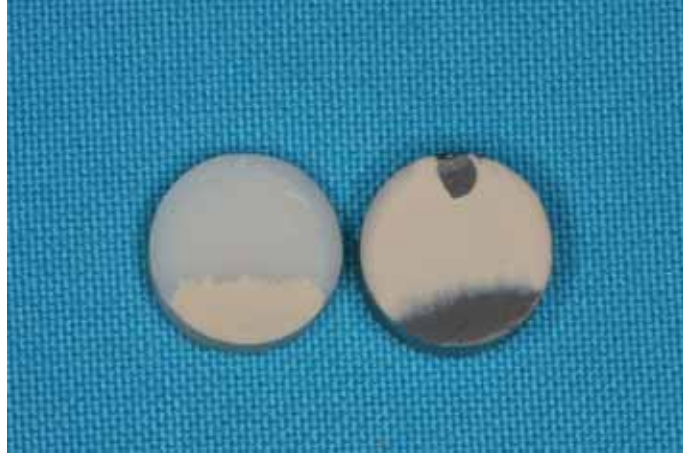
adeziv kopma, indirekt kompozit rezinin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv kopma ve her iki kırılma tipinin de gözlemlendiği kombine kopma (adeziv + koheziv) olarak gözlemlendi (Resim 3.56 – 3.59).



Resim 3.56 – Metal yüzeyinde rezin kalıntısının olmadığı Modified ARI (skor 0)



Resim 3.57 – Metal yüzeyinin %50'sinden azında rezin kalıntısının bulunduğu Modified ARI (skor 1)



Resim 3.58 – Metal yüzeyinin %50'sinden fazlasında resin kalıntısının bulunduğu Modified ARI (skor 2)



Resim 3.59 – Metal yüzeyinin tamamen resin ile örtülü olduğu Modified ARI (skor 3)

3.8. İstatiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Niceliksel verilerin karşılaştırılmasında, parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında two-way ANOVA ve oneway ANOVA testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student t test kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Klinik kullanımda ideal Ti_6Al_4V alt yapı ve indirekt kompozit rezin üst yapı kombinasyonunu belirlemek için farklı metal primer ve opakerlerin titanyum alaşım ve kompozit bağlanma kuvvetlerine olan etkisini ve termal siklus sonrasında makaslama kuvvetlerine karşı dirençlerini karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

4.1. Opaker, metal primer ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin bulguları

Opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Metal primerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.200$ $p>0.05$). Termal siklus varlığına göre makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Opaker ve metal primerin makaslama kuvveti üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$). Opaker ve metal primer bir arada makaslama kuvveti düzeyini etkilemektedir. Opaker ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$). Opaker ve termal siklus bir arada makaslama kuvveti düzeyini etkilemektedir. Metal primer ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$). Metal primer ve termal siklus bir arada makaslama kuvveti düzeyini etkilemektedir. Opaker, metal primer ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerindeki ortak etkisi de istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$). Opaker, metal primer ve termal siklus bir arada makaslama kuvveti düzeyini etkilemektedir. Yukarıda bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.1’de görüldüğü gibidir.

Tablo 4.1 - Opaker, metal primer ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

	F	p
Opaker	391,890	0,001**
Metal Primer	1,312	0,200
Termal siklus	26,298	0,001**
Opaker*metal primer	24,588	0,001**
Opaker*termal siklus	4,685	0,003**
Metal Primer*termal siklus	3,448	0,017*
Opaker*Metal Primer*termal siklus	8,488	0,001**
<i>Two way ANOVA Test</i>		
	<i>*p<0.05</i>	<i>**p<0.01</i>

4.1.1. Opaker, metal primer ve termal siklusa göre makaslama kuvveti bulguları

Opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Gradia Opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage Opaker ($p:0.001$; $p<0.01$), Ivoclar SR Nexco Opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera Opaker'den ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar SR Nexco Opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage Opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera Opaker'den ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Bisco Tescera Opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage Opakerden anlamlı şekilde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.01$). Yukarıda bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.2'de görüldüğü gibidir.

Tablo 4.2 - Opaker, metal primer ve termal siklus göre makaslama kuvvetinin istatistiksel değerlendirilmesi

		Makaslama Kuvveti		p
		n	Ort±SS	
¹ Opaker	GC Gradia	80	10,95±2,29	0,001**
	Shofu Ceramage	80	4,47±1,44	
	Ivoclar SR Nexco	80	8,84±1,59	
	Bisco Tescera	80	5,78±2,14	
¹ Metal Primer	GC Metal Primer II	80	7,39±2,78	0,630
	Shofu ML Link	80	7,60±3,06	
	Ivoclar SR Link	80	7,21±3,29	
	Bisco Z prime	80	7,84±3,53	
² Termal Siklus	Var	160	7,13±3,37	0,032*
	Yok	160	7,89±2,92	

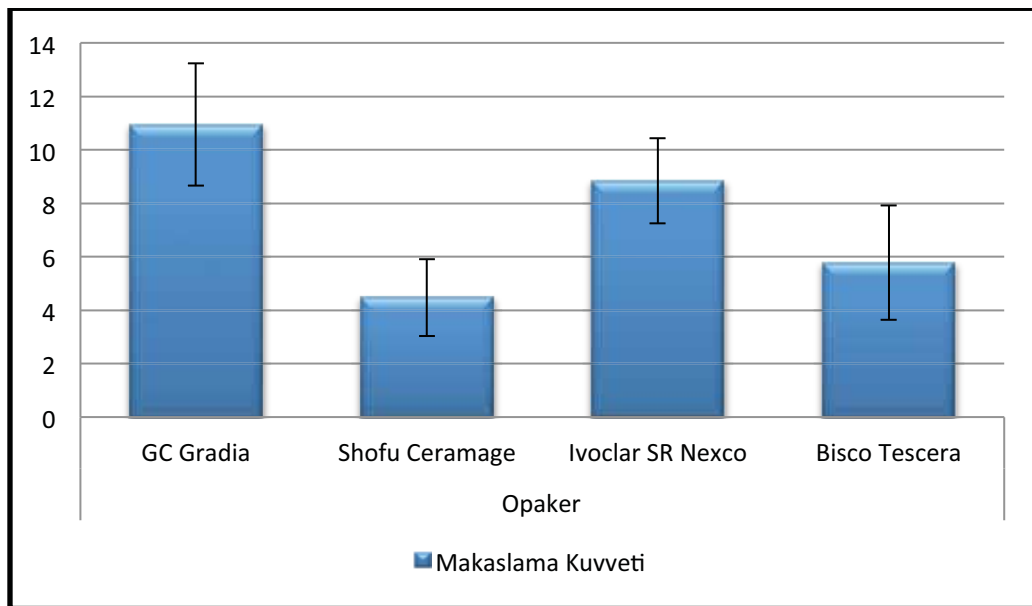
¹ Oneway ANOVA Test

² Student t test

* $p < 0.05$

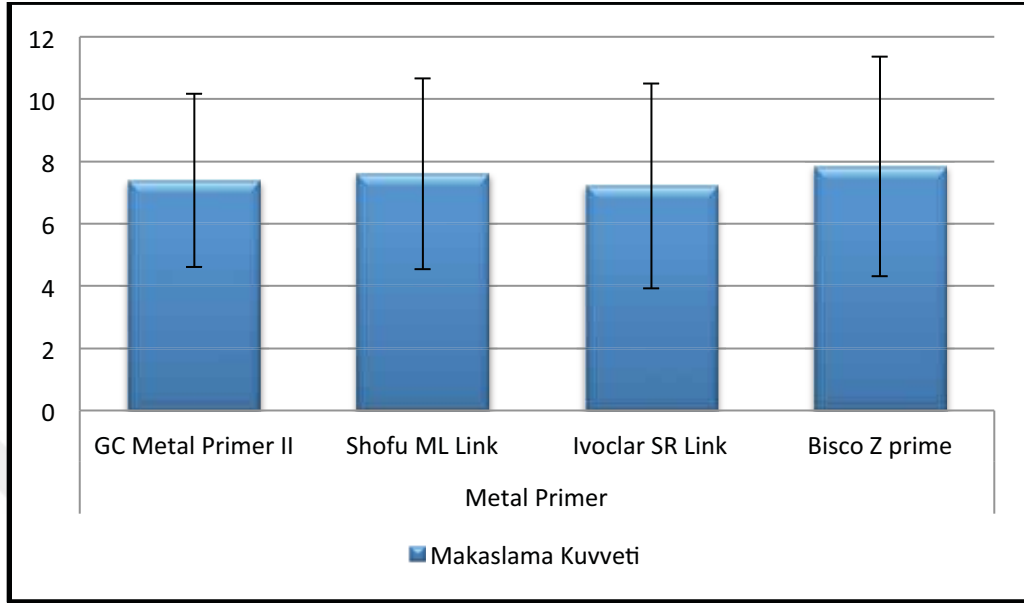
** $p < 0.01$

Farklı opakerlerin makasalama kuvveti değer ortalamaları Şekil 4.1’de gösterildi.



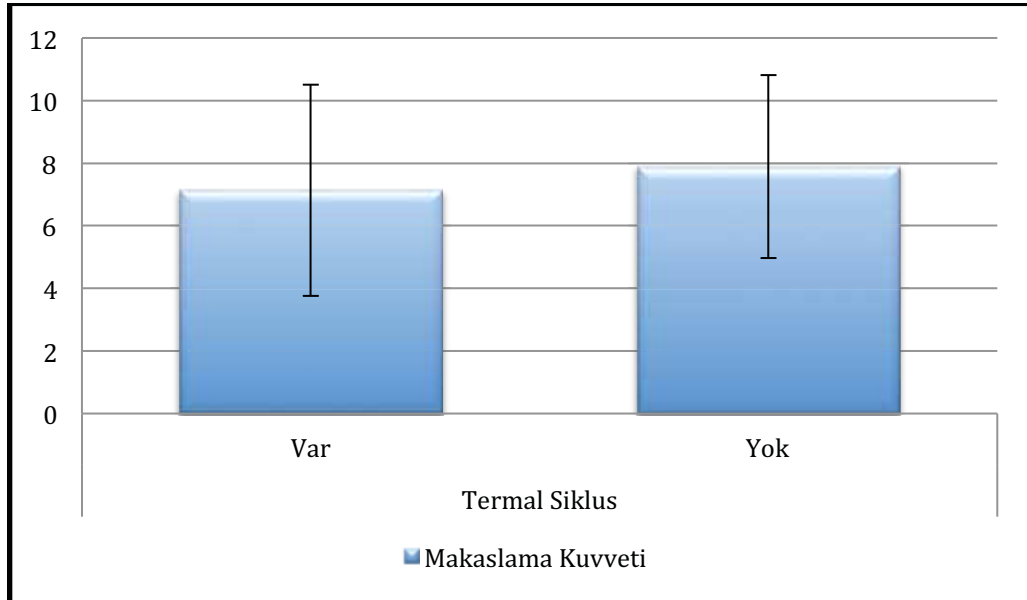
Şekil 4.1 – Farklı opakerlerin makaslama kuvveti değer ortalamaları

Metal Primerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.630$ $p>0.05$) (Şekil 4.2).



Şekil 4.2 – Farklı metal primerlerin makaslama kuvveti değer ortalamaları

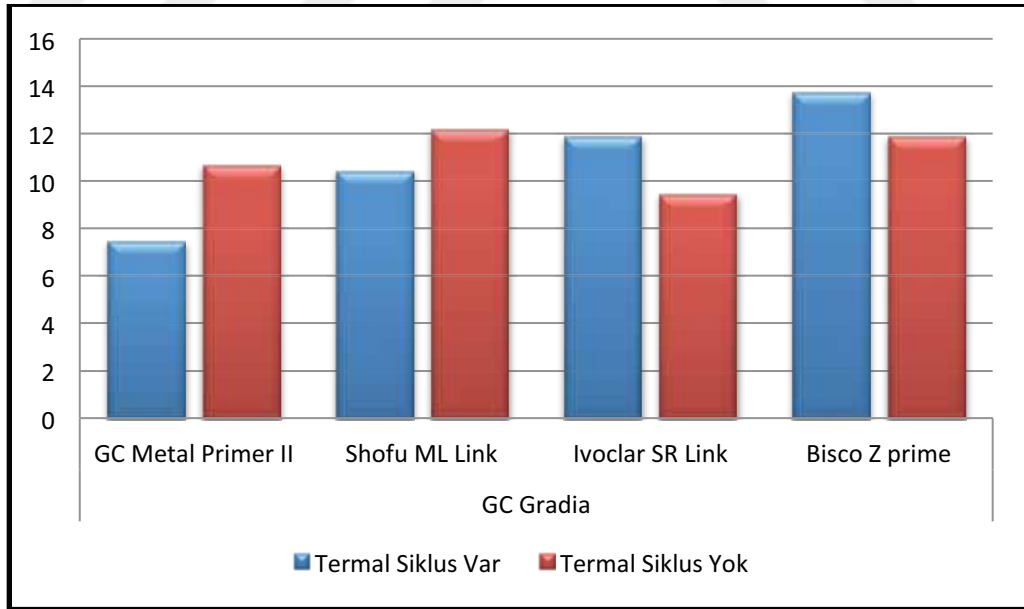
Termal Siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.032$; $p<0.05$) (Şekil 4.3).



Şekil 4.3 – Termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvvetlerinin değer ortalamaları

4.1.2. Opaker ve metal primerlerde ayrı ayrı termal siklusa göre örneklerin makaslama kuvvetlerinin bulguları

GC Gradia opaker ve GC Metal Primer II kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). GC Gradia opaker ve Shofu ML Link kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.005$; $p<0.01$). GC Gradia opaker ve Ivoclar SR Link kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). GC Gradia opaker ve Bisco Z Prime kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p:0.024$; $p<0.05$). Bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.3'te görüldüğü gibidir. Farklı metal primerlerin, GC Gradia opaker ile termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvveti değer ortalmaları Şekil 4.4'te gösterildi.



Şekil 4.4 – Farklı metal primerlerin, GC Gradia opaker ile termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvveti değer ortalmaları

Tablo 4.3 - Opaker ve metal primerlerde ayrı ayrı termal siklusa göre örneklerin makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Opaker	Metal Primer	Termal Siklus		p
		Var (n=10)	Yok (n=10)	
		Ort±SS	Ort±SS	
GC Gradia	GC Metal Primer II	7,45±2,10	10,67±1,27	0,001**
	Shofu ML Link	10,42±1,17	12,18±1,29	0,005**
	Ivoclar SR Link	11,88±0,92	9,44±1,15	0,001**
	Bisco Z prime	13,74±2,09	11,86±1,23	0,024*
Shofu	GC Metal Primer II	3,44±0,22	3,78±0,87	0,257
Ceramage	Shofu ML Link	3,34±0,49	4,88±1,13	0,002**
	Ivoclar SR Link	3,73±0,40	5,32±1,61	0,012*
	Bisco Z prime	4,48±0,76	6,75±1,40	0,001**
Ivoclar SR	GC Metal Primer II	8,83±1,60	10,05±1,23	0,073
Nexco	Shofu ML Link	8,75±0,92	7,20±1,20	0,004**
	Ivoclar SR Link	9,72±1,43	9,65±1,12	0,896
	Bisco Z prime	7,52±1,42	8,98±1,53	0,041*
Bisco	GC Metal Primer II	6,91±1,04	7,98±1,24	0,049*
Tescera	Shofu ML Link	6,45±1,22	7,59±3,17	0,310
	Ivoclar SR Link	3,29±0,52	4,66±1,18	0,005**
	Bisco Z prime	4,11±0,69	5,25±1,16	0,017*

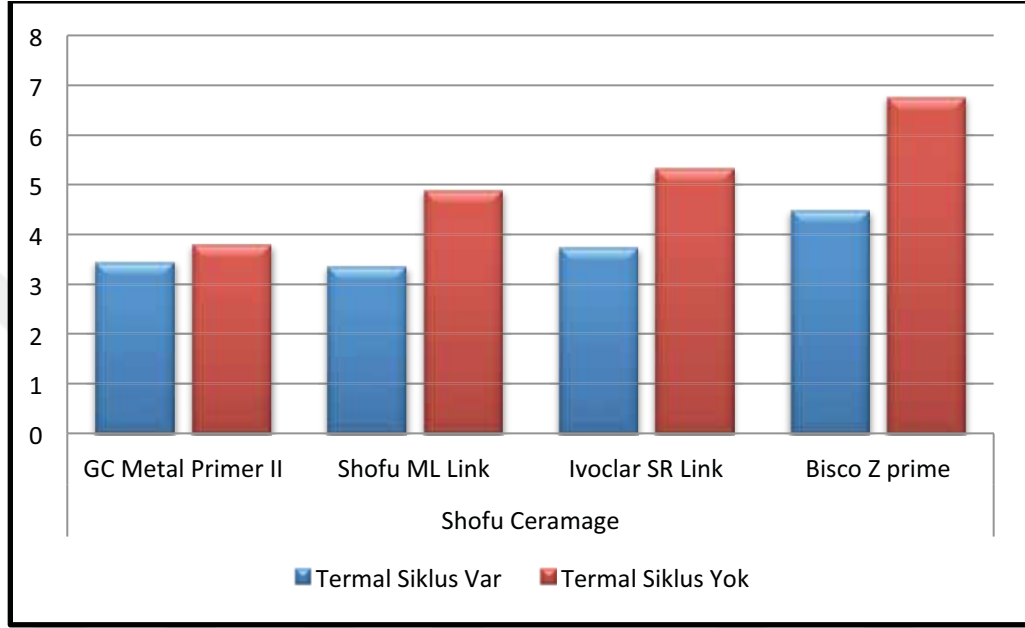
Student t test

* $p < 0.05$

** $p < 0.01$

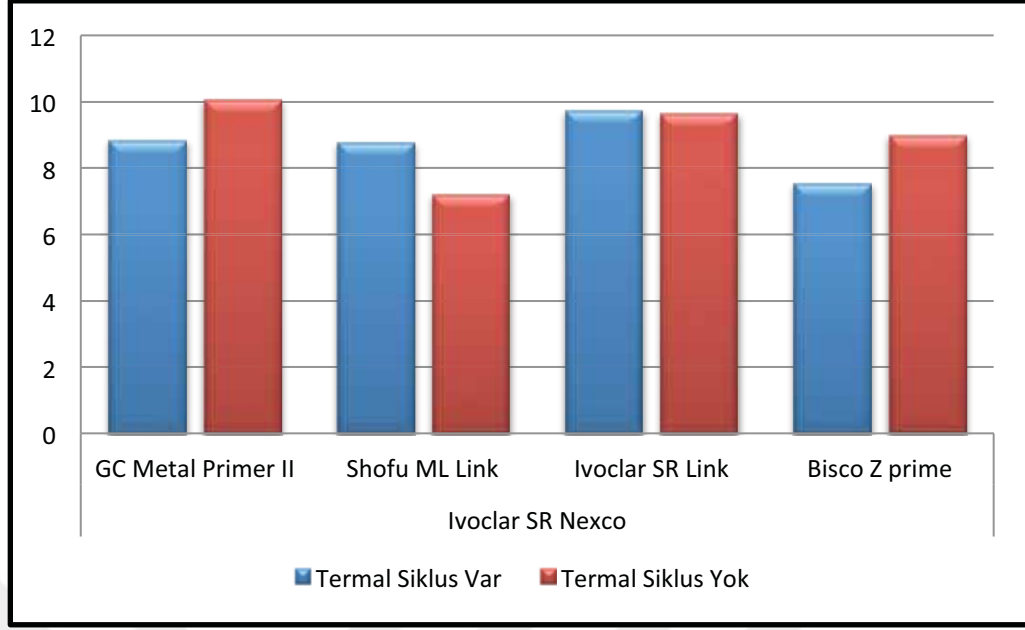
Shofu Ceramage opaker ve GC Metal Primer II kullanıldığında, termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.257$; $p>0.05$). Shofu Ceramage opaker ve Shofu ML Link kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.002$; $p<0.01$). Shofu Ceramage opaker ve Ivoclar SR Link kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.012$; $p<0.05$). Shofu Ceramage opaker ve Bisco Z Prime kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin

makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.3'te görüldüğü gibidir. Farklı metal primerlerin Shofu Ceramage opaker ile termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvveti değer ortalamaları Şekil 4.5'te gösterildi.



