



T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

HALOJEN ve LED IŞIK KAYNAKLARI ile POLİMERİZE EDİLEREK,
FARKLI BİTİRME / POLİSAJ TEKNİKLERİ UYGULANAN İKİ FARKLI
RESTORATİF MATERYALİN; YÜZEY SERTLİĞİ, YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ ve BİAKSİYAL FLEKSURAL DAYANIMLARININ İN
VİTRO İNCELENMESİ

Arş. Gör. Dt. Rüya ALPAR
PEDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Çiğdem KÜÇÜKEŞMEN

2019- ISPARTA

KABUL ve ONAY SAYFASI

Süleyman Demirel Üniversitesi Dekanlığına;

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi **Pedodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Programı** çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 25/04/2019

Tez Danışman : Prof. Dr. Çiğdem KÜÇÜKEŞMEN
Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Pedodonti AD, Isparta

Üye : Prof. Dr. Zuhâl KIRZIOĞLU
Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Pedodonti AD, Isparta

Üye : Doç. Dr. Salih DOĞAN
Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti AD,
Kayseri

ONAY: Bu uzmanlık tezi, Fakülte Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Tuncer BAYKUL
Dekan

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarında herhangi bir etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, araştırmamın her aşamasında danışman hocamı bilgilendirdiğimi, bu tez çalışmasından daha önceki çalışmalardan elde edilmiş olan bütün bilgi ve yorumlara gerekli kaynakları göstererek, kaynaklar listesine dahil ettiğimi, ve yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici herhangi bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

“Halojen ve LED ışık kaynakları ile polimerize edilerek, farklı bitirme / polisaj teknikleri uygulanan iki farklı restoratif materyalin; yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyal fleksural dayanımlarının in vitro incelenmesi” adlı Uzmanlık Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Arş. Gör. Dt. RüyA ALPAR

İmza



ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca akademik bilgi ve klinik deneyimlerini paylaşarak yol gösteren, tezimde tecrübe ve emeğini esirgemeyen, tez danışmanım, Prof. Dr. Çiğdem KÜÇÜKEŞMEN' e,

Uzmanlık eğitimim süresince, akademik bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen, Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı Başkanı, Prof. Dr. Zuhal KIRZIOĞLU' na

Uzmanlık eğitimim boyunca akademik ve klinik tecrübelerinden faydalandığım Pedodonti Anabilim Dalı değerli Öğretim Üyeleri, Dr. Öğr. Üyesi Derya CEYHAN' a, Dr. Öğr. Üyesi Esra KARAAĞAÇ ÖZ' e,

Tezimin uygulanması aşamasında akademik ve laboratuvar bilgi, tecrübe ve desteklerini esirgemeyen değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi H. Cenker KÜÇÜKEŞMEN' e, Prof. Dr. Ramazan KAYACAN' a,

Uzmanlık tezimin istatistiksel değerlendirmelerini gerçekleştiren, Süleyman Demirel Üniversitesi, Ziraat Fakültesi Öğretim Üyesi değerli hocam Doç. Dr. Özgür KOŞKAN' a,

Uzmanlık rotasyon eğitimim süresince, deneyimlerini paylaşan ve rotasyon eğitimlerimi gerçekleştirmemi sağlayan tüm değerli hocalarıma ve asistan arkadaşlarıma,

Eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, Pedodonti Anabilim Dalı'ndaki bütün asistan arkadaşlarıma ve tüm yardımcı sağlık personeline,

Einstein'nın İzafiyet Teorisini doğrulayan enerjisi ile tüm evreni benim için yaşanabilir enerji boyutuna taşıyan sevgili dostum, Duniyagözel ARBATOVA' ya,

Rutin toplumsal yaşam düzenlerinin, insanları tekdüze hale getirdiği çağımızda, Rüya olarak kalabilmemi sağlayan, içimdeki sevgi, iyilik ve merhamet tohumlarını her gün inançla büyüten ve tüm eğitim yaşantım boyunca aldığım tüm takdir ve ödülleri benden daha çok hak eden; sevgili annem Hamide ALPAR' a, sevgili babam Hüseyin ALPAR' a ve sevgili kardeşim Muhammet ALPAR' a,

Ve biricik kedim Fıstık'a,

Sonsuz teşekkürlerimi ve minnetlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt. Rüya ALPAR