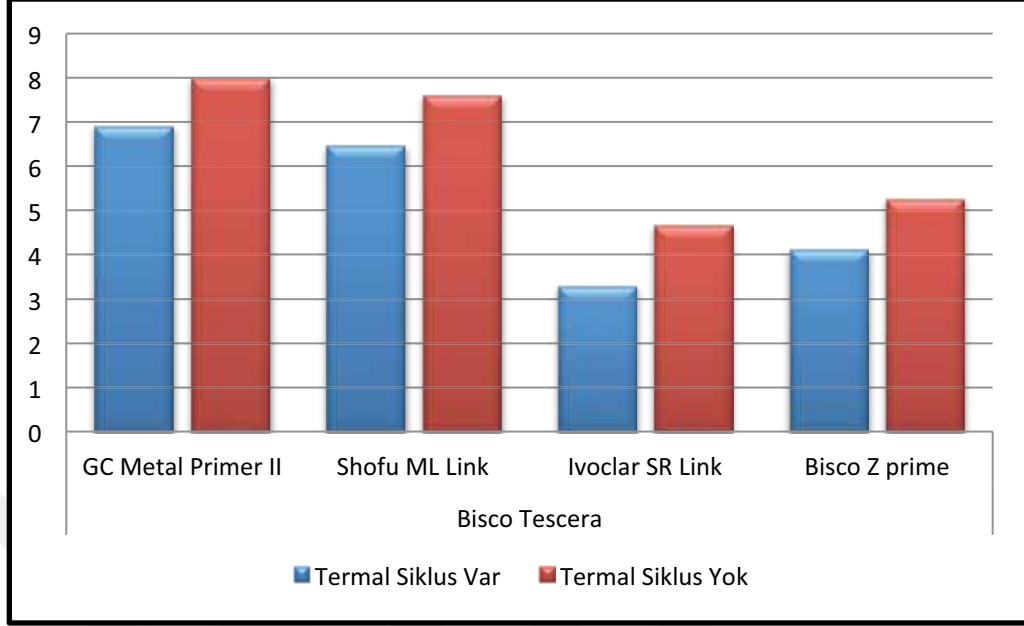
Şekil 4.5 – Farklı metal primerlerin Shofu Ceramage opaker ile termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvveti değer ortalamaları

Ivoclar SR Nexco opaker ve GC Metal Primer II kullanıldığında, termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.073$; $p>0.05$). Ivoclar SR Nexco opaker ve Shofu ML Link kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p:0.004$; $p<0.01$). Ivoclar SR Nexco Opakeri ve Ivoclar SR Link kullanıldığında, termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.896$; $p>0.05$). Ivoclar SR Nexco opaker ve Bisco Z Prime kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.041$; $p<0.05$). Bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.3'te görüldüğü gibidir. Farklı metal primerlerin Ivoclar SR Nexco Paste opaker ile termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvveti değer ortalamaları Şekil 4.6'da gösterildi.



Şekil 4.6 – Farklı metal primerlerin Ivoclar SR Nexco Paste opaker ile termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvveti değer ortalamaları

Bisco Tescera opaker ve GC Metal Primer II kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.049$; $p<0.05$). Bisco Tescera opaker ve Shofu ML Link kullanıldığında, termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.310$; $p>0.05$). Bisco Tescera opaker ve Ivoclar SR Link kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Bisco Tescera opaker ve Bisco Z Prime kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.017$; $p<0.05$). Bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.3'te görüldüğü gibidir. Farklı metal primerlerin Bisco Tescera opaker ile termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvveti değer ortalamaları Şekil 4.7'de gösterildi.



Şekil 4.7 – Farklı metal primerlerin Bisco Tescera opaker ile termal siklus uygulamasına göre makaslama kuvveti değer ortalmaları

4.1.3. Metal primer ve termal siklularda ayrı ayrı opakere göre örneklerin makaslama kuvvetlerinin bulguları

GC Metal Primer II kullanılan ve termal siklus uygulanan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; Shofu Ceramage opakerin makaslama kuvveti ortalaması, GC Gradia opaker ($p:0.001$; $p<0.01$), Ivoclar SR Nexco opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.023$; $p<0.05$) anlamlı şekilde düşük bulundu. Diğer opakerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Shofu ML Link kullanılan ve termal siklus uygulanan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Gradia opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker ($p:0.001$; $p<0.01$), Ivoclar SR Nexco opaker ($p:0.003$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera

opakerden (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar SR Nexco opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker (p:0.001; p<0.01) ve Bisco Tescera opakerden (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Bisco Tescera opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opakerden anlamlı şekilde yüksektir (p:0.001; p<0.01).

Ivoclar SR Link kullanılan ve termal siklus uygulanan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Gradia opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker (p:0.001; p<0.01), Ivoclar SR Nexco opaker (p:0.003; p<0.01) ve Bisco Tescera opakerden (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar SR Nexco opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker (p:0.001; p<0.01) ve Bisco Tescera opakerden (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Bisco Tescera opaker ile Shofu Ceramage opakerin makaslama kuvvetleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0.05).

Bisco Z Prime kullanılan ve termal siklus uygulanan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Gradia opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker (p:0.001; p<0.01), Ivoclar SR Nexco opaker (p:0.003; p<0.01) ve Bisco Tescera opakerden (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar SR Nexco opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker (p:0.001; p<0.01) ve Bisco Tescera opakerden (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Bisco Tescera opaker ile Shofu Ceramage opakerin makaslama kuvvetleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0.05).

GC Metal Primer II kullanılan ve termal siklus uygulanmayan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; Shofu Ceramage opakerin makaslama kuvveti ortalaması, GC Gradia opaker (p:0.001; p<0.01), Ivoclar SR Nexco opaker (p:0.001; p<0.01) ve Bisco Tescera opakerden (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde düşük bulundu. Bisco Tescera opakerin

makaslama kuvveti ortalaması, GC Gradia opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Ivoclar SR Nexco opakerden ($p:0.002$; $p<0.01$) anlamlı şekilde düşük bulundu. GC Gradia opaker ile Ivoclar SR Nexco opakerin makaslama kuvvetleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Shofu ML Link kullanılan ve termal siklus uygulanmayan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Gradia opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker ($p:0.001$; $p<0.01$), Ivoclar SR Nexco opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Shofu Ceramage opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Ivoclar SR Nexco opaker ($p:0.046$; $p<0.05$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.015$; $p<0.05$) anlamlı şekilde düşük bulundu. Bisco Tescera opaker ile Ivoclar SR Nexco opakerin makaslama kuvvetleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Ivoclar SR Link kullanılan ve termal siklus uygulanmayan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Gradia opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar SR Nexco opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Diğer opakerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Bisco Z Prime kullanılan ve termal siklus uygulanan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Gradia opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker ($p:0.001$; $p<0.01$), Ivoclar SR Nexco opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar SR Nexco opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker ($p:0.004$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Bisco Tescera

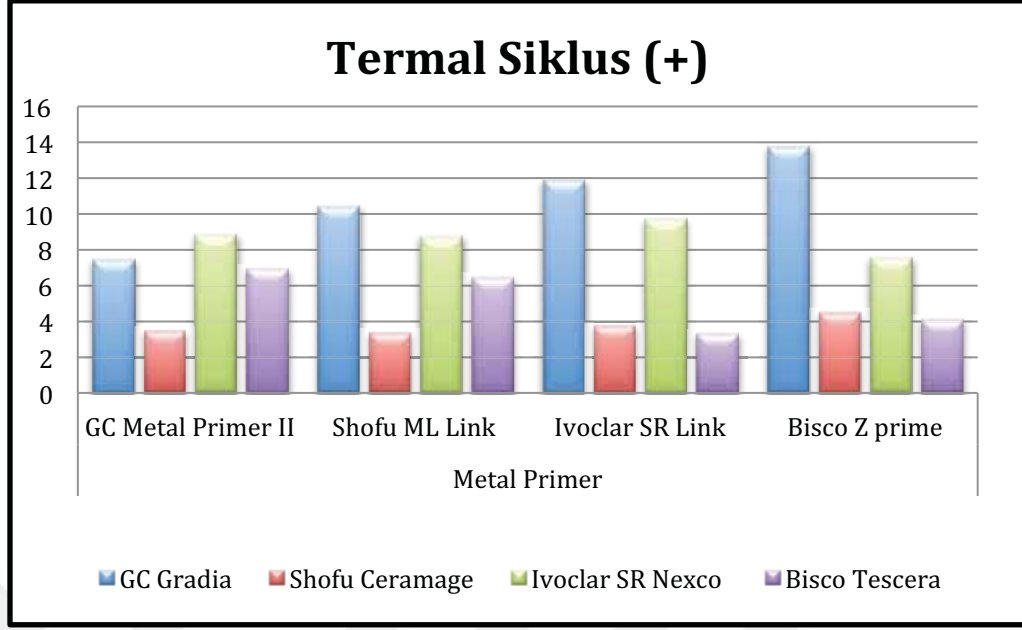
opaker ile Shofu Ceramage opakerin makaslama kuvvetleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Bahsedilen tüm bu sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.4'te görüldüğü gibidir. 4 farklı metal primer markalarının termal siklus uygulamasından sonra opakere göre makaslama kuvveti değer ortalamaları Şekil 4.8'de, termal siklus uygulamasından önceki değerleri ise Şekil 4.9'da gösterildi.

Tablo 4.4 - Metal primer ve termal sikluslarda ayrı ayrı opakere göre örneklerin makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

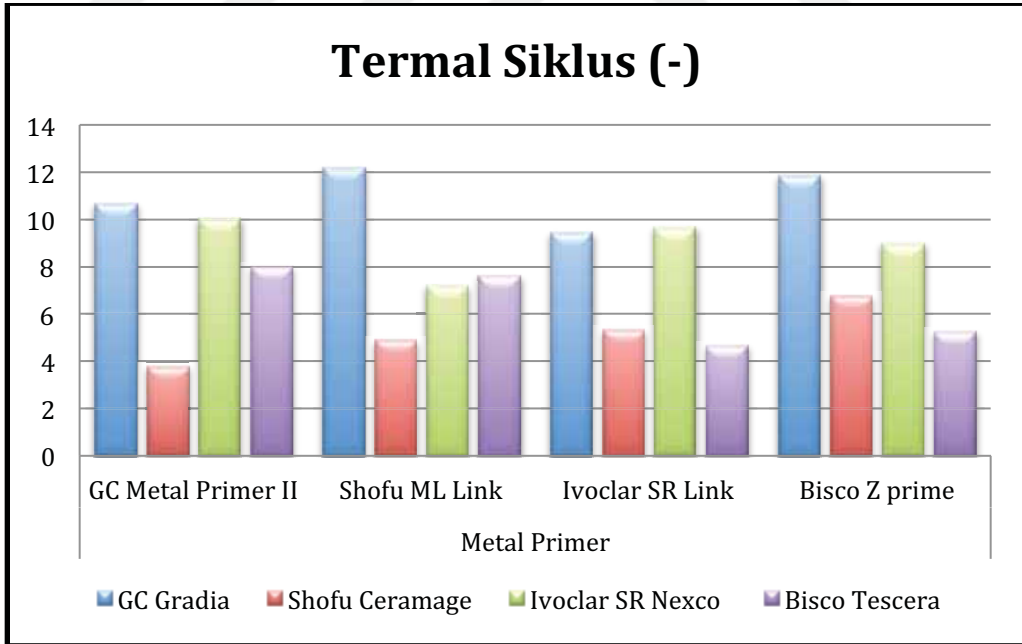
Termal Siklus	Metal Primer	Opaker				p
		GC	Shofu	Ivoclar	Bisco	
		Gradia (n=10) Ort±SS	Ceramage (n=10) Ort±SS	SR Nexco (n=10) Ort±SS	Tescera (n=10) Ort±SS	
Var	GC Metal Primer II	7,45±2,10	3,44±0,22	8,83±1,60	6,91±1,04	0,001**
	Shofu ML Link	10,42±1,17	3,34±0,49	8,75±0,92	6,45±1,22	0,001**
	Ivoclar SR Link	11,88±0,92	3,73±0,40	9,72±1,43	3,29±0,52	0,001**
	Bisco Z prime	13,74±2,09	4,48±0,76	7,52±1,42	4,11±0,69	0,001**
Yok	GC Metal Primer II	10,67±1,27	3,78±0,87	10,05±1,23	7,98±1,24	0,001**
	Shofu ML Link	12,18±1,29	4,88±1,13	7,20±1,20	7,59±3,17	0,001**
	Ivoclar SR Link	9,44±1,15	5,32±1,61	9,65±1,12	4,66±1,18	0,001**
	Bisco Z prime	11,86±1,23	6,75±1,40	8,98±1,53	5,25±1,16	0,001**

Oneway ANOVA test

** $p<0.01$



Şekil 4.8 – Farklı metal primer termal siklus uygulamasından sonra opakere göre makaslama kuvvetleri değer ortalamaları



Şekil 4.9 – Farklı metal primerlerin, termal siklus uygulanmadan opakere göre makaslama kuvvetleri değer ortalamaları

4.1.4. Opaker ve termal sikluslarda ayrı ayrı metal primere göre örneklerin makaslama kuvvetlerinin bulguları

GC Gradia Opaker kullanılan ve termal siklus uygulanan örneklerde, metal primerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Metal Primer II'nin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu ML Link ($p:0.002$; $p<0.01$), Ivoclar SR Link ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Z Prime metal primerlerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde düşük bulundu. Shofu ML Link metal primerinin makaslama kuvveti, Bisco Z Prime metal primerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde düşük bulundu. Diğer metal primerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Shofu Ceramage Opaker kullanılan ve termal siklus uygulanan örneklerde, metal primerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; Bisco Z Prime metal primerinin makaslama kuvveti ortalaması, GC Metal Primer II ($p:0.001$; $p<0.01$), Shofu ML Link ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Ivoclar SR Link ($p:0.001$; $p<0.01$) metal primerlerden anlamlı şekilde yüksek bulundu. Diğer metal primerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Ivoclar SR Nexco Opaker kullanılan ve termal siklus uygulanan örneklerde, metal primerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.011$; $p<0.05$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; Ivoclar SR Link metal primerinin makaslama kuvveti ortalaması, Bisco Z Prime metal primerinden anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p:0.005$; $p<0.01$). Diğer metal primerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Bisco Tescera Opaker kullanılan ve termal siklus uygulanan örneklerde, metal primerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Metal Primer II'nin makaslama kuvveti ortalaması,

Ivoclar SR Link (p:0.001; p<0.01) ve Bisco Z Prime metal primerlerden (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Shofu ML Link metal primerinin makaslama kuvveti, Ivoclar SR Link (p:0.001; p<0.01) ve Bisco Z Prime metal primerlerden (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Diğer metal primerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0.05).

GC Gradia Opaker kullanılan ve termal siklus uygulanmayan örneklerde, metal primerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; Shofu ML Link metal primerinin makaslama kuvveti, GC Metal Primer II (p:0.045; p<0.05) ve Ivoclar SR Link (p:0.001; p<0.01) metal primerlerden anlamlı şekilde yüksek bulundu. Bisco Z Prime metal primerinin makaslama kuvveti, Ivoclar SR Link (p:0.001; p<0.01) metal primerinden anlamlı şekilde yüksek bulundu. Diğer metal primerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0.05).

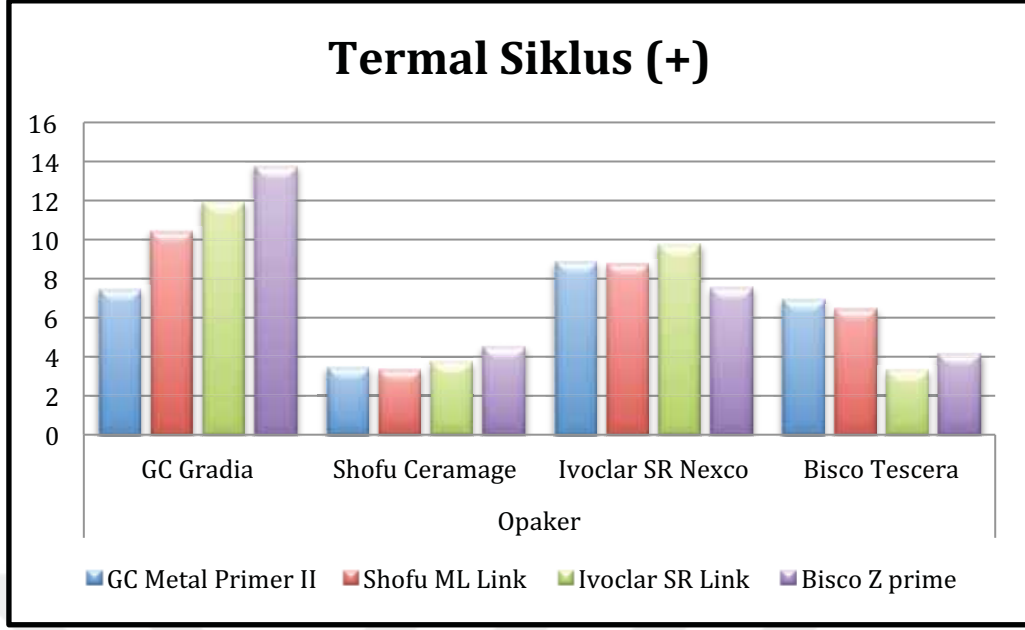
Shofu Ceramage Opaker kullanılan ve termal siklus uygulanmayan örneklerde, metal primerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; Bisco Z Prime metal primerinin makaslama kuvveti ortalaması, GC Metal Primer II (p:0.001; p<0.01) ve Shofu ML Link (p:0.013; p<0.05) metal primerlerden anlamlı şekilde yüksek bulundu. Diğer metal primerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0.05).

Ivoclar SR Nexco Opaker kullanılan ve termal siklus uygulanmayan örneklerde, metal primerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (p:0.001; p<0.05). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; Shofu ML Link metal primerinin makaslama kuvveti, GC Metal Primer II (p:0.001; p<0.01), Ivoclar SR Link (p:0.001; p<0.01) ve Bisco Z Prime (p:0.018; p<0.05) metal primerlerden anlamlı şekilde düşük bulundu. Diğer metal primerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0.05).

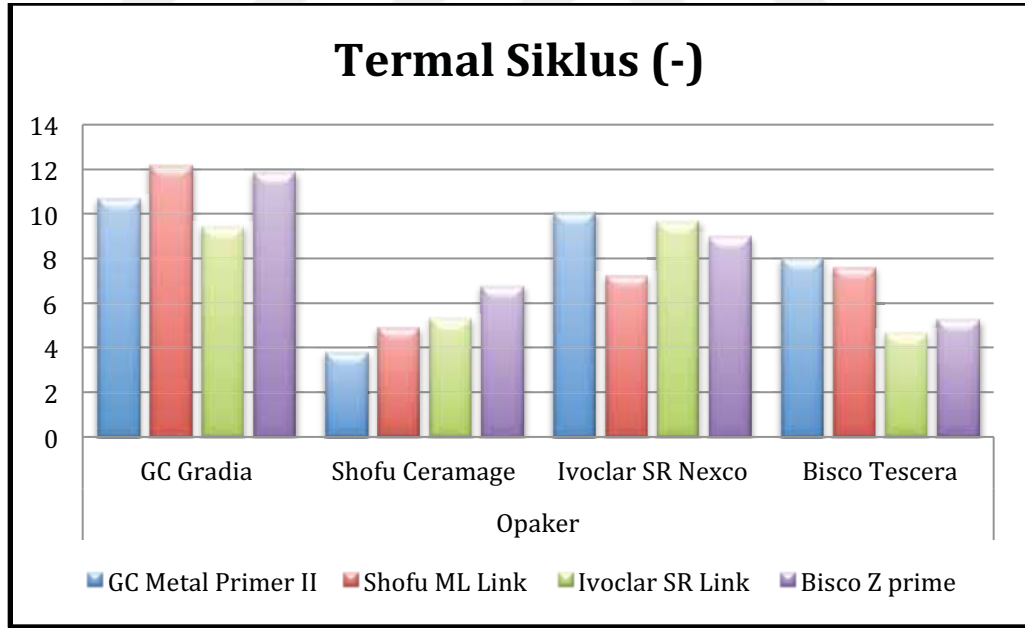
Bisco Tescera Opaker kullanılan ve termal siklus uygulanmayan örneklerde, metal primerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Metal Primer II'nin makaslama kuvveti ortalaması, Ivoclar SR Link (p:0.002; p<0.01) ve Bisco Z Prime metal primerlerden (p:0.013; p<0.05) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Shofu ML Link metal primerinin makaslama kuvveti, Ivoclar SR Link (p:0.007; p<0.01) ve Bisco Z Prime metal primerlerden (p:0.042; p<0.05) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Diğer metal primerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0.05). Bahsedilen tüm bu sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.5'te görüldüğü gibidir. 4 farklı opaker markalarının termal siklus uygulamasından sonra metal primere göre makaslama kuvveti değer ortalamaları Şekil 4.10'da, termal siklus uygulamasından önceki değerleri ise Şekil 4.11'de gösterildi.

Tablo 4.5 - Opaker ve termal sikluslarda ayrı ayrı metal primere göre örneklerin makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Termal Siklus	Opaker	Metal Primer				p
		GC Metal	Shofu ML	Ivoclar	Bisco Z	
		Primer II	Link	SR Link	prime	
		(n=10)	(n=10)	(n=10)	(n=10)	
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Var	GC Gradia	7,45±2,10	10,42±1,17	11,88±0,92	13,74±2,09	0,001**
	Shofu	3,44±0,22	3,34±0,49	3,73±0,40	4,48±0,76	0,001**
	Ceramage					
	Ivoclar SR	8,83±1,60	8,75±0,92	9,72±1,43	7,52±1,42	0,011*
	Nexco					
	Bisco Tescera	6,91±1,04	6,45±1,22	3,29±0,52	4,11±0,69	0,001**
Yok	GC Gradia	10,67±1,27	12,18±1,29	9,44±1,15	11,86±1,23	0,001**
	Shofu	3,78±0,87	4,88±1,13	5,32±1,61	6,75±1,40	0,001**
	Ceramage					
	Ivoclar SR	10,05±1,23	7,20±1,20	9,65±1,12	8,98±1,53	0,001**
	Nexco					
	Bisco Tescera	7,98±1,24	7,59±3,17	4,66±1,18	5,25±1,16	0,001**
<i>Oneway ANOVA test</i>		<i>* p<0.05</i>	<i>** p<0.01</i>			



Şekil 4.10 – Farklı opakerlerin, termal siklus uygulamasından sonra metal primerlere göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları



Şekil 4.11 – Farklı opakerlerin, termal siklus uygulanmadan metal primerlere göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları

4.2. Grupların ayrı ayrı bireysel bulguları

4.2.1. Grup 1 (GC, Metal Primer II) bulguları

4.2.1.1. Grup 1’de opakler ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi

Opaklerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Termal siklus varlığına göre makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Opakler ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p:0.006$; $p<0.01$). Opakler ve termal siklus bir arada makaslama kuvveti düzeyini etkilemektedir. Bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.6’da görüldüğü gibidir.

Tablo 4.6 – Grup 1’in opakler ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

	F	p
Opakler	83,926	0,001**
Termal siklus	25,325	0,001**
Opakler*termal siklus	4,502	0,006**

Two way ANOVA Test ** $p<0.01$

4.2.1.2. Grup 1’in (GC, Metal Primer II) opakler ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi

Grup 1’de GC Gradia opakleri kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Shofu Ceramage opakleri kullanıldığında, termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.257$; $p>0.05$). Ivoclar SR Nexco opakleri kullanıldığında, termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.073$;

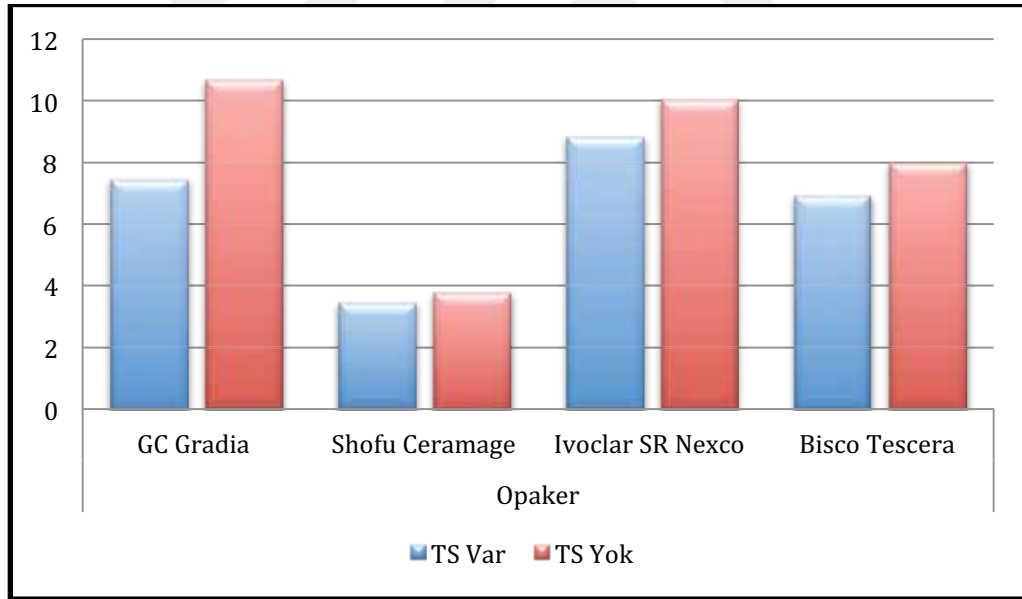
$p>0.05$). Bisco Tescera opakeri kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.049$; $p<0.05$).

Grup 1'de termal siklus uygulanan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; Shofu Ceramage opakerinin makaslama kuvveti ortalaması, GC Gradia opaker ($p:0.001$; $p<0.01$), Ivoclar SR Nexco opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde düşük bulundu. Bisco Tescera opakerinin makaslama kuvveti ortalaması, Ivoclar SR Nexco opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde düşük bulundu. Diğer opakerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Grup 1'de termal siklus uygulanmayan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; Shofu Ceramage opakerinin makaslama kuvveti ortalaması, GC Gradia opaker ($p:0.001$; $p<0.01$), Ivoclar SR Nexco opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde düşük bulundu. Bisco Tescera opakerinin makaslama kuvveti ortalaması, GC Gradia opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Ivoclar SR Nexco opaker ($p:0.002$; $p<0.01$) anlamlı şekilde düşük bulundu. Diğer opakerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Bahsedilen tüm bu sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.7'de görüldüğü gibidir. GC Metal Primer II kullanılan, farklı opakerlerin termal siklusa göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları Şekil 4.12'de gösterildi.

Tablo 4.7 - Grup 1'in (GC, Metal Primer II) opaker ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi

Opaker	Termal Siklus		¹ p
	Var	Yok	
	Ort±SS	Ort±SS	
GC Gradia (n=20)	7,45±2,10	10,67±1,27	0,001**
Shofu Ceramage (n=20)	3,44±0,22	3,78±0,87	0,257
Ivoclar SR Nexco (n=20)	8,83±1,60	10,05±1,23	0,073
Bisco Tescera (n=20)	6,91±1,04	7,98±1,24	0,049*
² p	0,001**	0,001**	
¹ Student t test	² Oneway ANOVA test	* p<0.05	** p<0.01



Şekil 4.12 – GC Metal Primer II kullanılan, farklı opakerlerin termal siklusa göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları

4.2.2. Grup 2 (Shofu, ML Link) bulguları

4.2.2.1. Grup 2'nin opaker ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi

Opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Termal siklus varlığına göre makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Opaker ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerindeki ortak etkisi de istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p:0.001$; $p<0.01$). Opaker ve termal siklus bir arada makaslama kuvveti düzeyini etkilemektedir. Bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.8'de görüldüğü gibidir.

Tablo 4.8 – Grup 2'nin opaker ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

	F	p
Opaker	86,591	0,001**
Termal siklus	10,934	0,001**
Opaker*termal siklus	5,109	0,001**

Two way ANOVA Test ** $p<0.01$

4.2.2.2. Grup 2'nin (Shofu, ML Link) opaker ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi

Grup 2'de GC Gradia opakeri kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.005$; $p<0.01$). Shofu Ceramage opakeri kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.002$; $p<0.01$). Shofu Ceramage opakeri marka tavsiyesi ile kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Ivoclar SR Nexco opakeri kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı

şekilde yüksek bulundu ($p:0.004$; $p<0.01$). Bisco Tescera opakeri kullanıldığında, termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.310$; $p>0.05$).

Grup 2’de termal siklus uygulanan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Gradia opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker₁ ($p:0.001$; $p<0.01$), Shofu Ceramage opaker₂ ($p:0.001$; $p<0.01$), Ivoclar SR Nexco opaker ($p:0.002$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar SR Nexco opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker₁ ($p:0.001$; $p<0.01$), Shofu Ceramage opaker₂ ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Bisco Tescera opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker₁ ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Shofu Ceramage opaker₂’den ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.01$). Shofu Ceramage opaker₁ ve Shofu Ceramage opaker₂’nin makaslama kuvveti arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.879$; $p>0.05$).

Grup 2’de termal siklus uygulanmayan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Gradia opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker₁ ($p:0.001$; $p<0.01$), Shofu Ceramage opaker₂ ($p:0.001$; $p<0.01$), Ivoclar SR Nexco opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Shofu Ceramage opaker₁ in makaslama kuvveti ortalaması, Ivoclar SR Nexco Opaker ($p:0.036$; $p<0.05$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.009$; $p<0.01$) anlamlı şekilde düşük bulundu. Diğer opakerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Bahsedilen tüm bu sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.9’da görüldüğü gibidir. Shofu ML Link kullanılan, farklı opakerlerin termal siklusa göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları Şekil 4.13’te gösterildi.

Tablo 4.9 - Grup 2'nin (Shofu, ML Link) opaker ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Opaker	Termal Siklus		¹ p
	Var	Yok	
	Ort±SS	Ort±SS	
GC Gradia (n=20)	10,42±1,17	12,18±1,29	0,005**
Shofu Ceramage₁ (n=20)	3,34±0,49	4,88±1,13	0,002**
Shofu Ceramage₂ (n=20)	3,73±0,50	5,45±0,89	0,001**
Ivoclar SR Nexco (n=20)	8,75±0,92	7,20±1,20	0,004**
Bisco Tescera (n=20)	6,45±1,22	7,59±3,17	0,310
² p	0,001**	0,001**	

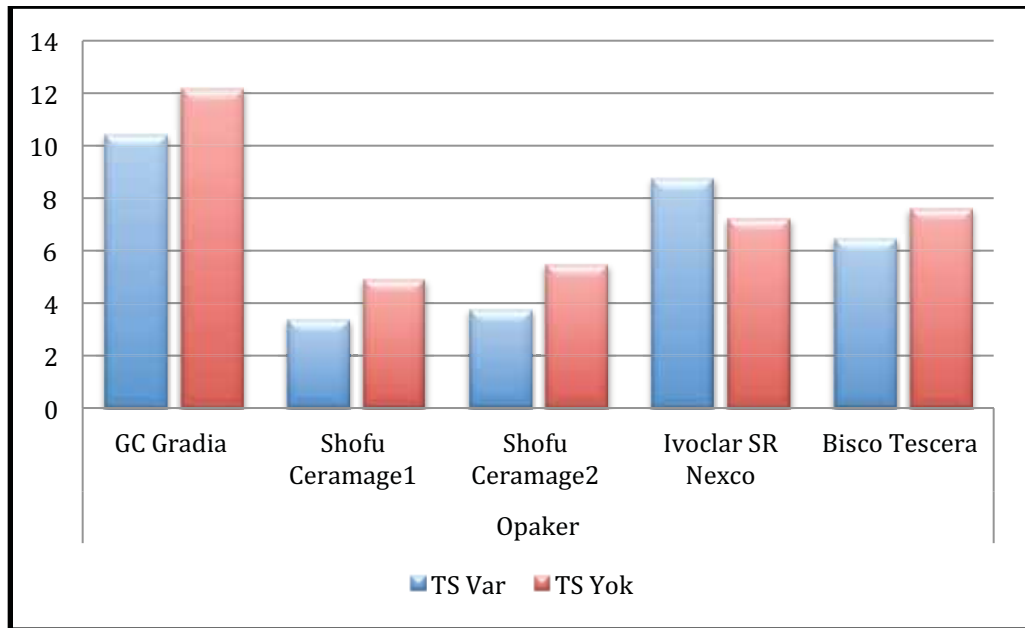
¹ Student t test

² Oneway ANOVA test

** p<0.01

Shofu Ceramage₁: ML Link+Shofu opaker+GC Gr. Kompozit

Shofu Ceramage₂: ML Link+Shofu opaker+Shofu Kompozit



Şekil 4.13 – Shofu ML Link kullanılan, farklı opakerlerin termal siklusa göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları

4.2.3. Grup 3 (Ivoclar, SR Link) bulguları

4.2.3.1. Grup 3'te opak ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi

Opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Termal siklus varlığına göre makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.097$; $p>0.05$). Opaker ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p:0.001$; $p<0.01$). Opaker ve termal siklus bir arada makaslama kuvveti düzeyini etkilemektedir. Bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.10'da görüldüğü gibidir.

Tablo 4.10 – Grup 3'ün opak ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

	F	p
Opaker	144,104	0,001**
Termal siklus	2,817	0,097
Opaker*termal siklus	15,117	0,001**

Two way ANOVA Test ** $p<0.01$

4.2.3.2. Grup 3'ün (Ivoclar, SR Link) opak ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi

Grup 3'de GC Gradia opakleri kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Shofu Ceramage opakleri kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.012$; $p<0.05$). Ivoclar SR Nexco₁ opakleri kullanıldığında termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.896$; $p>0.05$). Ivoclar SR Nexco₂ opakleri kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama

kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.002$; $p<0.01$). Bisco Tescera opakeri kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.005$; $p<0.01$).

Grup 3'de termal siklus uygulanan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Gradia opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker ($p:0.001$; $p<0.01$), Ivoclar SR Nexco₁ opaker ($p:0.001$; $p<0.01$), Ivoclar SR Nexco₂ opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar SR Nexco₁ opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Ivoclar SR Nexco₂ opaker ($p:0.001$; $p<0.01$), Shofu Ceramage opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar SR Nexco₂ opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Bisco Tescera ve Shofu Ceramage opakerinin makaslama kuvveti ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Grup 3'de termal siklus uygulanmayan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Gradia opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar SR Nexco₁ opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker ($p:0.001$; $p<0.05$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar SR Nexco₂ opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker ($p:0.001$; $p<0.05$) ve Bisco Tescera opakerden ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Diğer opakerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Bahsedilen tüm bu sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.11'de görüldüğü gibidir. Ivoclar SR Link kullanılan, farklı opakerlerin termal siklusa göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları Şekil 4.14'te gösterildi.

Tablo 4.11 - Grup 3'ün (Ivoclar, SR Link) opaker ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Opaker	Termal Siklus		¹ p
	Var	Yok	
	Ort±SS	Ort±SS	
GC Gradia (n=20)	11,88±0,92	9,44±1,15	0,001**
Shofu Ceramage (n=20)	3,73±0,40	5,32±1,61	0,012*
Ivoclar SR Nexco ₁ (n=20)	9,73±1,43	9,64±1,12	0,896
Ivoclar SR Nexco ₂ (n=20)	6,84±0,77	8,16±0,85	0,002**
Bisco Tescera (n=20)	3,29±0,52	4,66±1,18	0,005**
² p	0,001**	0,001**	

¹ Student t test

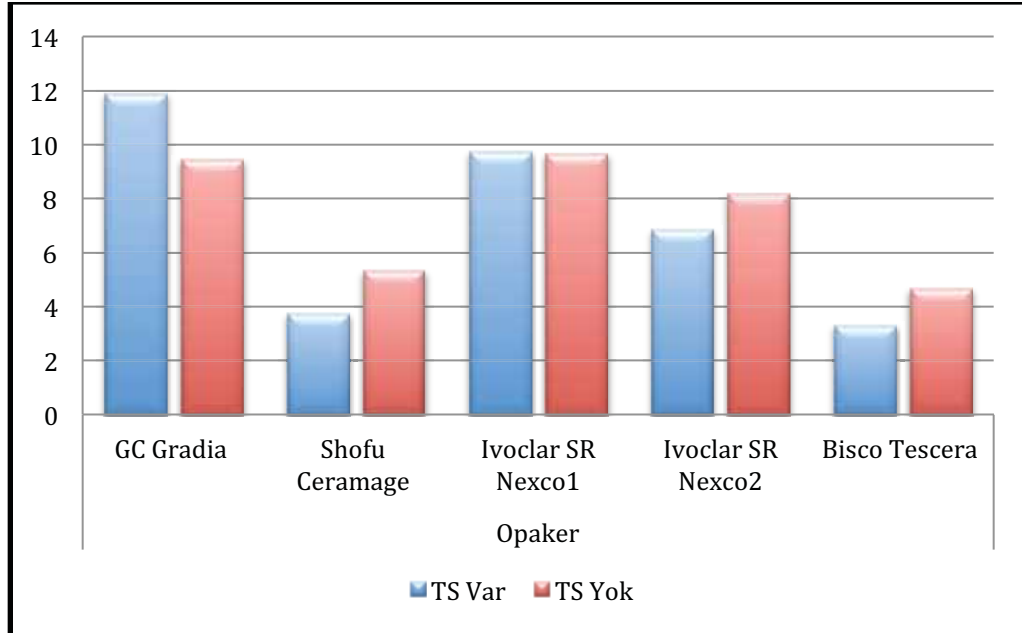
² Oneway ANOVA test

* p<0.05

** p<0.01

Ivoclar SR Nexco₁: ML Link+Ivoclar+GC Gr. Kompozit

Ivoclar SR Nexco₂: ML Link+Ivoclar opaker+Ivoclar Kompozit



Şekil 4.14 – Ivoclar SR Link kullanılan, farklı opakerlerin termal siklusa göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları

4.2.4. Grup 4 (Bisco, Z Prime) bulguları

4.2.4.1. Grup 4'te opak ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi

Opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Termal siklus varlığına göre makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.047$; $p<0.05$). Opaker ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerindeki ortak etkisi de istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p:0.001$; $p<0.01$). Opaker ve termal siklus bir arada makaslama kuvveti düzeyini etkilemektedir. Bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.12'de görüldüğü gibidir.

Tablo 4.12 – Grup 4'ün opak ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerine olan etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

	F	p
Opaker	148,121	0,001**
Termal siklus	2,932	0,047*
Opaker*termal siklus	8,406	0,001**

Two way ANOVA Test ** $p<0.01$

4.2.4.2. Grup 4'ün (Bisco, Z Prime) opak ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi

Grup 4'te GC Gradia opakleri kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p:0.024$; $p<0.05$). Shofu Ceramage opakleri kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Ivoclar SR Nexco opakleri kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.041$; $p<0.05$). Bisco

Tescera₁ opakeri kullanıldığında, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu (p:0.017; p<0.05). Bisco Tescera₂ opakeri kullanıldığında, termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p:0.308; p>0.05).

Grup 4'te termal siklus uygulanan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Gradia opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker (p:0.001; p<0.01), Ivoclar SR Nexco opaker (p:0.001; p<0.01), Bisco Tescera opaker₁ (p:0.001; p<0.01) ve Bisco Tescera opakerden (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar SR Nexco opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker (p:0.001; p<0.01), Bisco Tescera opaker₁ (p:0.001; p<0.01) ve Bisco Tescera opaker₂den (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Diğer opakerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0.05).

Grup 4'te termal siklus uygulanmayan örneklerde, opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC Gradia opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker (p:0.001; p<0.01), Ivoclar SR Nexco opaker (p:0.001; p<0.01), Bisco Tescera opaker₁ (p:0.001; p<0.01) ve Bisco Tescera opaker₂den (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar SR Nexco opakerin makaslama kuvveti ortalaması, Shofu Ceramage opaker (p:0.003; p<0.01), Bisco Tescera opaker₁ (p:0.001; p<0.01) ve Bisco Tescera opaker₂den (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Shofu Ceramage opakerinin makaslama kuvveti ortalaması, Bisco Tescera opaker₂den (p:0.001; p<0.01) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Diğer opakerlerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0.05). Bahsedilen tüm bu sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.13'te görüldüğü gibidir. Bisco Z Prime kullanılan, farklı opakerlerin termal siklusa göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları Şekil 4.15'te gösterildi.

Tablo 4.13 - Grup 4'ün (Bisco, Z Prime) opaker ve termal siklusa göre makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Opaker	Termal Siklus		¹ p
	Var	Yok	
	Ort±SS	Ort±SS	
GC Gradia (n=20)	13,74±2,09	11,86±1,23	0,024*
Shofu Ceramage (n=20)	4,48±0,76	6,75±1,40	0,001**
Ivoclar SR Nexco (n=20)	7,52±1,42	8,98±1,53	0,041*
Bisco Tescera ₁ (n=20)	4,11±0,69	5,25±1,16	0,017*
Bisco Tescera ₂ (n=20)	4,73±0,81	4,28±1,07	0,308
² p	0,001**	0,001**	

¹ Student t test

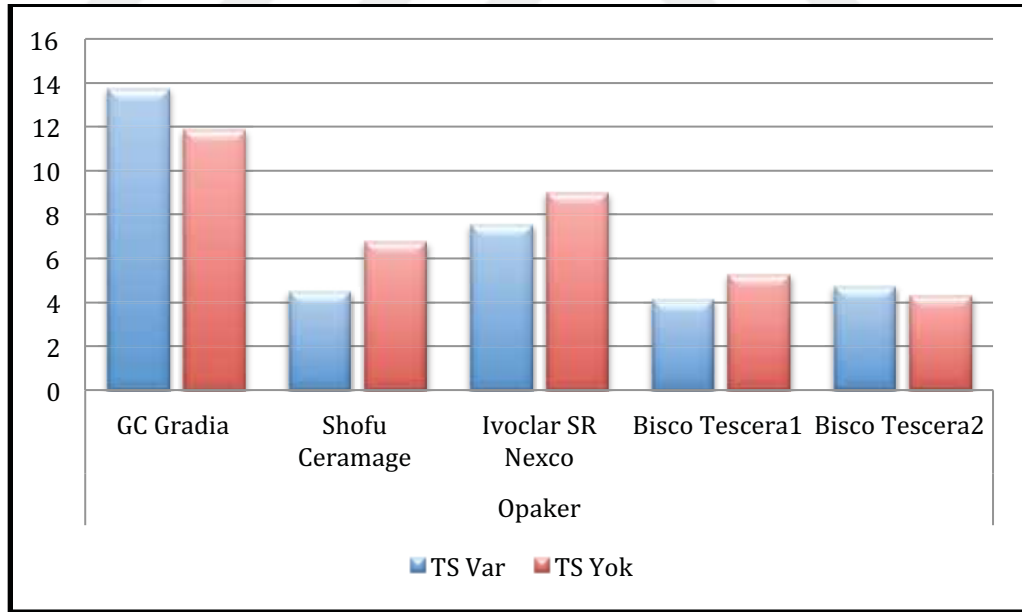
² Oneway ANOVA test

* p<0.05

** p<0.01

Bisco Tescera₁: ML Link+Bisco opaker+GC Gr. Kompozit

Bisco Tescera₂: ML Link+Bisco opaker+Bisco Kompozit



Şekil 4.15 – Bisco Z Prime kullanılan, farklı opakerlerin termal siklusa göre makaslama kuvvet değerleri ortalamaları

4.3. Markaların kendi primer, opaker ve kompoziti ile yapılan grupların makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi

GC grubunda (*Grup 1.1a/b*), termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Shofu grubunda (*Grup 2.1a/b*), termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Ivoclar grubunda (*Grup 3.1 a/b*), termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.002$; $p<0.01$). Bisco grubunda (*Grup 4.1a/b*), termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.308$; $p>0.05$).