İÇİNDEKİLER

BEYAN	i
ÖNSÖZ	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
TABLolar DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
RESİMLER DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Cam İyonomer Simanlar	4
2.1.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar	4
2.1.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS).....	4
2.1.3. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)	5
2.2. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddeleri	6
2.2.1. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddelerinin Yapısı.....	7
2.2.1.1. Organik Matriks	7
2.2.1.2. Ara Bağlayıcılar	9
2.2.1.3. Dağılmış İnorganik Doldurucular	9
2.2.2. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddelerinin Sınıflandırılması	11
2.2.2.1. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddelerinin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğündeki Dağılıma Göre Sınıflandırılması.....	11
2.2.2.1.1. Homojen Dolduruculu Kompozitler	11
2.2.2.1.2. Hibrit Dolduruculu Kompozitler.....	12
2.2.2.1.3. Heterojen dolduruculu kompozitler	12
2.2.2.2. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddelerinin İnorganik Doldurucu Partikül Boyutlarına ve Miktarlarına Göre Sınıflandırılması	12
2.2.2.3. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddelerinin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması	13
2.2.2.3.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezinler.....	14
2.2.2.3.2. Ultraviyole Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler.....	15
2.2.2.3.3. Görünür Işık ile Polimerize Edilen Kompozit Rezinler.....	16
2.2.2.3.3.1. Görünür Işık Polimerizasyon Kaynakları.....	16
2.2.2.3.4. Lazer Işığı ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler.....	17
2.2.2.3.5. Hem Kimyasal Hem Görünür Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler (Dual Cure Kompozitler).....	18

2.2.2.4.	Günümüzde En Çok Kullanılan Kompozitler	19
2.2.2.4.1.	Hibrit Kompozit Reziner.....	19
2.2.2.4.2.	Akıcı Kompozit Reziner	19
2.2.2.4.3.	Bulk-Fill Kompozit Reziner.....	20
2.2.2.5.	Kompozit Rezinerle İlgili Son Gelişmeler.....	21
2.2.2.5.1.	Ormoserler.....	21
2.2.2.5.2.	İyon Salabilen Kompozitler	21
2.2.2.5.3.	Nanodolduruculu Kompozitler.....	22
2.3.	Kompozit ve Kompomer Restorasyonlarda Bitirme / Polisaj İşlemleri.....	22
2.4.	Yüzey Analiz Yöntemleri	27
2.4.1.	Yüzey Sertliği Analizi.....	27
2.4.1.1.	Vicker's Mikrosertlik Ölçüm Yöntemi	28
2.4.2.	Yüzey Pürüzlülüğü Analizi	29
2.5.	Biaksiyal Fleksural Dayanım (İki Eksenli Eğilme / Bükülme Dayanımı). 29	
3.	MATERYAL ve METOT	31
3.1.	Etik Kurul Onayı.....	31
3.2.	Kullanılan Cihazlar	36
3.2.1.	LED Polimerizasyon Cihazı.....	36
3.2.2.	Halojen Polimerizasyon Cihazı.....	37
3.2.3.	Mikrosertlik Ölçüm Cihazı	38
3.2.4.	Profilometre.....	39
3.2.5.	Biaksiyal Fleksural Dayanım Ölçüm Cihazı.....	39
3.2.6.	Etüv	42
3.3.	Kullanılan Dental Materyaller	43
3.3.1.	Filtek Z250 (3M / ESPE, ABD).....	44
3.3.2.	Dyract Extra (Dentsply, Konstanz, Almanya)	45
3.4.	Dental Materyallerin Hazırlanması	47
3.4.1.	Z250 ve Dyract Örneklerinin Hazırlanması.....	47
3.5.	In Vitro Test Çalışmaları.....	49
3.5.1.	Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçülmesi	49
3.5.2.	Yüzey Sertliğinin Değerlerinin Ölçülmesi.....	52
3.5.3.	Biaksiyal Fleksural Dayanım Değerlerinin Ölçülmesi	54
3.6.	İstatistiksel Değerlendirmeler	57
4.	BULGULAR.....	58
4.1.	Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları.....	58
4.1.1.	Bitirme / Polisaj Prosedürlerinin Yüzey Pürüzlülüğüne Ait Bulgular61	