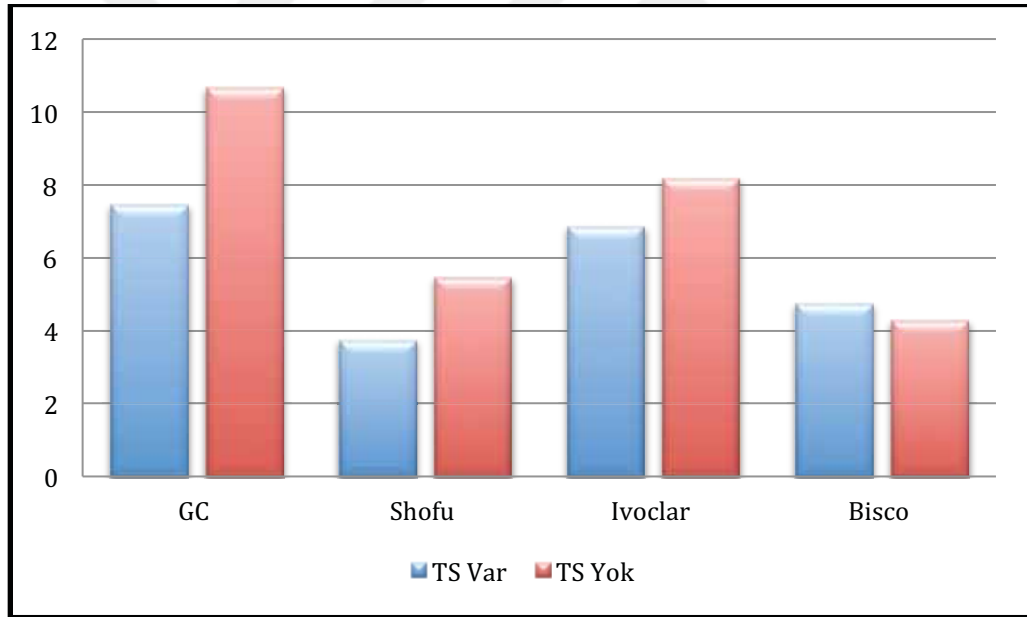
Termal siklus uygulandığında, markaların makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC grubunun makaslama kuvveti ortalaması, Shofu ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco gruplarından ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar grubunun makaslama kuvveti ortalaması, Shofu ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco grubundan ($p:0.002$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Diğer markaların makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Termal siklus uygulanmadığında, markaların makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc Tukey HSD test sonucunda; GC grubunun makaslama kuvveti ortalaması, Shofu ($p:0.001$; $p<0.01$), Ivoclar ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco gruplarından ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Ivoclar grubunun makaslama kuvveti ortalaması, Shofu ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Bisco grubundan ($p:0.001$; $p<0.01$) anlamlı şekilde yüksek bulundu. Shofu ve Bisco ($p>0.05$) markalarının makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Bahsedilen tüm bu sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.14'te görüldüğü gibidir. Kullanılan markaların tavsiyesiyle kendi primer, opaker ve kompoziti ile yapılan grupların makaslama kuvvet değerleri ortalamaları Şekil 4.16'da gösterildi.

Tablo 4.14 - Markaların kendi primer, opaker ve kompoziti ile yapılan grupların makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi (Firma Tavsiyesi)

	Termal Siklus		¹ p
	Var (n=10)	Yok (n=10)	
	Ort±SS	Ort±SS	
GC	7,45±2,10	10,67±1,27	0,001**
Shofu	3,73±0,50	5,46±0,88	0,001**
Ivoclar	6,84±0,77	8,16±0,85	0,002**
Bisco	4,73±0,81	4,28±1,08	0,308
² p	0,001**	0,001**	

¹ Student t test ² Oneway ANOVA test ** p<0.01



Şekil 4.16 – Markaların kendi primer, opaker ve kompoziti ile yapılan grupların makaslama kuvvet değerleri ortalamaları

4.4. Dört Grubun makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi

GC Metal Primer II grubunda (*Grup 1*), termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p:0.018$; $p<0.05$). Shofu ML Link grubunda (*Grup 2*), termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.295$; $p>0.05$). Ivoclar SR Link grubunda, termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.877$; $p>0.05$). Bisco Z Prime grubunda, termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.348$; $p>0.05$).

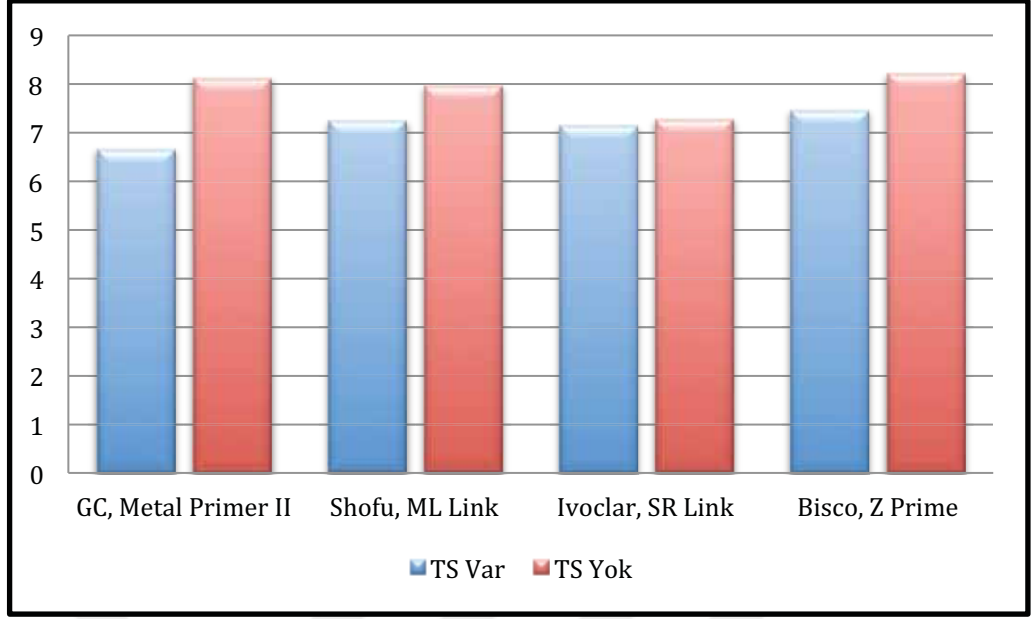
Termal siklus uygulandığında, grupların makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.753$; $p>0.05$).

Termal siklus uygulanmadığında, grupların makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p:0.466$; $p>0.05$). Bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları Tablo 4.15'te görüldüğü gibidir. Dört grup tüm alt gruplarıyla birlikte termal siklus varlığına göre makaslama kuvveti değer ortalamaları Şekil 4.17'de gösterildi.

Tablo 4.15: Dört grubun makaslama kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

	Termal Siklus		¹ p
	Var (n=40)	Yok (n=40)	
	Ort±SS	Ort±SS	
GC, Metal Primer II	6,66±2,43	8,12±2,95	0,018*
Shofu, ML Link	7,24±2,85	7,96±3,24	0,295
Ivoclar, SR Link	7,15±3,88	7,27±2,63	0,877
Bisco, Z Prime	7,46±4,12	8,21±2,83	0,348
² p	0,753	0,466	

¹ Student t test ² Oneway ANOVA test ** $p<0.01$



Şekil 4.17 – Dört grup tüm alt gruplarıyla birlikte termal siklus varlığına göre makaslama kuvvetleri

4.6. Kopma yüzeylerinin değerlendirilmesi

Deney örneklerinin makaslama bağlantı dayanım testi sonrasında kopma yüzeylerinin makroskobik incelemesinde; kompozit ve metal yüzeylerindeki başarısızlık şekillerinin objektif olarak değerlendirebilmesi amacıyla modified ARI kullanıldı. Bu indekse göre;

- Skor 0, metal yüzeyinde rezin kalıntısı yok
- Skor 1, metal yüzeyinde rezin kalıntısı %50'den az
- Skor 2, metal yüzeyinde rezin kalıntısı %50'den fazla
- Skor 3, metal yüzeyinin tamamı rezin ile kaplı şekilde değerlendirildi (Tablo 4.16)

Tablo 4.16 – Modified ARI’e göre metal yüzeyindeki rezin miktarının değerlendirilmesi

	n	Skor 0	Skor 1	Skor 2	Skor 3
Grup1.1a	10	6	4	-	-
Grup1.1b	10	1	6	2	1
Grup1.2a	10	10	-	-	-
Grup1.2b	10	8	2	-	-
Grup1.3a	10	1	7	2	-
Grup1.3b	10	-	6	4	-
Grup1.4a	10	8	2	-	-
Grup1.4b	10	4	6	-	-
Grup2.1a	10	10	-	-	-
Grup2.1b	10	9	1	-	-
Grup2.2a	10	10	-	-	-
Grup2.2b	10	7	3	-	-
Grup2.3a	10	-	4	6	-
Grup2.3b	10	-	3	7	-
Grup2.4a	10	8	2	-	-
Grup2.4b	10	5	4	-	1
Grup2.5a	10	3	7	-	-
Grup2.5b	10	-	10	-	-
Grup3.1a	10	-	8	2	-
Grup3.1b	10	-	1	9	-
Grup3.2a	10	-	3	7	-
Grup3.2b	10	-	2	8	-
Grup3.3a	10	8	2	-	-
Grup3.3b	10	6	4	-	-
Grup3.4a	10	-	10	-	-
Grup3.4b	10	-	7	3	-
Grup3.5a	10	9	1	-	-
Grup3.5b	10	5	5	-	-
Grup4.1a	10	3	7	-	-
Grup4.1b	10	3	7	-	-
Grup4.2a	10	7	3	-	-
Grup4.2b	10	3	7	-	-
Grup4.3a	10	-	9	1	-
Grup4.3b	10	-	7	3	-
Grup4.4a	10	9	1	-	-
Grup4.4b	10	3	6	1	-
Grup4.5a	10	-	6	4	-
Grup4.5b	10	-	5	5	-
	380	146	168	64	2

5. TARTIŞMA

Metal destekli porselen restorasyonlara alternatif arayışı ve özellikle zirkonya alt yapı gibi yüksek dayanıklı tam seramik sistemlerdeki veneer porselenlerinin kaygı verici stabilitesi (95), restorasyonlar için yüksek dirençli polimer sistemlerinin geliştirilmesine hız veren nedenlerdendir. Son yıllarda polimerlerin kimyasal bileşiminde ve monomerdan polimere dönüş yöntemlerindeki gelişmeler; materyale aşınmaya karşı direnç, gelişmiş estetik, dişe ve metalik yüzeylere bağlanma kuvvetinde artış ile düşük maliyet gibi avantajlar sağladığından söz edilmektedir (96).

Dental protetik restorasyon yapımında kullanılan porselen materyalinin, aşınmaya karşı olan direnci, dayanıklılığı ve mükemmel estetiğinin yanı sıra porselenin yüksek elastikiyet modulus değeri nedeniyle çiğneme kuvvetlerinin az bir kısmını absorbe etmesi ve bundan dolayı çiğneme sırasında oluşan aşırı kuvvetlerin radiküler ve alveolar yapılara iletilmesine neden olur. Sağlıklı periodontal dokularda uygun okluzyon sağlandığı takdirde kuvvet iletimi her hangi bir problem oluşturmazken, implant destekli sabit protez materyali olarak porselen kullanıldığında, çiğneme kuvvetleri yalnız implanta değil implant çevresindeki dokulara da iletilecektir. Bu kuvvetlerin derecesi arttıkça implant çevresinde görülen kemik yıkımı oranı da artacaktır. Polimer esaslı materyallerin, okluzal kuvvetleri kabul edilebilir derecede absorbe edebilmesinden dolayı porselen veneer yerine tercih edilebilmektedirler (97). Bununla birlikte bazı araştırmacılar, implant destekli protez yapımında cam infiltre edilmiş kompozit rezin materyalinin kullanılmasının, eşit kalınlıkta porselen veya metal restorasyon ile karşılaştırıldığında vertikal, horizontal ve oblik kuvvetler altında alveolar kemikte oluşan stresi %15 daha azalttığını söylemişlerdir (98).

İlerleyen yaşla birlikte görülen periodontal dokulardaki rezorpsiyon artışı, bu tür hastaların tedavisinde alveolar rezorpsiyonu arttırabilecek rijit restorasyon materyalleri yerine, aşınmaya karşı direnci yüksek polimerler gibi stress absorbe eden materyallerin kullanması daha ideal bir tedavi yöntemi olabilmektedir (97).

İndirekt kompozit rezin materyalinin estetik olması, doğal dişe benzer aşınması, porselene kıyasla daha kolay tamir edilebilir olması, ayrıca basit ve hızlı laboratuvar teknikleri gerektirmesi porselene alternatif materyal olarak tercih edilmesinin

nedenlerindedir (98). Bu avantajlara ek olarak, indirekt kompozit rezinlerin laboratuvarında proksimal kontakt ve okluzal morfoloji ile marjinal kenar adaptasyonunun daha kolay manipülasyonu, cilalanabilirliğinin başarılı olması ve ayrıca daha düşük polimerizasyon bütülmesi ile artan elastiklik modulus özellikleri sayılabilir (99). İndirekt kompozit rezin materyalleri, implant üstü restorasyonlar (100-104) olarak tercih edilmelerinin yanında, sabit kuron-köprü restorasyonlarında retainer veya pontik olarak ve hareketli parsiyel protezlerde pembe kısımlar dahil olmak üzere veneer materyali olarak kullanılabilir (105).

İndirekt kompozit rezinlerin kimyasal bileşenleri hemen hemen direkt kompozit rezinler ile benzerlik gösterse de, indirekt kompozit rezinler ilave polimerizasyon bakımından farklılık göstermektedir (106). İndirekt kompozit rezinin mekanik ve fiziksel özellikleri; organik rezin matris (107, 108), inorganik doldurucu partikül tipi (108), boyutu (109) ve yüzdesi (109, 110) ile matris-doldurucu partikül bağlantısını sağlayan silan ajanı (110) gibi kendi kimyasal bileşimlerine dayanmaktadır. Sıcaklık, çevresel faktörler ve polimerizasyon cihazının ışık yoğunluğu da materyalin özelliklerini etkileyen önemli faktörlerdendir (108). Mandikos ve arkadaşları'nın 4 farklı indirekt kompozit rezin ile 2 farklı geleneksel kompozit rezin materyalini sertlik ve aşınma direnci açısından değerlendirdikleri araştırmaya göre, indirekt kompozit rezinler geleneksel kompozit rezine oranla daha yüksek aşınma direnci ve sertlik değerleri gösterdiği ve bu durumun indirekt kompozit rezinlerin içindeki inorganik doldurucu partiküllerin yapısı ve oranından kaynaklandığını belirtmişlerdir (111).

Metal destekli porselen restorasyonlar ile indirekt kompozit rezin restorasyonların kırılma dayanımlarının incelendiği bir araştırmada, metal destekli porselen restorasyonların ön bölgede kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğu bulunmuşsa da, araştırmacılar indirekt kompozit rezin restorasyonlar için bu değer yetişkin bir bireyin ortalama ön bölge çiğneme kuvveti değerinden daha yüksek olduğunu söylemişlerdir (112).

İndirekt kompozit rezinlerin metal alaşımlara göre daha yüksek ısıl genişleme katsayısında sahip olması metal alaşım ile indirekt kompozit rezin arasında mikrosızıntıya sebep olabilmekte ve bu da bağlanma dayanımını etkilemektedir. Ancak bu durum metal ile indirekt kompozit rezin materyali arasında kullanılan adezivler sayesinde klinik olarak tolere edilebilmektedir (113).

Fernandes ve arkadaşlarının 2009 yılında, Ti_6Al_4V alaşımlar ile indirekt kompozit rezinlerin bağlantı dayanımını çekme bağlantı dayanım deneyi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, GC Gradia, Shofu Solidex, Shofu Ceramage ve 3M Sinfony olmak üzere 4 farklı marka indirekt kompozit rezin materyali kullanmışlardır. Yapılan bu çalışma sonucunda, GC Gradia ve 3M Sinfony grupları yaşlandırma öncesi en yüksek bağlantı değeri gösterirken, yaşlandırma sonrasında da bağlantı değerlerinin etkilenmediğini söylemişlerdir (6).

İndirekt kompozit rezinler ile akrilik rezinler karşılaştırıldığında, indirekt kompozit rezinlerin aşınma dirençlerinin daha fazla olması, renk alternatiflerinin daha çok olması, estetiği ile hasta memnuniyeti sağlama nedeniyle bu materyaller; hassas bağlantılı, teleskopik ve konus kuronlu protezlerde, implant destekli hibrit protezler gibi restorasyonlarda ayrıca faset modelajında, estetik tamir işlemlerinde geleneksel akrilik materyallere alternatif olarak uygulanabilmektedir (114).

İmplant üstü sabit/hareketli protezlerde, hibrit protezlerde ve sabit kuron köprü restorasyonlarda diş eti dokusunun pembe estetiğinin sağlanmasında indirekt kompozit rezinlerden yararlanılmaktadır. Özellikle yumuşak doku kaybının olduğu veya implant destekli protezlerde üst yapının çıkış profili estetiğinin klinik olarak doğala yakın sağlanabilmesinde indirekt kompozit restorasyonlar kullanılabilir. Pembe estetiğin yerine getirilmesinde kişiye özel karakterizasyon sağlanması ile doğal görünüm oluşturmada uygulama ve tamir kolaylığının yanında aşınma direnci ve renk stabilitesi gibi avantajları da sunmaktadır (102, 104). İndirekt kompozit rezinlerin son yıllarda öne çıkan avantajları ve kullanım alanları göz önünde bulundurularak, çalışmamızda 4 farklı indirekt kompozit rezin sistemine ait metal primerler, opakler ve kompozit rezinler; GC Gradia, Shofu Ceramage, Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste, Bisco Tescera araştırmaya dahil edildi. Firma tavsiyelerine uygun olarak, opakler ve kompozit rezinlerin polimerizasyon işlemleri GC Labolight LV-III cihazı ile gerçekleştirildi.

İndirekt kompozit rezinler sabit protetik restorasyonlarda üst yapı malzemesi olarak yeterli estetik ve aşınma direnci gösterirken, alt yapı materyal özelliklerinden olan sertlik ve kırılma direncinin sağlanmasında yetersiz kalmaktadır (97). Alt yapı materyallerinde genel olarak materyalin; ısırma kuvvetlerine, erozyona ve abrazyona karşı dayanıklılığı ile oral dokulara biyouyumlu olması beklenir. Kıymetli metal alaşımların yüksek maliyeti

nedeniyle son zamanlarda kıymetsiz metal alaşımların kullanımı giderek artmıştır. Titanyumun aşınmaya karşı gösterdiği direnç, düşük yoğunluk ve nikel, krom veya kobalt allerjisi olan hastalara uygun olması açısından gösterdiği biyouyumluluk, protetik materyal olarak avantajları arasındadır. Ayrıca son zamanlarda döküm yöntemlerinin ve yüzey pürüzlendirme tekniklerinin gelişmesiyle, titanyumun sabit/hareketli protetik restorasyon ve implant üstü protez uygulamalarında kullanılması giderek artmıştır (115). Çok sayıda titanyum alaşım tipi olmasına rağmen Ti_6Al_4V fiziksel ve mekanik özelliklerinin saf titanyuma göre daha üstün olmasından dolayı sıklıkla tercih edilmektedir. Saf titanyum ile Ti_6Al_4V karşılaştırıldığında, Ti_6Al_4V 890 MPa bükülme dayanımını gösterirken saf titanyum için bu değer 390 MPa'dır, ayrıca Ti_6Al_4V 'un ısıl genleşme katsayısı 11.8×10^{-6} , saf titanyum ise biraz daha düşük olup 11.4×10^{-6} 'dır. Bununla birlikte Ti_6Al_4V , saf titanyuma nazaran daha yüksek sertlik göstermektedir (350 VHN'ye 160 VHN). Sonuç olarak Ti_6Al_4V titanyum alaşımı mekanik özellikler bakımından Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlarla benzerlik göstermektedir (66).

Titanyumun mekanik özellikleri döküm sırasında, titanyum ile döküm materyali veya oksijen ile girdiği kimyasal reaksiyondan ötürü olumsuz yönde etkilenebilmektedir. Computer-aided design/computer-assisted manufacturing (CAD/CAM) sistemleri kullanılarak hem bu durumun üstesinden gelinebilmekte hem de geleneksel döküm yöntemine nazaran daha hassas çalışılabilmektedir (116). Titanyum ve alaşımlarının giderek artan popülaritesi göz önüne alarak, Ti_6Al_4V alaşım çubuklar sulu testere cihazında istenilen boyutlarda kesimi gerçekleştirilerek çalışmamıza dahil edildi.

Titanyum ile kompozit rezin materyali arasında güçlü bir bağlantının varlığı, restorasyonun başarısında rol oynayan önemli bir faktördür. Resin materyalinin metal döküm alt yapıya yetersiz bağlanma kapasitesinin olduğu algısından dolayı metal-kompozit restorasyonlar genel olarak kabul görmüş sistemler değildir (1). Titanyum alt yapı üzerine işlenen kompozit rezin tabakalar arasında oluşacak zayıf bağ, mikrosızıntıya neden olup ileri dönemde protetik restorasyonun başarısızlığına sebep olacaktır (115). Metal alt yapı ile kompozit rezin arasındaki bağ genellikle, undercut hazırlayarak, retansiyon incileri, düğüm, tel, post veya ağ kullanılarak makromekanik retansiyon sağlanmaktadır (82, 117). Fakat bu şekilde hazırlanan restorasyonlar, kalın bir alt yapıya neden olmakta ve rezin ile metal arasında yaklaşık $20 \mu m$ aralık oluşmasına neden

olmaktadır. Oluşan bu aralık zamanla renk değişimine ve rezinin kopmasına sebep olduğu söylenmektedir. Bu durumun üstesinden gelebilmek adına, kumlama, elektrolitik asitleme (118) ve kimyasal asitleme teknikleri (117) geliştirilerek metal yüzeyinde mikro pürüzlülük sağlanmaya çalışılmıştır. Fakat bu teknikler sadece mekanik yöntemlere dayandıklarından ötürü mikrosızıntıyı engellemeye yetmemiştir. Geliştirilen teknolojiyle metal alt yapı ile rezin arasında kimyasal bağlantı oluşturulması düşünülmüş ve bu amaçla, metal primelerler (119), silika kaplama, ısı uygulamaları ve gibi yöntemler geliştirilmiştir. Bu tekniklerden, kumlama, metal primer ve silika kaplama teknikleri klinik olarak en çok tercih edilen ve uygulanan sistemlerdir. Bu bilgilerin ışığında planladığımız tez çalışmasında, Ti_6Al_4V alt yapı üzerine uygulanan kumlama işlemi sonrası farklı indirekt kompozit rezin sistemlerinin alt yapıya bağlanma kuvvetlerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesine karar verildi.

Metal alaşımlar için kullanılan yüzey hazırlama yöntemlerinden olan elektrokimyasal pürüzlendirme veya elektrolitik kalay kaplama, mikromekanik bağlantı oluşturulması esasına dayanır. Fakat bu methodlar tüm alaşımlara uygulanamaz ve özel ekipman gerektirmektedirler (120). Kumlama dışındaki bir çok teknikte, pahalı ekipman, teknik hassasiyet ve zararlı kimyasallar gibi dezavantajlar vardır (85). Dental uygulamalarda, metal alt yapı yüzeylerinin Al_2O_3 partikülleri ile pürüzlendirilmesi standart bir prosedür haline gelmiştir. Kumlama işlemi için genellikle Al_2O_3 partikülleri kullanılmaktadır. Bu teknik, metal alt yapı ile üst yapı materyali arasında mekanik kitlenme sağlamakla birlikte aralarında oluşan bağlanma yüzeyini artmasını sağlamaktadır. Ayrıca, metal yüzeylerinin Al_2O_3 partikülleri ile kumlanması sonucunda metal yüzeyine gömülü kalan Al_2O_3 partikülleri ile kontamine olduğunu söylemişlerdir (121-124). Kumlama sonrası yüzeyde kalan alumina partiküllerinin etkisi tam olarak bilinmese de, metal primerlerin aktif monomerleri alumina partikülleri ile bağlantı oluşturduğu düşünülmektedir (81). Başka bir görüşe göre, kumlama sonrası oluşan metal oksitin pasif film tabakası, primerlerin içindeki karboksilik ve fosforik asit türevlerinin ilgisini çekmektedir (105). Başka bir araştırmacı ise yüzeyde kalan bu alumina partiküllerinin metal alt yapı ile üst yapı arasında stres noktaları oluşturarak mekanik kitlenmeyi etkilediğini ve titanyum yüzeyine sıkıca bağlı olmayan alumina partiküllerinin zamanla üst yapı materyalinin partiküller ile birlikte metal yüzeyinden ayrılmasına neden olacağını belirtmiştir (124). Metal yüzeyinde kalan Al_2O_3

partikülleri buharla veya ultrasonik olarak temizlenmesi mümkün olsa da, bazı araştırmacılar bu yöntemler sonrasında dahi metal yüzeylerinin anlamlı oranda temizlenemediğini söylemişlerdir (123, 124). Özcan ve ark.'nın yaptıkları çalışmada ise, kumlama sonrası yapılan su ve hava ile temizlemenin, kompozit rezin ile titanyum arasındaki bağlantıyı etkilemediğini bildirmişlerdir (125).

Kumlama prosedüründe materyalin potansiyel distorsiyonunu en aza indirmek için, küçük boyutta Al_2O_3 partikülleri, düşük basınç altında, kısa süreli olarak uygulanması gerekmektedir (126). Kumlamada amaç adeziv bağlantı için nano ölçekli çukurcuklar ile retansiyon alanı sağlamaktır (116). Kumlama yaparken kullanılan Al_2O_3 partiküllerinin, makaslama bağlantı kuvveti değerlerini etkilediği bir çok araştırmacı tarafından desteklenmektedir. (127-130). İndirekt kompozit rezin ile metal alaşım arasındaki makaslama bağlantı değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, 50 μm ile kumlama yapılan metal yüzeylerinde oluşan kabartmaların 250 μm 'a nazaran daha belirgin olduğu ve anlamlı derecede daha yüksek bağlanma gösterdiği bulunmuştur. Bu sayede veneer materyalinin metal yüzeyindeki düzensizliklere kitlenip mikromekanik retansiyon sağladığı ve daha yüksek bağlanma kuvveti gösterdiği söylenmiştir (127). Petris ve ark. da, 50 μm ile kumlamanın metal yüzeyindeki mikrotopografiyi geliştirdiği ve bu sayede ıslanabilirliğin artıp, primerlerin mikro düzensiz yapıların içine nüfuz ettiğini söylemişlerdir (128). Çalışmamızda kullandığımız GC Gradia, Shofu Ceramage ve Bisco Tescera indirekt kompozit rezin sistemleri ise metal yüzeylerinin 50 μm Al_2O_3 , Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste ise 80-100 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlanmasını tavsiye etmektedir (54-56, 94).

Kumlama öncesi metal yüzeylerinde standart yüzey pürüzlülüğü sağlayabilmek ve yüzeyin temizlenmesi için metal yüzeyler silikon karbid zımpara kağıtları ile su altında zımparalanmaktadır. Zımpara işlemi için kesin bir protokol olmamasına rağmen yaptığımız çalışmaya benzer araştırmalarda genellikle 600 grit'lik zımpara kağıtları kullanılmıştır (2, 131-135). Yaptığımız çalışmada tüm Ti_6Al_4V örnekler kumlama öncesi 600 grit silikon karbid kağıdı ile tüm bağlanma yüzeylerinin standardizasyonunu sağlamak amacıyla zımparalandı. Zımpara sonrası yapılan 3 noktadan yapılan yüzey ölçümleri ortalaması $0,100 \mu m \pm 0,017 \mu m$ değeri gösterdi. Üst yapı indirekt kompozit rezin uygulamasından önce yüzey pürüzlülüğünün ve bağlanmanın artması amacıyla, çalışmamızda kullanılan

indirekt kompozit rezin sistem markalarının tavsiyesi doğrultusunda Ti_6Al_4V örnekler 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile 0,5 MPa basınç altında, titanyum örneklerin yüzeyinde 45 derecelik açı ile 15 saniye süreyle 10 mm uzaklıktan kumlama işlemi gerçekleştirildi. Kumlama işleminden sonra tüm örnekler yüzey pürüzlülüğü açısından 3 noktadan ölçülerek değerlendirildi. Yapılan ölçümlerde tüm örneklerin yüzey pürüzlülüğü ortaması $0.84 \mu m \pm 0,03$ olduğu görüldü. Saf titanyum ve Ti_6Al_4V ile yapılan çalışmalarda, 50 μm kumlama sonrası ölçülen metal yüzey pürüzlülüğü değerleri de 0,6-1,4 μm arasında değişim göstermektedir (124, 133, 136, 137). Çalışmamızda kullandığımız örneklerde istediğimiz yüzey standardizasyonu elde edildi. Takip edilen bu uygulamalar, bize diğer araştırmacıların bulgularıyla bizim çalışmamızda elde ettiğimiz bulguları karşılaştırma olanağı sağladı.

Dental materyallerle ilgili klinik deney koşullarının oldukça zor ve zaman alıcı yöntemler olmasından ötürü laboratuvar şartlarında gerçekleştirilen deneylerle materyallerin klinik davranışlarının tahmin edilmesi daha çok tercih edilmektedir. Ağız ortamı şartlarının taklit edilebilmesi için örneklerin farklı yaşlandırma işlemlerine tabii tutulması önerilmektedir (138, 139). Termal siklus deyimi, laboratuvarda bir dişe ya da restoratif malzemeye ağız ortamını taklit edecek şekilde ısı değişimi uygulanmasını ifade eder (140). Malzemelerin in vivo dayanımını öngörebilmek için sıklıkla kullanılan in vitro bir test yöntemidir Termal siklus test protokolleri temel olarak ağız ortamını laboratuvar koşullarına nakletmek ilkesini hayata geçirmek üzere tasarlanmıştır (141). ISO 10477 metal-kompozit bağlantı dayanımı için 500 termal siklusu önermektedir (142). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan örneklerin yarısı 5000 termal siklus işlemine tabii tutulurken, diğer yarısı herhangi bir termal siklus işlemine tabii tutulmadı.

Ağız ortamında fonksiyon sırasında diş dokusu ve restorasyonların arasında oluşan stresler oldukça komplikedir. Ağız içinde çekme (tensile), makaslama (shear), basma (compressive), oblik ve bunların kombinasyonu şeklinde kuvvetler meydana gelmektedir. Bu kuvvetlerin aynı anda simulasyonu imkansızdır (143, 144). Makaslama kuvvetlerine karşı direnç ölçümü shear ile, çekme kuvvetlerine karşı direnç ölçümü ise tensile deneyi ile gerçekleştirilmektedir (91, 145, 146). Makaslama bağlantı dayanım testlerinde kuvvet bağlantı yüzeyine paralel gelirken, çekme testlerinde ise dik gelmektedir. Bağlantı dayanım testlerinde değerlendirme, bağlantı yüzeyine makaslama veya gerilim

uygulanmasını takiben kopmanın gerçekleştiği anda birim alana düşen yük miktarının ölçümü ile gerçekleşmektedir. Bağlanma kuvveti, uygulanan maksimum yükün bağlanma yüzeyine bölünmesiyle hesaplanır (147). Yaygın olarak kullanılmasının nedenleri, deney protokolünün basit olması, örneklerin kolay hazırlanması (148) ve çabuk sonuç alınmasıdır (149). Bu avantajları nedeniyle çalışmamızda makaslama deney yöntemi kullanıldı.

Makaslama deneylerini standardize edebilmek, test edilen materyallerin klinik performanslarını taklit edebilmek ve klinik kullanılabilirliğini ispat edebilmek için bazı konulara dikkat edilmektedir. Bunlar; saklama koşulları, materyal tipi, örnek hazırlıkları, uygulanan yük miktarı ve yüzey alanıdır (149). Ti_6Al_4V alt yapı ve üst yapı indirekt kompozit rezin arasındaki bağlanma kuvvetini değerlendiren herhangi bir standart bulunmadığı için, çalışmamızda ISO' nun diş dokularına bağlanma deneyi için hazırladığı TR 11405 No' lu spesifikasyonu kullanıldı (91). Buna göre; örneklerin bağlanma yüzeyi 5 mm olarak hazırlandı. Kesme işlemini yapacak bıçak ucu 1 mm kalınlığında ve küt şekilde hazırlandı. Bıçak ucu, örneklerdeki veneer kompozit yüzeyiyle 90 derecelik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi ve kesme işlemi 1 mm/dk hızla yapıldı.

Farklı yapıdaki iki materyal, metal-rezin gibi, arasındaki meydana gelen kırılma veya kopmalar genellikle bağlantı arayüzünde görülmektedir. Bu nedenle kompozit rezin ve titanyum alaşım arasındaki bağlantı kuvveti, sabit protezlerin dayanıklılığı açısından önem kazanmaktadır (3). Mekanik retansiyon uygulaması, alt yapının üzerinde kabartılara neden olmakta ve bu yapıların opaker ile kapatılmasının güç olduğu belirtilmiştir (150). Ayrıca, mekanik retansiyonların, üst yapı materyali ile metal arasında boşluk oluşabileceği ve boşluklara ağız sıvılarının girip kötü koku, renk değişimi ve estetik problemler yaratabileceğidir. Bu nedenden dolayı bazı araştırmacılar, metal alt yapılar ile üst yapı arasında mekanikten ziyade kimyasal bağlantı oluşturmanın daha tatmin edici sonuçları olduğu söylenmektedir (150). Ayrıca Petridis ve ark. kimyasal bağlantının, koroziv ortamda oluşan bağlantı degradasyonunu azalttığı görüşündedirler (79). Metal ile kompozit arasında kimyasal bağlanma kuvvetini değerlendiren araştırmalarda, kimyasal sistemlerin mekanik yöntemlere göre, metal-kompozit arayüzünde çatlak oluşumunu en aza indirdiği söylenmiştir (117, 151). Fakat kimyasal ve mekanik yüzey hazırlığı uygulamalarının bir arada kullanılması metal ve veneer materyali arasında boşlukların doldurulması ve daha iyi retansiyon sağlanması açısından ideal olduğu yoğun bir görüş olarak kabul edilmektedir

(152, 153, 154). Kumlama yapılmış metal alaşım yüzeyine adeziv rezin ile, içerdikleri aktif monomerler aracılığıyla, kimyasal olarak direkt bağlantı sağlayan bonding sistemleri geliştirilmiştir (155-157). Bu yeni adeziv sistemler, yüzey hazırlama teknikleri ile birlikte kullanıldıklarında, metal yüzeyine yalnızca kumlama yapılarak rezin kompozit ile metal alaşım arasında güvenilir bağlantı kuvveti oluşturabilmenin mümkün olduğu düşünülmektedir (158). Bağlanma ajanlarının kumlama yapılan metal alaşım yüzeyine uygulanmasıyla, kumlamanın oluşturduğu mikromekanik retansiyonun artışı sağladığı söylenmektedir (128). Bu nedenle, bazı araştırmacılar, ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin metal alaşım alt yapıya uygulanmasından önce, alt yapı üzerinde oluk, kutucuk veya retansiyon incileri gibi diğer makromekanik yüzey hazırlıklarına gerek olmadığı iddia edilmektedir (159). Kompozit rezin materyali için ihtiyaç duyulan özelliklerin sağlanabilmesi açısından, kompozit rezinin kimyasal bileşimi ve polimerizasyon parametreleri önemli rol oynamaktadır (160). Tüm bu değerlendirmeleri göz önünde tutarak çalışmamızda, metal primer ve opakerlerin tek tip kumlama işlemi sonrası metal ile kompozit rezin bağlantısına olan katkısını değerlendirebilmek amacıyla indirekt kompozit sistemlerde bulunan metal primer ve opakerleri firma tavsiyeleri doğrultusunda hazırladık ve yine polimerizasyon işlemlerini firma tavsiyeleri üzerine GC Labolight LV-III ve Bisco Tescera ATL cihazlarında gerçekleştirdik. Shofu Ceramage ve Ivoclar SR Nexco Paste sistemleri GC firmasına ait Labolight LV-III polimerizasyonu cihazını için tavsiye edilen sürelerde opaker ve kompozit rezinler polimerize edildi.

Metal primer ajanları, asidik türevler (7, 14) ile baz metallere etkili olan fosfat monomeri (161) ve kıymetli metaller için thione monomeri içerenler olarak iki kategoride değerlendirilebilir (12, 162). GC Metal Primer II ve Ivoclar SR Link metal primerleri fosforik asit türevleri içerdiğinden metal ile aralarında metal-fosfat bağının oluşumunun bağlantıyı artırdığını söyleyen çalışmalar vardır. (127, 128). Sarafianou ve ark.'nın Ni-Cr alt yapı ile indirekt kompozit rezin arasındaki bağlantıya farklı metal primer markalarının etkisini değerlendirdikleri araştırmada, Ivoclar SR Link ile GC Metal Primer II'nin makaslama bağlantı kuvveti arasında farklılık olmadığını söylemişlerdir (127). Ivoclar SR Link, yüksek oranda hidrofobik alifatik hidrokarbon zinciri ve fosforik ester ile metakrilat fonksiyonel monomere dayalı bir kimyasal bağlanma ajanı olup (45), 200-300 μm 'luk küçük retansiyon incileri ile kullanıldığında baz metal alaşımlarına indirekt kompozit rezin materyalini başarılı bir şekilde bağlayabilmektedir. Metal alt yapı ile kompozit rezin

bağlama ajanları ve özellikle fosforik ester grubundan olanlar metal ile kompozit rezin arasında başarılı bağlantı sağladığı gibi arayüzde mikrosızıntıyı azalttığı ve veneer kompozitinin renk değişimini önlediği bildirilmiştir (151). Yanagida ve ark., yaptıkları araştırmada MDP monomer içeren metal primer gruplarının karboksilik türevi olanlardan daha etkili olduğunu ve metal primer kullanımının basit prosedür gerektirmesi, uygulama için özel bir aparata ihtiyaç duyulmaması ve ekonomik olması gibi avantajları olduğunu söylemişlerdir (2).

GC Metal Primer II, tek bir şişede metakriloiloksialkil tiyofosfat türevleri ile birlikte radikal polimerizasyon başlatıcı içerir. Kompozit rezinin metal alaşım ile olan bağlantısının devamlılığının, opak materyalin metal yüzeyinden ayrılmasına gösterilen dirençten kaynaklandığı düşünülmüştür. MEPS monomeri; metakril, alkil ve tiyofosfat grupları olarak üzere üç farklı fonksiyonlu komponentten oluşur. Metakril grubu; MEPS monomerlerini primer içinde ve matriks monomerlerini opak materyal içinde kopolimerize etmektedir. Tiyofosfat grubu; metal oksitlere kimyasal bağlanır, büyük ihtimalle dihidrojen oksiti (örn. su) kondanase ederek kovalent veya iyonik olarak bağlanır. Fakat hidrojen fosfat ve metal oksit arasındaki kimyasal bağ oluşumu özellikle ağız ortamındaki hidrolizi sırasında sınırlı sayıda oluşmaktadır. Bu nedenle suyun, adeziv arayüzeyine olan penetrasyonunun önlenmesi için, adeziv monomerin fosfat grubunun hidrofobik komponenti olmalıdır. MEPS monomerinin alkil grubu; dihidrojen fosfat-metal oksit arayüzeyindeki su penetrasyonu için bir bariyer oluşturur. Bu bağlantı mekanizması spektroskopik çalışmalarla henüz desteklenmemiş olsa da, bağlantı dayanım çalışmalarının sonuçları ince oksit tabaka ile kaplı metal alaşımların yüzeylerine MEPS monomerinin uygulanmasının bağlantıyı arttırdığını göstermektedir (87, 163).

Ohkubo ve ark. (2000) yapmış oldukları çalışmada, saf Ti, alaşım Ti ve Co-Cr alaşımına 5 farklı metal primer uygulanarak otopolimerizan akrilik rezin ile makaslama bağlanma dayanımlarını değerlendirmişler ve metaller arasında fark bulamamışlardır. Ayrıca saf Ti ve alaşım Ti'un elektron mikroskop yüzey incelemesinde morfolojik olarak aynı oluklarını söylemişlerdir. Yapmış oldukları çalışmalarında 2000 termal döngü sonrası metal primer uygulanmayan kontrol gruplarında, Ti alaşımında 3 MPa, Co-Cr alaşımında ise 3.2 MPa bağlanma değerleri ölçmüşlerdir. Metal Primer II uyguladıkları örneklerde ise bağlanma dayanım değerlerinin Ti alaşımında 24.7 MPa'a ve Co-Cr alaşımında ise 25.9

MPa'a yükseldiğini bulmuşlardır (15). Kahvecioğlu (2006) yapmış olduğu çalışmada MEPS fonksiyonel monomerli Metal Primer II ve MDP (10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) fonksiyonel monomer içeren metal primer uygulanan örnekler 2000 termal döngü uygulanmıştır. Sonuçta sırasıyla 12.16 MPa ve 11.18 MPa olmak üzere metal-rezin arasında en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerlerini elde etmiştir (164). Taira ve ark. (1998), MDP ve MEPS içeren primerlerin Ti üzerinde oluşan ince oksit tabakası ile reaksiyona girerek daha yüksek bağlanma dayanımı ve bağlanma devamlılığı sağladıklarını bulmuşlardır (133). Bizim yaptığımız çalışmada, Ti_6Al_4V yüzeyine MEPS içeren GC Metal Primer II (Grup 1) tüm deney alt gruplarımızda, opak ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerinde etkisi olduğu görülmüştür. Fernandes ve ark.'nın, Ti_6Al_4V ile indirekt kompozit rezin bağlantısını mikrotensil bağlantı testi ile değerlendirdikleri çalışmalarında ise GC Metal Primer II grubunda yaşlandırma sonrası bağlantı kuvvetinin değişmediğini söylemişlerdir (6). Fakat Fernandes ve ark.'nın yaptıkları yaşlandırma yöntemi 10 ve 30 günlük suda depolama yöntemi olup bizim yaptığımız çalışma ile farklılık göstermektedir.

10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP) içeren metal primer gruplarının titanyum ile rezin arasındaki bağlantıyı arttırdığı söylenmektedir (165). Egoshi ve ark.'nın, saf titanyum ile veneer kompozit rezin materyalinin bağlantısına, kumlama, asitleme ve fosfat primer uygulamasının etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında; MDP monomerinin, titanyum yüzeyinin kumlanması veya asitlenmesinden bağımsız olarak kompozit rezin ve titanyum ara yüzeyindeki bağlantıyı geliştirdiğini söylemişlerdir (116). Aynı şekilde Egoshi ve ark.'nın bulgularını destekleyen çalışmalar da vardır (4, 166). MDP içeren monomerlerin fosforik asit grubunun, titanyum ile rezin arasındaki bağlantıyı arttırdığı düşünülmektedir (167). Başka araştırmacılar ise, MDP monomerinin titanyum yüzeyine kimyasal olarak bağlanabildiğini ve bu sayede kumlama veya asitleme ile metal yüzeyinde açılan mikro girintilere diğer monomerlerin difüzyonunu sağladığını söylemişlerdir. Difüzyona uğrayan monomerler polimerize olduklarında ise güçlü mekanik kitlenmenin sağlandığını bildirmişlerdir (116). Fakat bu çalışmada örnekler termal siklus uygulanmamıştır, bu nedenle klinik olarak ağız ortamındaki bağlantı başarısının devamlılığı değerlendirilememiştir. Yaptığımız çalışmada, Bisco Z-Prime metal primeri kullanılarak oluşturulan Grup 4'te, termal siklus uygulanan ve uygulanmayan alt grupların makaslama bağlantı dayanım değer ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık

olmadığı bulundu ($p>0.05$). Aynı şekilde Komine ve ark.'nın 2013 yılında, diş eti rengindeki indirekt kompozit materyalini titanyum, altın ve zirkonyum oksit alt yapılarla olan makaslama kuvvetini değerlendirdikleri çalışmalarında, hidrofobik fosfat monomer (MDP) ve polimerizasyon başlatıcılar titanyum ve zirkonyum oksit alt yapı ile kompozit rezin arasında dayanıklı bağlantı sağladıklarını söylemişlerdir (102).

Shofu ML Link metal primerinin kimyasal içeriği firma tarafından tam olarak belirtilmese de, fosfonat monomer ve thioasetik asitten oluştuğu söz edilmektedir. Bu bileşenler GC Metal Primer II'den farklılık göstermektedir (2, 3, 15). Kimyasal bileşen ve konsantrasyondaki bu farklılıklar titanyum yüzeyine bağlanma kuvvetinde değişiklik gösterebilmektedir. Shofu ML Link metal primeri mekanizması, titanyum yüzeyindeki oksitler ile organik asit etkileşimine dayanmaktadır (10, 11). İçeriğindeki thione monomer (MDDT) kıymetli metaller için, asidik fosfonoasetat monomeri (MHPA) ise baz metaller ile etkileşime girmektedir (168). Ayrıca kokusuz olması, kimyasal formülünün stabilizasyonu ve kıymetli metaller ve alaşımlarla bağlanabilirliği gibi avantajları da vardır (169). MHPA (Shofu ML Link) ve MDP gibi fosforik gruplar (Bisco Z-Prime); krom, nikel, titanyum ve zirkonyum oksit gibi baz metaller üzerinde okside tabaka oluşmasına olanak sağlamaktadır (170). Koizuka ve ark. fosforik ester içeren metal primer ajanlarının, titanyum ve zirkonyum oksit alt yapılarla diş eti indirekt kompozit rezin materyali arasındaki bağlantı kuvvetini arttırdığı söylemişlerdir (104). Matsumura ve ark. titanyum için (171), Blatz ve ark.'da zirkonyum oksit (172) için de aynı görüştedirler. Çalışmamızda makaslama testi ile ölçülen metal-kompozit bağlantı değerleri ISO 10477 standartlarında bildirelen asgari 5 MPa değerine göre değerlendirildi (142). Buna göre, çalışmamızda kullanılan 4 farklı metal primer markalarının (GC Metal Primer II, Shofu ML Link, Ivoclar SR Link, Bisco Z Prime) makaslama kuvveti değerleri ortalamaları 5 MPa'dan yüksek olduğu ve markalar arasında anlamlı farklılık olmadığı bulundu ($p>0.05$). Bununla birlikte termal siklus uygulandığında veya uygulanmadığında da markaların makaslama kuvveti değerleri ortalamaları 5 MPa değerinden yüksek ve GC Metal Primer II kullanılarak oluşturulan Grup 1'in termal siklus uygulanan örneklerinin makaslama bağlantı dayanım değerleri, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p<0.05$), diğer 3 metal primer markası kullanılan oluşturulan gruplar için (Grup 2, 3 ve 4) anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Işıklıla sertleşen opaker rezinler, klinikte alt yapının metal rengini kapamak amacıyla sabit protezler için rezin kaplı kuronlarda ve pontiklerde ve hareketli protezlerde kullanılmaktadırlar (105). Yoshida ve ark., TEGDMA-UDMA monomer ve titanyum dioksit-polimetakrilat kompozit doldurucu içeren ışıklıla sertleşen opakerlerin, diğer ışıklıla sertleşen opakerlere nazaran krom-kobalt alaşımlara daha güçlü bağlandığını söylemişlerdir (9, 173). Işıklıla sertleşen opakerlerin monomer ve doldurucu içerik gibi kimyasal farklılığı, alaşım ile opaker rezin arasındaki bağlantı dayanımı gibi fiziksel özellikleri etkilediği bildirilmiştir (105, 173, 174). Çalışmamızda kullanılan farklı kimyasal yapıya sahip opaker markalarının makaslama kuvvet ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,001$). Buna göre, UDMA içerikli GC Gradia opakerin makaslama kuvveti ortalaması Shofu Ceramage, Ivoclar SR Nexco Paste ve Bisco Tescera opaker markalarından anlamlı derecede yüksektir ($p<0.01$). Ayrıca, GC Gradia opaker kullanılan 8 alt gruptan 6'sı (Grup 1.1b, Grup 2.5a/b, Grup 3.4a, Grup 4.3a/b) 10 MPa'dan yüksek değerdedir. Shofu Ceramage opaker dışında tüm markalar 5 MPa değerinden yüksek makaslama kuvvet değeri gösterdi. Matsumara ve ark., kendi klinik deneyimlerine dayanarak metal-kompozit restorasyonların klinik kullanımı için makaslama bağlantı dayanımının 10 MPa değerini geçmesi gerektiğini savunmaktadırlar (162). Çalışmamızda kullanılan UDMA içerikli GC Gradia opaker deney gruplarında makaslama kuvvet ortalaması ise 10 MPa'dan yüksek değer gösterdi. Ayrıca, termal siklus sonrası dahi bağlanma kuvvetinde anlamlı düzeyde yükselme gösteren, MDP içerikli Bisco Z Prime ve UDMA içerikli GC Gradia opaker kombinasyonu ile oluşturulan Grup 4.3a, çalışmamızda en yüksek bağlanma kuvveti değerini (13.74 MPa) gösteren grup oldu. HEMA içerikli Shofu Ceramage opaker kullanılan 10 deney grubundan 7'si (Grup 1.2a/b, Grup 2.1a, Grup 2.2a/b, Grup 3.5a, Grup 4.4a) 5 MPa'dan düşük bağlantı değerlerini gösterdiği bulundu. Shofu markasının kendi metal primer, opaker ve kompozitinin birlikte kullanıldığı zaman termal siklus öncesi 5.45 MPa gibi düşük olsa dahi ISO 10477 standartlarında olduğunu söyleyebiliriz.

Ivoclar Vivadent firmasının 2012 yılında piyasaya sürdüğü yeni indirekt labortuvar kompozit rezin materyali olan SR Nexco Paste ile ilgili henüz yapılan laboratuvar veya klinik çalışma yoktur. Fakat firmanın kendi belirttiği verilere göre Ivoclar SR Link ile beraber kullanıldığında Ni-Cr metal alaşımlarda 100 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapıldığında ve GC Labolight LV-III ile polimerizasyonunda 10000 termal siklus öncesi

20-25 MPa, termal siklus sonrası ise 20 MPa değerlerine ulaşabildiği söylenmiştir (56). Bizim çalışmamızda ise, Ti_6Al_4V ile bağlantısı termal siklus öncesi (Grup 3.1a) 8,16 MPa, termal siklus sonrası bağlantı kuvveti değeri istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüş gösterdi (6,84 MPa) (Grup 3.1b). Bu sonuçların, farklı alt yapı materyali ve farklı Al_2O_3 partikülleri ile kumlamadan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamızda Ivoclar SR Nexco Paste Opaker kullanılan tüm deney grupları (Grup 1.3a/b, Grup 2.3a/b, Grup 3.1a/b, Grup 3.2a/b, Grup 4.5a/b) termal siklus sonrası değerlerde dahi 5 MPa'nın üzerinde bağlanma kuvveti gösterdi. Ayrıca, MEPS içerikli GC Metal Primer II ile Ivoclar SR Nexco Paste opakerin (Grup 1.3b) kombinasyonunda termal siklus uygulamasından önce bağlantı kuvvet değeri, Matsumara ve ark.'nın belirttiği gibi (162), 10,05 MPa bağlantı kuvveti değeri gösterdi. Çalışmamızda, bağlanma dayanımlarındaki bu değişkenlik yüzeyde oluşan farklı yapıdaki oksit tabakası ve oksitlerin kalınlığının, mekanik dayanımının ve kompozisyonlarının farklı bağlantılar arasındaki değişkenlikten kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Metal alaşımların termal genişleme katsayıları polimer ve kompozitlerden düşük olduğu için termal siklus, materyalin bağlantısında termal yorgunluğa sebep olabilmekte ve bağlantıyı zayıflatabilmektedir (175). Termal siklus ve su içinde depolama yöntemleri dental araştırmalarda, klinik kullanım koşullarında adezyonun devamlılığını test etmek için sıklıkla kullanılan uygulamalardır (139). Adezyonun sürekliliğine, termal streslerin yanında, klinik olarak mekanik stresler, hidrolitik stabilite ve bağlanma ara yüzeyinde su emilimi ile alt yapı materyalinin korozyonu da etki etmektedir (176). Yaptığımız çalışmada, indirekt kompozit rezin ile Ti_6Al_4V arasındaki bağlantıya termal stresin etkisini ve bağlantının hidrolitik stabilitesini değerlendirmek amacıyla termal siklus yöntemini kullandık. Buna göre çıkan sonuçlarda, termal siklus uygulaması makaslama kuvvetleri değerlerine etkisi olduğu bulundu. Termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p<0.05$). Seimenis ve ark.'nın 2006 yılında yaptığı çalışmada 1000 ve 5000 termal siklusun metal-kompozit bağlantı dayanımını etkilemediğini söylemiştir (151). Bu durum nem ve sıcaklık değişimlerine karşı koyabilen stabil metal-kompozit bağının oluşturulduğunun göstergesi olabilir (19, 177). Termal siklus sonrası bağlantı dayanımının bir miktar arttığı ve bu artışın kompozit rezin materyalinin polimerizasyon streslerinin rahatlamasıyla ilgili olabileceği düşünülmektedir (178). Ayrıca termal siklus sonrası

meydana gelen bu bağlantı artışının, sıcaklığın artmasına bağlı olarak polimer materyalinin monomer değişim derecesindeki artışla ilgili olabileceği düşünülmektedir (12, 179). Aynı şekilde, Komine ve ark., termal siklus sonrası artan bağlantı dayanımını, kompozit materyalinin 24 saat süreyle 55 derece sıcaklıkta ilave polimerizasyonun devam ettiğini söylemişlerdir (180). Ayrıca Vallittu ve ark.'nın fiberle güçlendirilmiş kompozit rezini, altın ve titanyum alt yapılara bağladıkları araştırmalarında, termal siklus uygulamasından sonra artan bağlanma kuvvetini, kompozit materyalinin termal genişmesinin metalden daha yüksek olmasına, böylelikle termal siklus ile artan sıcaklığın kompozitten metale baskı stresleri oluşturduğunu ve yine bu sıcaklık artışının kompozit materyalinin değişen polimer matriks çapraz bağ sayısında artışın sebep olduğunu söylemişlerdir (175). Bizim çalışmamızda da, bazı deney alt gruplarında görülen, termal siklus sonrası bağlantı dayanımlarındaki değerlerin etkilenmemesi veya artış göstermesini bu nedenlerden kaynaklandığını düşünmekteyiz (Grup 1.2a/b, Grup 1.3a/b, Grup 2.1a/b, Grup 2.3a/b, Grup 2.4a/b, Grup 3.1a/b, Grup 3.2a/b, Grup 3.4a/b, Grup 4.1 a/b, Grup 4.3a/b). Çalışmamızdaki diğer tüm alt gruplar termal siklus sonrası makaslama bağlantı dayanımında anlamlı derecede azalma gösterdi. Bu sonuçlar, titanyum ve altın alaşımları ile indirekt kompozit rezin bağlantısını termal siklus sonrası azaldığını gösteren diğer araştırmaların bulgularıyla benzerlik göstermektedir (2, 6, 102, 132, 181).

Markaların kendi metal primer, opaker ve kompoziti ile oluşturulan (Grup 1.1a/b, Grup 2.1a/b, Grup 3.1a/b, Grup 4.1a/b) grupların makaslama kuvvetlerinin değerlendirilmesi yapıldığında; GC, Shofu ve Ivoclar grubunda, termal siklus uygulanan örneklerin makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmayan örneklerden anlamlı şekilde düşük bulundu ($p < 0.01$). Bisco grubunda ise, termal siklus uygulamasından sonra makaslama kuvveti ortalamalarında anlamlı bir farklılık bulunmadı. Bu durumun, Bisco Tescera indirekt kompozit sisteminin polimerizasyonunun Tescera ATL cihazı içindeki su dolu kapta basınç, ısı ve ışık ile yapılması ve sonrasında uygulanan termal siklus uygulamasının sistemin bağlantı dayanımına etki etmediğini düşünmekteyiz. Lee ve ark.'ı, Ti_6Al_4V ile Bisco Tescera indirekt kompozit sisteminin arasındaki bağlantıyı, farklı yüzey hazırlama yöntemleri ile makaslama bağlantı dayanımını test eden araştırmasında, $250 \mu m$ kumlamadan sonra metal primer ve opaker olarak akışkan kompozit kullanılan grupta makaslama kuvveti ortalaması, termal siklus uygulanmadan 20.65 MPa olduğu bulunmuştur (115). Bizim çalışmamızda ise, 4.28 MPa gibi ISO 10477 standartlarından

düşük bir değerdir. Bunun sebebinin Lee ve ark.'nın 250 μ m ile kumlama, farklı metal primer ve akışkan kompozit rezin materyalini opakler olarak kullanmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Opaklerler ya toz-likit şeklinde ya da pat şeklinde olup farklı kimyasal kompozisyonlardan oluşmaktadırlar (MMA, EGDMA, UDMA, TEGDMA, bis-GMA, 4-META/MMA-TBB ve pigmentler). Klinik olarak genellikle kontrolü güç bir şekilde fırça veya prob ile yüzeylere uygulanırlar. Kompozit ile tamir edilen metal seramik sabit protezlerinin klinik başarısızlıkları genellikle opakler ve metal arayüzeyinden gerçekleştiği, daha az oranda tamir kompozitinin koheziv kopmalarının olduğu rapor edilmiştir (182, 183). Kompozit rezin ile metal arasında en zayıf bağın opakler tabakasından olduğu düşünülmektedir. Opakler tabakasının kalınlığının artması, polimerizasyon derecesinin azalmasına ve bağlanma kuvvetinde bozulmaya sebep olacağı görüşü vardır. Ayrıca, yüksek yoğunlukta opaklerin, metal primer uygulanan metal yüzeyini ıslatabilme yeteneğinin de daha az olduğu bu nedenle adezyonun daha düşük olabileceği düşünülmektedir. Özcan ve Kumbuloğlu'nun, farklı kombinasyondan oluşan opakler yoğunluğunu ve kalınlığının, titanyum ile kompozit rezin bağlantısına etkisini değerlendirdikleri araştırmada, toz-likit şeklinde hazırlanan opakler bileşiminin pat şeklinde olan opaklerden daha iyi bağlantı gösterdiği, 0.25 ile 0.5 mm opakler kalınlıklarının bağlantı kuvveti arasında da anlamlı fark olmadığını söylemişlerdir (184). Kompozit rezinlerin titanyuma olan bağlantısını inceleyen bazı çalışmalarda opakler tabakasının uygulanmaması, bu tür bir laboratuvar araştırmasının klinik olarak bir anlam ifade etmediği düşünülmektedir (117, 185). Çünkü klinik kullanımda opakler alt yapı metalinin estetik olarak renginin kapatılmasında ve rezin-metal arayüzünde stress kırıcı olarak işlev gördüğü bildirilmektedir (186). Yoshida ve ark.'nın, opakler ile kıymetli metal alaşım arasındaki bağlanma kuvvetine opakler ve metal primerlerin etkisini inceledikleri araştırmalarında, 3 farklı metal primer ile 4 farklı ışıkla sertleşen opakleri değerlendirmişler ve farklı kimyasal yapıda monomer ve inorganik doldurucu içeren opaklerin, bağlantı kuvveti değerlerini farklı yönde etkilediklerini söylemişlerdir. Ayrıca, opakler öncesi uygulanan metal primer uygulamasının alt yapı üzerine tutucu elemanlar uygulaması gerekliliğini azalttığı görüşündedirler (105). Aynı şekilde Yoshida ve ark.'nın Co-Cr ile yaptıkları çalışmalarda bunu desteklemektedir (85, 173, 174, 187). Bizim çalışmamızda da opaklerin, Ti_6Al_4V ile indirekt kompozit rezin arasındaki bağlantıda önemli bir etkisi

olduğunu söylebiliriz.

Bağlanma kuvvetini değerlendiren araştırmalarda, genellikle kopma şekillerinin analizi de yapılmaktadır. Çalışmamızda, makaslama deneyinden sonra metal yüzeyinde kalan rezin materyal artık miktarına göre derecelendirme yapan adeziv kalıntı indeksi (Modified Adeziv Remnant Index – ARI) kullanıldı. Bu indekse göre, kopma sonrası metal yüzeyinde hiç bir rezin materyal artığının olmaması ve metal yüzeyinin tamamen açıkta kaldığı durumlarda derecelendirme skoru 0 (sıfır), metal yüzeyinin %50'sinden az bir kısmının rezin artığı skor 1, rezin artığı %50'den fazla ise skor 2 ve metal yüzeyinin tamamen rezin materyali ile örtülü olduğu durumlarda ise skor 3 olarak değerlendirilmektedir (184). Metal- kompozit rezin arayüzünde, metal yüzeyinin tamamen açıkta kaldığı kopma şekillerinde, derecelendirme skorunun 0 olduğu durumlarda, metal ile opaker arasında zayıf bağlantı varlığından söz edilmektedir; metal yüzeyinin tamamen opaker ile kaplı derecelendirme skorunun 3 olduğu kopma şekillerinde ise bu sefer kompozit ile opaker arasında zayıf bağlantı varlığına değinilmektedir (184). Çalışmamızda örneklerin kopma şekillerini daha rahatlıkla inceleyebilmek için tüm örneklerde, opaker ve kompozit renkleri farklı olarak seçilmiştir (184). Çalışmamızda kopma şekillerini incelediğimiz örnekler Modified ARI göre, kopma sonucunda metal yüzeyinin %50'den azında rezin artığının kaldığı skor 1 derecelendirmesinin çoğunlukta olduğunu görmekteyiz. Toplamda 380 adet kopma şeklinden 168 tanesi skor 1, 146 tanesi skor 0, 64 tanesi skor 2 ve 2 tane örnekte ise skor 3 derecelendirmesini vardır. Kopma şekilleri; veneer kompozit ve opakerin Ti_6Al_4V alt yapıdan tamamen ayrıldığı adeziv kopma, veneer kompozit ve opakerin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv kopma ve her iki kırılma tipinin de gözlemlendiği kombine kopma (adeziv + koheziv) olarak gözlemlendiğinde ise; hiç bir örnekte koheziv kopma olmadığı, 232 örnekte adeziv ve koheziv kombine kopma olduğu ve 148 örnekte ise adeziv kopma olduğunu söyleyebilmekteyiz. Modified ARI göre skor 3 olarak değerlendirilen, metal yüzeyinin tamamen opaker ile kaplı olduğu 2 adet örnek ise yine adeziv başarısız olarak değerlendirildi. Termal sikluse göre kopma şekilleri değerlendirildiğindeyse; adeziv kopma tipi termal siklus öncesi 56 adet örnekte, termal siklus sonrasında ise 92 adet örnekte gözlenmiştir. Adeziv ve koheziv kombine kopma tipindeyse; termal siklus öncesi 134 örnekte, termal siklus sonrası ise 98 adet örnekte gözlemlendi.

Makaslama kuvveti değeri ISO 10477'nin tavsiye ettiği 5 MPa'dan düşük olan, Shofu Ceramage ve Bisco Tescera opaker kullanılan bazı gruplarda (Grup 1.2a/b, Grup 2.1a, Grup 2.2a/b, Grup 3.3a/b, grup 3.5a, Grup 4.1a/b, Grup 4.2a, Grup 4.4a) toplamda 120 örneğin 90'ı adeziv kopma göstererek metal yüzeyinden hiç bir kalıntı bırakmadan ayrıldı (skor 0), 30'u ise metal yüzeyinin %50'sinden az bir kısmında (skor 1) rezin kalıntısı bırakarak adeziv ve koheziv kombine kopma şekli gösterdi. Makaslama kuvveti değerinin 5 MPa'dan düşük olan termal siklus sonrası gruplarında (Grup 1.2a, Grup 2.1a, Grup 2.2a, Grup 3.3a, Grup 3.5a, Grup 4.1a, Grup 4.2a) toplam 80 adet örnekten 66 tanesi adeziv kopma göstererek alt yapı metal yüzeyinden tamamen ayrılarak skor 0 değerinde, 14 tanesi ise metal yüzeyinin %50'sinden az bir kısmında (skor 1) rezin kalıntısı bırakarak adeziv ve koheziv kombine kopma şekli gösterdi. Termal siklus öncesi gruplarında ise (Grup 1.2b, Grup 2.2b, Grup 3.3b, Grup 4.1b) toplam 40 adet örnekten 24 tanesi adeziv kopma göstererek alt yapı metal yüzeyinden tamamen ayrılarak skor 0 değerinde, 16 tanesi ise metal yüzeyinin %50'sinden az bir kısmında (skor 1) rezin kalıntısı bırakarak adeziv ve koheziv kombine kopma şekli gösterdi. Makaslama kuvvetinin düşük olduğu bu gruplarda opakerle birlikte kompozit rezinin metalden tamamen ayrılarak adeziv kopma göstermesi, opaker bileşimi ile termal siklusun metal-kompozit rezin bağlantısına etkisi olduğunu desteklemektedir.

Makaslama kuvveti değeri ISO 10477'nin tavsiye ettiği 5 MPa değerinden yüksek olan gruplarda (Grup 1.1a/b, Grup 1.3a/b, Grup 1.4a/b, Grup 2.1b, Grup 2.3a/b, Grup 2.4a/b, Grup 2.5a/b, Grup 3.1a/b, Grup 3.2a/b, Grup 3.4a/b, Grup 3.5b, Grup 4.2b, Grup 4.3a/b, Grup 4.4b, Grup 4.5a/b) toplamda 260 örneğin 56'sı metal yüzeyinde hiç bir kalıntı bırakmadan (skor 0) ve 2 tanesi metal yüzeyin tamamında opaker kalarak (skor 3) ayrıldı ve toplamda 58 adet adeziv kopma; 138 tanesi metal yüzeyinin %50'sinden az bir kısmında (skor 1) ve 64 tanesi metal yüzeyinin %50'sinden daha fazla bir kısmında (skor 2) rezin kalıntısı bırakarak toplamda 202 adeziv ve koheziv kombine kopma şekli gösterdi. Termal siklus sonrası gruplarda (Grup 1.1a, Grup 1.3a, Grup 1.4a, Grup 2.3a, Grup 2.4a, Grup 2.5a, Grup 3.1a, Grup 3.2a, Grup 3.4a, Grup 4.3a, Grup 4.5a) toplam 110 adet örnekten 26 tanesi adeziv kopma göstererek alt yapı metal yüzeyinden tamamen ayrılarak skor 0 değerinde, 62 tanesi metal yüzeyinin %50'sinden az (skor 1) ve 22 tanesi %50'sinden fazla bir kısmında (skor 2) rezin kalıntısı bırakarak toplamda 84 adeziv ve koheziv kombine kopma şekli gösterdi. Termal siklus öncesi gruplarında ise (Grup 1.1b,

Grup 1.3b, Grup 1.4b, Grup 2.1b, grup 2.3b, Grup 2.4b, Grup 2.5b, Grup 3.1b, Grup 3.2b, Grup 3.4b, Grup 3.5b, Grup 4.2b, Grup 4.3b, Grup 4.4b, Grup 4.5b) toplam 150 adet örnekten 30 tanesi metal yüzeyinden tamamen ayrılarak (skor 0) ve 2 tanesi metal yüzeyin tamamının opaker ile kaplı olarak (skor 3) toplamda 32 adet adeziv kopma ve 76 tanesi metal yüzeyinin %50'sinden az (skor 1) ve 42 tanesi %50'sinden fazla bir kısmında (skor 2) rezin kalıntısı bırakarak toplamda 118 adet adeziv ve koheziv kombine kopma şekli gösterdi.

Makaslama kuvveti değeri Matsumura ve ark.'nın (162) klinik olarak tavsiye ettiği 10 MPa'dan yüksek olan, GC Gradia ve Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste opaker kullanılan bazı gruplarda (Grup 1.1b, Grup 1.3b, Grup 2.5a/b, Grup 3.4a, Grup 4.3a/b) toplamda 70 örneğin 5 tanesi adeziv kopma gösterirken (skor 0), 65 tanesi kombine kopma gösterdi. Kombine kopmalar içinde 55 tanesi metal yüzeyinin %50'den daha azında (skor 1), 10 tanesinde ise %50'den daha fazla (skor 2) metal yüzeyinde opaker kalıntısı bulunmaktadır. Makaslama kuvveti değerinin 10 MPa'dan yüksek olan termal siklus sonrası gruplarda (Grup 2.5a, Grup 3.4a, Grup 4.3a) toplam 30 adet örnekten 3 tanesi adeziv kopma göstererek üst yapı metal yüzeyinden tamamen ayrılarak skor 0 değerinde, 26 tanesi ise metal yüzeyinin %50'sinden az bir kısmında (skor 1) ve 1 tanesinde ise metal yüzeyinin %50'sinde daha fazla alanında rezin kalıntısı bırakarak (skor 2) toplamda 27 tane adeziv ve koheziv kombine kopma şekli gösterdi. Termal siklus öncesi gruplarında ise (Grup 1.1b, Grup 1.3b, Grup 2.5b, Grup 4.3b) toplam 40 adet örnekten 1 tanesi adeziv kopma göstererek üst yapı metal yüzeyinden tamamen ayrılarak skor 0 değerinde, 1 tanesinde metal yüzeyi tamamen opaker ile kaplı olarak skor 3 olmak üzere 2 adet adeziv kopma, 29 tanesi ise metal yüzeyinin %50'sinden az (skor 1) ve 9 tanesi %50'den daha fazla bir kısmında (skor 2) rezin kalıntısı bırakarak toplamda 38 adet adeziv ve koheziv kombine kopma şekli gösterdi. Makaslama kuvvetinin yüksek olduğu bu gruplarda adeziv ve koheziv kopmaların bir arada olduğu kombine kopmaların yoğunlukta olması, metal alt yapı ile metal primer-opaker-kompozit arasındaki birbirlerine bağlanabilme kapasitesinde hem kimyasal kompozisyonun ve hem de termal siklus etkisini desteklemektedir.

Metal primer markalarına göre kopma şekillerine baktığımızda ise; Grup 1 (GC Metal Primer II)'de 80 örneğin 39'unda adeziv, 41'inde adeziv ve koheziv kopmanın birlikte olduğu kombine, Grup 2 (Shofu ML Link)'de 100 örneğin 53'ünde adeziv, 47'sinde adeziv

ve koheziv kopmanın birlikte olduğu kombine, Grup 3 (Ivoclar SR Link)'de ve Grup 4 (Bisco Z Prime)'da 100 örneğin 28'inde adeziv, 72'sinde adeziv ve koheziv kopmanın birlikte olduğu kombine kopmalar olduğu gözlemlendi. Adeziv kopmaların çok daha az gözlemlendiği fosforik ester içerikli SR Link ve MDP içerikli Bisco Z Prime metal primer grupları için, diğer araştırmaların bahsettiği gibi alaşım yüzeyi ile olan bağlantıda etkili rol oynadığını düşünmekteyiz (104, 116).

Opaker markalarına göre kopma şekillerine baktığımızda ise; GC Gradia opaker kullanılan 80 örneğin 11'inde adeziv kopma, 69'unda adeziv ve koheziv kopmanın birlikte olduğu kombine kopma, Shofu Ceramage opaker kullanılan 100 örneğin 80'inde adeziv kopma, 20'sinde adeziv ve koheziv kopmanın birlikte olduğu kombine kopma, Ivoclar SR Nexco Paste opaker kullanılan 100 örneğin 1'inde adeziv kopma, 99'unda adeziv ve koheziv kopmanın birlikte olduğu kombine kopma, Bisco Tescera opaker kullanılan 100 örneğin 56'sında adeziv kopma, 44'ünde adeziv ve koheziv kopmanın birlikte olduğu kombine kopma olduğu gözlemlendi. Bu çıkan sonuçlara göre Ivoclar SR Nexco Paste opakerinin metal primerlerden bağımsız olarak alt yapı metal alaşımıyla bağlantısının iyi olduğunu düşünmekteyiz.

Sonuç olarak, yaptığımız çalışmada farklı kimyasal kompozisyona, uygulama prosedürlerine ve polimerizasyon sürelerine sahip indirekt laboratuvar kompozit sistemlerinin, uygun kimyasal yapıya sahip farklı marka metal primer, opaker ve kompozitlerin bir arada titanyum alaşım üzerinde veneer kompozit restorasyonu yapımında veya tamirinde kullanılabileceğini düşünmekteyiz. Bunlara ek olarak çalışmamızın sınırlı verilere sahip olmasından dolayı bu konuda daha çok çalışmaya ihtiyaç olduğunu söyleyebiliriz.

6. SONUÇLAR

1. Toplam 38 grup içinde en yüksek bağlanma kuvveti değeri; Bisco Z Prime metal primer ve GC Gradia opaker ile GC Gradia indirekt laboratuvar kompozitinin kullanıldığı termal siklus uygulanan grupta elde edilirken (Grup 4.3a: $13.74 \pm 2,09$ MPa), en düşük bağlanma kuvveti değeri ise, Ivoclar SR Link metal primer ve Bisco Tescera opaker ile GC Gradia indirekt kompozitinin kullanıldığı termal siklus uygulanan grupta (Grup 3.3a: $3,29 \pm 0,52$ MPa) bulundu.
2. 4 farklı indirekt laboratuvar kompozit sistemleri arasında, en yüksek bağlanma kuvveti gösteren grup, GC Metal Primer II, GC Gradia Opaker ve GC Gradia indirekt kompozit rezin kullanılan ve termal siklus uygulanmayan grupta (Grup 1.1b: $10,67 \pm 1,27$ MPa) bulundu.
3. Çalışmamızda oluşturulan deney grupları ayrı ayrı ele alındığında, grup içi alt grup değerlendirilmesinde en yüksek bağlantı kuvvetini gösteren alt gruplar; şöyle sıralayabiliriz; Grup 1 için, GC Metal Primer II ile GC Gradia opakerin kullanıldığı termal siklus uygulanmayan Grup 1.1b'de 10.67 ± 1.27 MPa; Grup 2 için, Shofu ML Link ile GC Gradia opakerin kullanıldığı termal siklus uygulanmayan Grup 2.5b'de 12.18 ± 1.29 MPa; Grup 3 için, Ivoclar SR Link ile GC Gradia opakerin kullanıldığı termal siklus uygulanan Grup 3.4a'da 11.88 ± 0.92 MPa; Grup 4 için, Bisco Z Prime ile GC Gradia opakerin kullanıldığı termal siklus uygulanan Grup 4.3a'da 13.74 ± 2.09 MPa.
4. Çalışmamızda kullanılan metal primer gruplarının makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Ayrıca, termal siklus uygulandığında ve uygulanmadığında, Grup 1'in (GC Metal Primer II) tüm alt grupları dışında, diğer tüm metal primer grupların makaslama kuvvet değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

5. Çalışmamızda kullanılan opakerlerin makaslama kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.01$). Makaslama kuvveti değerlerini şöyle sıralayabiliriz; GC Gradia opaker > Ivoclar SR Nexco opaker > Bisco Tescera opaker > Shofu Ceramage opaker.
6. Bununla birlikte bazı metal primer ve opaker markalarının kombinasyonunda termal siklus sonrası makaslama kuvveti değerlerinde yükselme olduğu veya termal siklustan etkilenmediği görüldü. Bunun sebebinin termal siklus sonrası sıcaklığın artmasına bağlı olarak polimer materyalinin monomer değişim derecesindeki artışla ilgili olabileceği düşünmekteyiz.
7. Opaker, metal primer ve termal siklusun makaslama kuvveti üzerindeki ortak etkisi de istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$). Opaker, metal primer ve termal siklus bir arada makaslama kuvveti düzeyini etkilemektedir.
8. Çalışmamızda toplam 380 adet örneğin; %61'inde adeziv ve kohesiv kopmanın birlikte olduğu kombine kopma, hiç bir örnekte koheziv kopma olmadığı ve %39'unda ise adeziv kopma olduğunu görüldü. Kombine kopma oranının yüksek olması bize, farklı marka kombinasyonlarında materyallerin birbirleri ile bağlantı sağlayabildiğini göstermektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Fujishima A, Fujishima Y, Ferracane JL. Shear bond strength of four commercial bonding systems to cp Ti. *Dent Mater*, 11: 82-86, 1995.
2. Yanagida H, Matsumura H, Taira Y, Atsuta M, Shimoe S. Adhesive bonding of composite material to cast titanium with varying surface preparations. *J Oral Rehabil*, 29: 121-126, 2002.
3. Yanagida H, Taira Y, Shimoe S, Atsuta M, Yoneyama T, Matsumura H. Adhesive bonding of titanium–aluminium–niobium alloy with nine surface preparations and three self-curing resins. *Eur J Oral Sci*, 111: 170-174, 2003.
4. Taira Y, Yanagida H, Matsumura H, Yoshida K, Atsuta M, Suzuki S. Adhesive bonding of titanium with a thione-phosphate dual functional primer and self-curing luting agents. *Eur J Oral Sci*, 108: 456-460, 2000.
5. Matsumura H, Yoneyama T, Shimoe S. Veneering technique for a Ti–6Al–7Nb framework used in a resin-bonded fixed partial denture with a highly filled indirect composite. *J Prosthet Dent*, 88: 636-639, 2002.
6. Fernandes CA, Riberia JC, Larson BS, Bonfante EA, Silva NR, Suzuki M, Thompson VP, Coelho PG. Microtensile bond strength of resin-based composites to Ti₆Al₄V. *Dent Mater*, 25: 655-661, 2009.
7. Tanaka T, Nagata K, Takeyama M, Atsuta M, Nakabayashi N, Masuhara E. 4-META opaque resin—a new resin strongly adhesive to nickel–chromium alloy. *J Dent Res*, 60: 1697-1706, 1981.
8. Matsumura H, Nakabayashi N. Adhesive 4-META/MMA-TBB opaque resin with poly(methyl methacrylate)-coated titanium dioxide. *J Dent Res*, 67: 29-32, 1988.
9. Yoshida K, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of adhesive metal primers on bonding a prosthetic composite resin to metals. *J Prosthet Dent*, 69: 357-362, 1993.
10. Behr M, Rosentritt M, Groger G, Handel G. Adhesive bond of veneering composites on various metal surfaces using silicoating, titanium-coating or functional monomers. *J Dent*, 31: 33-42, 2003.
11. Behr M, Rosentritt M, Bettermann K, Handel G. Influence of electron beam irradiation on the alloy-to-resin bond strength. *Eur J Oral Sci*, 113: 429-435, 2005.
12. Moulin P, Degrange M, Picard B. Influence of surface treatment on adherence energy of alloys used in bonded prosthetics. *J Oral Rehabil*, 26: 413-421, 1999.
13. Matinlinna JP, Lassila LV, Kangasniemi I, Yli-Urpo A, Vallittu PK. Shear bond strength of Bis-GMA resin and methacrylated dendrimer resins on silanized titanium substrate. *Dent Mater*, 21: 287-296, 2005.

14. Matsumura H, Yoshida K, Tanaka T, Atsuta M. Adhesive bonding of titanium with a titanate coupler and 4-META/MMA-TBB opaque resin. *J Dent Res*, 69: 1614-1616, 1990.
15. Ohkubo C, Watanabe I, Hosoi T, Okabe T. Shear bond strengths of polymethyl methacrylate to cast titanium and cobalt–chromium frameworks using five metal primers. *J Prosthet Dent*, 83: 50-57, 2000.
16. Taira Y, Yanagida H, Matsumura H, Atsuta M. Effects of a metal etchant and two primers on resin bonding durability to titanium. *Eur J Oral Sci*, 112: 95–100, 2004.
17. Matinlinna JP, Ozcan M, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of a 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane and vinyltriisopropoxysilane blend and tris(3-trimethoxysilylpropyl)isocyanurate on the shear bond strength of composite resin to titanium metal. *Dent Mater*, 20: 804-813, 2004.
18. Matinlinna JP, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of three silane coupling agents and their blends with a cross-linker silane on bonding a bis-GMA resin to silicized titanium (a novel silane system). *J Dent*, 34: 740-746, 2006.
19. Kim JY, Pfeiffer P, Niedermeier W. Effect of laboratory procedures and thermocycling on the shear bond strength of resin-metal bonding systems. *J Prosthet Dent*, 90: 184-189, 2003.
20. Watanabe I, Watanabe E, Yoshida K, Okabe T. Effect of surface contamination on adhesive bonding of cast pure titanium and Ti₆Al₄V alloy. *J Prosthet Dent*, 81: 270-276, 1999.
21. McCabe JF, Wall AWG. *Applied Dental Materials*. (3rd ed.) Blackwell Publishing, Oxford, 2008.
22. Anusavice K. *Philips' Science of Dental Materials*. (10th ed.) W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1996.
23. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. (13th ed.) Elsevier, Philadelphia, 2012.
24. Ferracane JL. Resin composite-state of the art. *Dent Mat*, 27: 29-38, 2011.
25. Leinfelder KF. New developments resin restorative systems. *J Am Dent Assoc*, 128: 573-581, 1997.
26. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*. (2 nd ed.) St Louis Mosby, Edinburgh, 2002.
27. Craig RG. *Restorative dental materials*. (11th ed.) Mosby, St Louis, 2002.
28. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci*, 26: 535-576, 2001.
29. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage

and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *J Dent Mater*, 15: 128-137, 1999.

30. Boaro LCC, Goncalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater*, 26: 1144-1150, 2010.

31. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*, 6: 302-318, 1995.

32. Xu HH. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *J Dent Res*, 78: 1304-1311, 1999.

33. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater*, 19: 206-211, 2003.

34. Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Determination of polymerization stress of conventional and new "clustered" microfill-composites in comparison with hybrid composites. *J Dent Res*, 81: 921-926, 2003.

35. Musanje L, Ferracane JL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials*, 25: 4065-4071, 2004.

36. Robberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. (4 th ed.) St Louis Mosby, Missouri, 2002.

37. Baum L, Phillips RW, Lund MR. *Textbook of operative dentistry*. (2th ed.) WB Saunders Co, Philadelphia, 1985.

38. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. (3th ed.) Quintessence, Canada, 2002.

39. ADA professional product review. *Restor Mater*, 5: 1-16, 2010.

40. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater*, 20: 72-79, 2004.

41. Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*, 26: 459-463, 2002.

42. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar*. (3 baskı) Güneş Kitabevi, Ankara, 2000.

43. Yazıcı AR, Çelik C, Özgünlaltay G. Microleakage of different resin composite types. *Quintessence Int*, 35: 790-794, 2004.

44. Miara P. Aesthetic guidelines for second-generation inlays and onlay composite restorations. *Prac Periodont Aesthet Dent*, 10: 423-431, 1998.

45. Nandini S. Indirect resin composites. *J Conserv Dent*, 13: 184-194, 2010.
46. Ferracane JL, Condon JR. Post-cure heat treatments for composites: Properties and fractography. *Dent Mater*, 8: 290-295, 1992.
47. Llana Puy MC, Forner Navarro L, Faus LlacerVJ, Ferrandez A. Composite resin inlays. A study of marginal adaptation. *Quintessence Int*, 24: 429-433, 1993.
48. Hasanreisoglu U, Sonmez H, Uctasali S, Wilson HJ. Microleakage of direct and indirect inlay /onlay systems. *J Oral Rehabil*, 23: 66-71, 1996.
49. Bedran de Castro AK, Cardoso PE, Ambrosano GM, Pimenta LA. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. *Oper Dent*, 29: 42-48, 2004.
50. Aggarwal V, Logani A, Jain V, Shah N. Effect of cyclic loading on marginal adaptation and bond strength in direct vs indirect class II MO composite restorations. *Oper Dent*, 33: 587-592, 2008.
51. Ikeda M, Matin K, Nikaido T, Foxton RM, Tagami J. Effect of surface characteristics on adherence of *S. mutans* biofilms to indirect resin composites. *Dent Mater*, 26: 915-923, 2007.
52. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonesca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory processed composite restorations. A literature review. *J Esthet Restor Dent*, 17: 224-235, 2005.
53. Lucena-Martin C, Gonzalez-Lopez S, Navajaz-Rodriguez de Mondelo JM. The effect of various surface treatments and bonding agents on the repaired strength of heat treated composites. *J Prosthet Dent*, 86: 481-488, 2001.
54. GC Gradia Indirect Laboratory Composite technical product catalog.
55. Shofu Ceramage technical product catalog.
56. Ivoclar Vivadent SR Nexco Paste technical product catalog.
57. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E ve Aksu L. Dişhekimliğinde maddeler bilgisi. (1. baskı) Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 1993.
58. Naylor WP, Kessler JC, King AH. Introduction to metal ceramic Technology. (1st ed.) Quintessence Publishing Co Inc, Illinois, 1992.
59. Yamamoto M. Metal - Ceramics. (1st ed.) Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago, 1985.
60. Givan DA. Precious Metals in Dentistry. *Dent Clin N Am*, 51: 591-601, 2007.
61. Phillips RW. Skinner's Science of Dental Materials. (9th ed) W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1991.

62. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*, 87: 351- 363, 2002.
63. Williams DF. *Biocompatibility of clinical implant materials*. (1st ed) CRC Pres, Florida, 1981
64. Brown D. All you wanted to know about titanium, but were afraid to ask. *Br Dent J*, 182: 393-394, 1997.
65. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*, 43: 245-253, 1993.
66. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*, 27: 401-408, 1996.
67. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am*, 51: 603-627, 2007.
68. Mark JJ, Waqar A. *Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices*. (1st ed) Springer, New York, 2007.
69. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater*, 1: 30-42, 2008.
70. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Effects of three bonding systems on the torsional resistance of titanium-reinforced composite cores supported by two post designs. *J Prosthet Dent*, 81: 678-683, 1999.
71. Bergman B, Nilson H, Andersson M. A longitudinal clinical study of Procera ceramic-veneered titanium copings. *Int J Prosthodont*, 12: 135-139, 1999.
72. Walter M, Böning K, Reppel PD. Clinical performance of machined titanium restorations. *J Dent*, 22: 346-348, 1994.
73. Thomas CJ, Lechner S, Mori T. Titanium for removable dentures II. Two-year clinical observations. *J Oral Rehabil*, 24: 414-418, 1997.
74. Au AR, Lechner SK, Thomas CJ, Mori T, Chung P. Titanium for removable partial dentures III: 2-year clinical follow-up in an undergraduate programme. *J Oral Rehabil*, 27: 978-985, 2000.
75. Mori T, Togaya T, Jean-Louis M, Yabugami M. Titanium for removable dentures I. Laboratory procedures. *J Oral Rehabil*, 24: 338-341, 1997.
76. Rilo B, da Silva JL, Martines-Insua A, Santana U. A titanium and visible light-polymerized resin obturator. *J Prosthet Dent*, 87: 407-409, 2002.
77. Özcan M, Pfeiffer P, Nergiz I. A brief history and current status of metal and ceramic surface conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int*, 29: 713-724, 1998.

78. Matinlinna JP, Vallittu K. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces-an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil*, 34: 622-630, 2007.
79. Petridis H, Garefis P, Hirayama H, Kafantaris NM, Koidis PT. Bonding indirect resin composites to metal: part 2. Effect of alloy surface treatment on elemental composition of alloy and bond strength. *Int J Prosthodont*, 17: 77-82, 2004.
80. Vojvodic D, Jerolimov V, Celebic A, Catovic A. Bond strengths of silicoated and acrylic resin bonding systems to metal. *J Prosthet Dent*, 81: 1-6, 1999.
81. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater*, 9: 151-161, 1993.
82. el-Sherif MH, el-Messery A, Halhoul MN. The effects of alloy surface treatments and resins on the retention of resin-bonded retainers. *J Prosthet Dent*, 65: 782-786, 1991.
83. Rouler JF, Degrande M. Adhesion: the silent revolution in dentistry. (1st ed) Quintessence Publishing Co, Illinois, 2000.
84. Caeg C, Leinfelder KF, Lacefield WR, Bell W. Effectiveness of a method used in bonding resins to metal. *J Prosthet Dent*, 64: 37-41, 1990.
85. Kuyinu E, Levine WA, Grisius R, Fenster R. An in vitro study of the tensile strength of the resin bond between chemically etched non-noble alloy and enamel. *J Prosthet Dent*, 63: 292-295, 1990.
86. Krueger GE, Diaz-Arnold AM, Aquilino SA, Scandrett FR. A comparison of electrolytic and chemical etch systems on the resin-to-metal tensile bond strength. *J Prosthet Dent*, 64: 610-617, 1990.
87. Matsumura H, Tanak T, Atsuta M. Effect of acidic primers on bonding between stainless steel and auto-polymerizing methacrylic resins. *J Dent*, 25: 285-290, 1997.
88. 3M ESPE Rocatec technical product catalog.
89. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*, 29: 295-308, 2014.
90. Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. Farklı sayıda termalsiklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *G.Ü. Diş Hek. Fak. Der*, 22:163-168, 2005.
91. Dental materials-Testing adhesion to tooth structure. International Standard ISO 11450, 1-24, 2003.
92. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent*, 4: 231-236, 1991.
93. Uzun H, Bayındır F. Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri. *Atatürk Üniv. Diş*

Hek. Fak. Derg, 20: 213-220, 2010.

94. Bisco TESCERA ATL System technical product catalog.

95. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35: 819-826, 2007.

96. Suh BI. New concepts and technology for processing of indirect composites. *Compend Contin Educ Dent*, 24: 40-42, 2003.

97. Leinfelder KF. Review: Indirect posterior composite resins. *Compend Contin Educ Dent* 26: 495-503, 2005.

98. Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15: 571-582, 2000.

99. Passos SP, Özcan M, Vanderlei AD, Leite FP, Kimpara ET, Bottino MA. Bond strength durability of direct and indirect composite systems following surface conditioning for repair. *J Adhes Dent*, 9: 443-447, 2007.

100. Bonfante EA, Suzuki M, Lubelski W, Thompson VP, Carvalho RM, Witek L, Coelho PG. Abutment design for implant-supported indirect composite molar crowns: reliability and fractography. *J Prosthodont* 21: 596-603, 2012.

101. Andriani W, Suzuki M, Bonfante EA, Carvalho RM, Silva NR, Coelho PG. Mechanical testing of indirect composite materials directly applied on implant abutments. *J Adhes Dent*, 12: 311-317, 2010.

102. Komine F, Koizuka M, Fushiki R, Taguchi K, Kamio S, Matsumura H. Post-thermocycling shear bond strength of a gingiva colored indirect composite layering material to three implant framework materials. *Acta Odontol Scand*, 71: 1092-1100, 2013.

103. Suzuki M, Bonfante E, Silva N, Coelho PG. Reliability testing of indirect composites as single implant restorations. *J Prosthodont*, 20: 528-534, 2011.

104. 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. *Clin Oral Implants Res*, 24: 977-984, 2013.

105. Yoshida K, Kamada K, Taira Y, Atsuta M. Effect of three adhesive primers on the bond strengths of four light activated opaque resins to noble alloy. *J Oral Rehabil*, 28: 168-173, 2001.

106. Borba M, Della Bona A, Cecchetti D. Flexural strength and hardness of direct and indirect composites. *Braz Oral Res*, 23: 5-10, 2009.

107. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Properties of four composite veneering materials polymerized with different laboratory photo-curing units. *J Oral Rehabil*, 25: 358-364, 1998.

108. Reich SM, Petschelt A, Wichmann M, Frankenberger R. Mechanical properties and three-body wear of veneering composites and their matrices. *J Biomed Mater Res A*, 69: 65-9, 2004.
109. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res*, 64: 1396-1401, 1985.
110. Condon JR, Ferracane JL. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res*, 76: 1405-1411, 1997.
111. Mandikos M, Mc Givney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM. A comparison of wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent*. 2001;85(4): 386-95
112. Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent*, 88: 170-175, 2002.
113. Keski-Nikkola MS, Alander PM, Lassila LV, Vallittu PK. Bond strength of Gradia veneering composite to fibre-reinforced composite. *J Oral Rehabil*, 31: 1178-1183, 2004.
114. Yağlı DB, Geçkili O, Bural C, Sönmez E, Bayraktar G. Protetik diş hekimliğinde seromer sistemlerinin kullanım alanları. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*, 5: 105-112, 2012.
115. Lee SY, Vang MS, Yang HS, Park SW, Park OK, Lim HP. Shear Bond strength of composite resin to titanium according to various surface treatments. *J Adv Prosthodont*, 1: 68-74, 2009.
116. Egoshi T, Taira Y, Soeno K, Sawase T. Effects of sandblasting, H₂SO₄/HCl etching, and phosphate primer application on bond strength of veneering resin composite to commercially pure titanium grade 4. *Dent Mater J*, 32: 219–227, 2013.
117. Barzilay I, Myers ML, Cooper LB, Graser GN. Mechanical and chemical retention of laboratory cured composite to metal surfaces. *J Prosthet Dent*, 59: 131-137, 1988.
118. Livaditis GJ. A chemical etching system for creating microme- chanical retention in resin bonded retainers. *J Prosthet Dent*, 56: 181-188, 1986.
119. Bahannan SA, Connelly ME, Mueninghoff LA. Application of silica coating technique for removable prosthodontics. A clinical report. *J Prosthet Dent*, 65: 1-3, 1991.
120. Schäffer H, Piffer A. Evaluation of the electrolytic etching depth of a nickel-chromium base alloy used in resin-bonded cast restorations. *J Prosthet Dent*, 64: 680-683, 1990.
121. Bondioli IR., Bottino MA. Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the casting mold at three different temperatures. *J Prosthet Dent*, 91: 541-547, 2004.
122. Johnson T, van Noort R, Stokes CW. Surface analysis of porcelain fused to metal systems. *Dent Mater*, 22: 330–337, 2006.

123. Kern M, Thompson VP. Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium. *J Dent*, 22: 300-306, 1994.
124. Wang CS, Chen KK, Tajima K, Nagamatsu Y, Kakigawa H, Kozono Y. Effects of sandblasting media and steam cleaning on bond strength of titanium–porcelain. *Dent Mater J*, 29: 381-391, 2010.
125. Özcan M, Pekkan G, Khan A. Does rinsing following particle deposition methods have a negative effect on adhesion to titanium? *J Adhes Dent*, 15: 307-310, 2013.
126. Peutzfeldt A, Asmussen E. Distortion of alloy by sandblasting. *Am J Dent*, 9: 65-66, 1996.
127. Sarafianou A, Seimenis I, Papadopoulos T. Effectiveness of different adhesive primers on the bond strength between an indirect composite resin and a base metal alloy. *J Prosthet Dent*, 99: 377-387, 2008.
128. Petridis H, Garefis P, Hirayama H, Kafantaris NM, Koidis PT. Bonding indirect resin composites to metal: Part 1. Comparison of shear bond strengths between different metal-resin bonding systems and a metal-ceramic system. *Int J Prosthodont*, 16: 635-639, 2003.
129. Papadopoulos T, Tsetsekou A, Eliades G. Effect of aluminum oxide sandblasting on cast commercially pure titanium surfaces. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 15-21, 1999.
130. Mukai M, Fukui H, Hasegawa I. Relationship between sandblasting and composite resin-alloy bond strength by a silica coating. *J Prosthet Dent*, 74: 151-155, 1995.
131. Taira T, Yoshida K, Matsumara H, Atsura M. Phosphate and thiophosphate primers for bonding prosthodontic luting materials to titanium. *J Prosthet Dent*, 79: 384-388, 1998.
132. Yanagida H, Tanoue N, Ide T, Matsumura H. Evaluation of two dual functional primers and a tribochemical surface modification system applied to the bonding of an indirect composite resin to metals. *Odontolog*, 97: 103-108, 2009.
133. Watanabe I, Kurtz KS, Kabcenell JL, Okabe T. Effect of sandblasting and silicoating on bond strength of polymer-glass composite to cast titanium. *J Prosthet Dent*, 82: 462-467, 1999.
134. Akın H, Güney Ü. Effect of various surface treatments on the retention properties of titanium to implant restorative cement. *Lasers Med Sci*, 27: 1183-1187, 2012.
135. Bülbül M, Kesim B. The effect of primers on shear bond strength of acrylic resins to different types of metals. *J Prosthet Dent*, 103: 303-308, 2010.
136. Reyes MJD, Oshida Y, Andreas CJ, Barco T, Hovijitra S, Brown D. Titanium-porcelain system. Part III: Effects of surface modification on bond strengths. *Biomed Mater Eng*, 11: 117-136, 2001.
137. Nergiz İ, Schmage P, Herrmann W, Özcan M. Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strength of metal brackets. *Am J Orthod Dentofacial*

Orthop, 125: 42-50, 2004.

138. Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM, The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *J Oral Rehabil*, 29: 546-552, 2002.

139. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 14: 64-71, 1998.

140. Rossomando KJ, Wendt SL. Thermocycling and dwell times in microleakage for bonded restorations. *Dent Mater*, 11: 47-51, 1995.

141. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*, 67: 325-327, 1992.

142. Dentistry-Polymer-based crown and bridge materials. International Standard ISO 10477, 1-28, 2004

143. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of microtensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 14: 394-398, 1998.

144. Ertuğrul HZ, İsmail YH 2005. An in vitro comparison of cast metal dowel retention using various luting agents and tensile loading. *J Prosthet Dent*, 93: 446-452, 2005.

145. Oilo G. Bond Strength testing-what does it mean? *Int Dent J*, 43: 492-498, 1993.

146. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile Bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent* 90: 18-23, 2003.

147. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76: 1298-1307, 1997.

148. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, Schultheisz CR. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials*, 23: 3603-3608, 2002.

149. Hadavi F, Hey JH, Ambrose ER, Louie PW, Shinkewski DJ. The effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent*, 18: 61-65, 1993.

150. Ciftci Y, Canay S, Hersek N. Shear bond strength evaluation of different veneering systems on Ni-Cr alloys. *J Prosthodont*, 16: 31-36, 2007.

151. Seimenis I, Sarafianou A, Papadopoulos T. Shear bond strength of three veneering resins to a Ni-Cr alloy using two bonding procedures. *J Oral Rehabil*, 33: 600-608, 2006.

152. Faria ACL, Matos RL, Rodrigues RCS, Antunes RPA, Ribeiro RF, Mattos MGC. Comparative study of chemical and mechanical retentive systems for bonding of indirect composite resin to commercially pure titanium. *Braz Dent J*, 19: 134-138, 2008.

153. Tarozzo LSA, Mattos MGC, Ribeiro RF, Semprini, M. Comparison of retentive systems for composites used as alternatives to porcelain in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 89: 572-578, 2003.
154. Vojvodic D, Predanic-Gasparac H, Brkic H, Celebic A. The bond strength of polymers and metal surfaces using the 'Silicoater' technique. *J Oral Rehabil*, 22: 493-499, 1995.
155. Kern M, Thompson VP. Durability of resin bonds to a cobalt- chromium alloy. *J Dent*, 23: 47-54, 1995.
156. Koizumi H, Ishii T, Naito K, Yoneyama T, Tanoue N, Matsumura H. Effects of triazine dithione and hydrophobic phosphate monomers on bonding to Ag-Pd-Cu-Au alloy and titanium with a methacrylic resin-based luting agent. *J Adhes Dent*, 12: 215-222, 2010.
157. Koizumi H, Naito K, Ishii T, Yamashita M, Yoneyama T, Matsumura H. Adhesive bonding of Ti₆Al₇Nb alloy and component metals with acidic primers and tri-n-butylborane initiated resin. *J Adhes Dent*, 14: 283-292, 2012.
158. Kern M, Thompson VP. Influence of prolonged thermal cycling and water storage on the tensile bond strength of composite to NiCr alloy. *Dent Mater*, 10: 19-25, 1994.
159. Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Adhesive primers for bonding cobalt-chromium alloy to resin. *J Oral Rehabil*, 26: 475-478, 1999.
160. Eldiwan M, Friedl KH, Powers JM. Color stability of light-cured and post-cured composites. *Am J Dent*, 8: 179-181, 1995.
161. Atta MO, Smith BG, Brown D. Bond strengths of three chemical adhesive cements adhered to a nickel-chromium alloy for direct bonded retainers. *J Prosthet Dent*, 63: 137-143, 1990.
162. Matsumura H, Yanagida H, Tanoue N, Atsuta M, Shimoe S. Shear bond strength of resin composite veneering material to gold alloy with varying metal surface preparations. *J Prosthet Dent*, 86: 315-319, 2001.
163. Matsumura H, Tanoue N, Atsuta M. 2000 Adhesive bonding of stainless steels and their component metals. *J oral rehabil*, 27: 1054-1059, 2000.
164. Kahvecioğlu S. Dört ayrı tip metal yüzeye uygulanan farklı adeziv primerlerin, yapıştırıcı simanın makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi, Doktora Tezi, Konya, 2006.
165. Taira Y, Imai Y. Primer for bonding resin to metal. *Dent Mater*, 11: 2-6, 1995.
166. Taira Y, Matsumura H, Yoshida K, Tanaka T, Atsuta M. Adhesive bonding of titanium with a methacrylate-phosphate primer and self-curing adhesive resins. *J Oral Rehabil*, 22: 409-412, 1995.
167. Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Mine A, Nakamura M, Nishiyama N, Van Meerbeek B,

- Suzuki K, Kuboki T. Effect of 4-MET- and 10-MDP-based primers on resin bonding to titanium. *Dent Mater J*, 25: 120-124, 2006.
168. Amano S, Yoshida T, Inage H, Takamizawa T, Rikuta A, Ando S, Kuroda T, Miyazaki M. Effect of metal conditioner application on bond strength of luting cements to a noble metal. *Dent Mater J*, 24: 654-660, 2005.
169. Ikemura K, Endo T, Kadoma Y. A review of the developments of multi-purpose primers and adhesives comprising novel dithiooctanoate monomers and phosphonic acid monomers. *Dent Mater J*, 31: 1-25, 2012.
170. Özcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J*, 27: 99-104, 2008.
171. Matsumura H, Tanoue N, Yanagida H, Atsuta M, Koike M, Yoneyama T. Adhesive bonding of super-elastic titanium-nickel alloy castings with a phosphate metal conditioner and an acrylic adhesive. *J Oral Rehabil*, 30: 653-658, 2003.
172. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int*, 38: 745-753, 2007.
173. Yoshida K, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. Some properties of commercially available light-cured opaque resins. *J Jpn Prosthodont Soc*, 34: 978-985, 1990.
174. Yoshida K, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. The relationship between monomer composition and physical properties of light-cured opaque resin. *Dent Mater*, 8: 137-139, 1992.
175. Vallittu PK, Kurunmaki H. Bond strength of fibre reinforced composite to the metal surface. *J Oral Rehabil*, 30: 887-892, 2003.
176. Oyague RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dent Mater*, 25: 392-399, 2009.
177. Lüthy H, Marinello CP, Scharer P. Factors influencing metal-resin tensile bond strength to filled composites. *Dent Mater*, 6: 73-77, 1990.
178. Schneider W, Powers JM, Pierpont HP 1992. Bond strength of composites to etched and silica-coated porcelain fusing alloys. *Dent Mater*, 8: 211-215, 1992.
179. Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, Van Putten M. Two-body wear resistance and degree of conversion of laboratory-processed composite materials. *Int J Prosthodont*, 12: 432-438, 1999.
180. Komine F, Kobayashi K, Blatz MB, Fushiki R, Koizuka M, Taguchi K, et al. Durability of bond between an indirect composite veneering material and zirconium dioxide ceramics. *Acta Odontol Scand*, 71: 457-463, 2013.

181. Nagano K, Tanoue N, Atsuta M, Koizumi H, Matsumura H. Effect of noble metal adhesive systems on bonding between an indirect composite material and a gold alloy. *J Oral Sci*, 46: 235-239, 2004.
182. Edelhoff D, Marx R, Spiekermann H, Yildirim M. Clinical use of an intraoral silicoating technique. *J Esthet Restor Dent*, 13: 350-356, 2001.
183. Özcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont*, 15: 299–302, 2002.
184. Özcan M, Kumbuloğlu O. Effect of composition, viscosity and thickness of the opaquer on the adhesion of resin composite to titanium. *Dent Mater*, 25: 1248-1255, 2009.
185. Naegeli DG, Duke ES, Schwartz R, Norling BK. Adhesive bonding of composite to a casting alloy. *J Prosthet Dent*, 60: 279-283, 1988.
186. Matsuda Y, Yanagida H, Ide T, Matsumura H, Tanoue N. Bond Strength of Poly(methyl methacrylate) Denture Base Material to Cast Titanium and Cobalt-Chromium Alloy. *J Adhes Dent*, 12: 223-229, 2010.
187. Atsu S, Berksun S. Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using two firing atmospheres. *J Prosthet Dent*, 84: 567-574, 2000.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

ADI SOYADI: Dt. Ayşe Yalnız
DOĞUM TARİHİ ve YERİ: 19.12.1984 İstanbul
E-POSTA: ayseyalniz@hotmail.com

Eğitim Düzeyi

1999-2002	Beşiktaş Atatürk Anadolu Lisesi
2002-2008	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2009-2011	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (Master/Yüksek Lisans)
2011-2014	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (Doktora)

Yayın Bilgileri

1. Dikbas İ, Tanalp J, Köksal T, Yalnız A , Güngör T. Investigation of the effect of different prefabricated intracanal posts on fracture resistance of simulated immature teeth. Dent Traumatol, 30: 49-54, 2014.
2. İşeri U, Özkurt Z, Yalnız A , Kazazoğlu E. Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. J Prosthet Dent, 107: 309-315, 2012.
3. Öztoprak O, İşeri U, Yalnız A . Konjenital çift taraflı maksiller lateral diş eksikliğinde ortodontik ve protetik tedavi yaklaşımı. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 3: 11-14, 2011.
4. Yalnız A . Diş rengi seçiminde bilgi tecrübe ve cinsiyetin başarıya olan etkisinin değerlendirilmesi. Master Tezi. Yeditepe Üniversitesi, 2011.