4.1.2.	Polimerizasyon Yöntemlerinin Yüzey Pürüzlülüğüne Ait Bulguları.	65
4.1.3.	Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğüne Ait Bulguları	69
4.2.	Vicker's Yüzey Sertliği Bulguları.....	77
4.2.1.	Bitirme / Polisaj Prosedürlerinin Vicker's Yüzey Sertlik Değerlerine Ait Bulguları	80
4.2.2.	Polimerizasyon Yöntemlerinin Vicker's Yüzey Sertliğine Ait Bulguları	84
4.2.2.	Materyallerin Vicker's Yüzey Sertliğine Ait Bulgular	88
4.3.	Biaksiyal Fleksural Dayanımı Bulguları	93
4.3.1.	Polimerizasyon Yöntemlerinin Biaksiyal Fleksural Dayanıma Ait Bulguları	95
4.3.2.	Bitirme / Polisaj Prosedürlerinin Biaksiyal Fleksural Dayanıma Ait Bulguları	99
4.3.3.	Materyallerin Biaksiyal Fleksural Dayanımına Ait Bulgular	103
5.	TARTIŞMA	112
5.1.	Yüzey Pürüzlülüğünün Tartışılması.....	112
5.2.	Yüzey Sertliğinin Tartışılması	123
5.3.	Biaksiyal Fleksural Dayanımın Tartışılması.....	136
6.	SONUÇ ve ÖNERİLER.....	151
	ÖZET / ABSTRACT	161
	KAYNAKLAR	165
	EKLER.....	191
	ÖZGEÇMİŞ	192

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

%	Yüzde
<	Küçük
>	Büyük
≤	Küçük eşit
ADA	American Dental Association
ISO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
Bis-EMA6	Etoksi Bisfenol A Glisidil Metakrilat
CİS	Cam İyonomer Siman
GCİS	Geleneksel Cam İyonomer Siman
RMCİS	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
pH	Ortamdaki Hidrojen İyonlarının Konsantrasyonu
HEMA	Hidroksietil Metakrilat
LED	Işık Saçan Diyot (Light Emitting Diode)
QTH	Kuartz Tungsten Halojen Işık Kaynağı
UV	Ultraviyole
CQ	Kamforokinon
TEGDMA	Trietilen Glisidil Dimetakrilat
EGDMA	Etilen Glisidil Dimetakrilat
UDMA / UEDMA	Üretan Dimetakrilat
vb	Ve benzeri
kg	Kilogram
mm	Milimetre
µm	Mikrometre
nm	Nanometre
mW / cm²	Miliwatt / santimetre ²

MPa	MegaPaskal
sn	Sn
sl	Salise
dk	Dakika
rpm	Bir dakikada tamamlanan devir sayısı
SSPS	Sosyal Bilimler için İstatistik Programı
TCB-CMD	TriKloroBenzen-Karboksilik Asit Modifiye Dimetakrilat
BHT	BütılHidroksi Tolüen
ÖD	İstatistiksel düzeyde önemli değil
Ort	Ortalama
S.S.	Standart Sapma
Ra	Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü Değeri
VHN	Vicker's Sertlik Değeri

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1. Rezin bazlı kompozitlerin doldurucu partikül boyutlarına göre sınıflandırılması	13
Tablo 2. Kompozit rezinlerin polimerizasyon sürecini etkileyen faktörler (43)	14
Tablo 3. Çalışmada materyallerin polimerizasyonları için kullanılan halojen ışık kaynağı ve LED ışık kaynağı ve modları (F: sabit, R: artan ve P: pulsatif mod)	32
Tablo 4. Çalışmada kullanılan ışık kaynakları, ışık kaynaklarının yoğunlukları, polimerizasyon modları, uygulama süreleri, dalga boyları, optik uç çapları	33
Tablo 5. Çalışmada kullanılan rezin içerikli materyaller	44
Tablo 6. Filtek Z250 materyaline ait renk skalası, her renk için önerilen ışık uygulama süreleri ve önerilen maksimum tabaka kalınlıkları	45
Tablo 7. Çalışmada yer alan materyaller, ışık kaynakları ve prosedürler	59
Tablo 8. Tanımlayıcı istatistik tablosu	59
Tablo 9. Levene Testi	61
Tablo 10. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin alt ve üst sınırları (Genel).....	61
Tablo 11. Kompozit materyaline uygulanan farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları	62
Tablo 12. Kompomer materyaline uygulanan farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları	64
Tablo 13. Kompozit materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları	66
Tablo 14. Kompomer materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları	68
Tablo 15. Halojen ışık cihazı ile polimerizasyonun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları	70
Tablo 16. LED ışık cihazının F modu ile polimerizasyonun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları	72
Tablo 17. LED ışık cihazının R modu ile polimerizasyonun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları	74
Tablo 18. LED ışık cihazının P modu ile polimerizasyonun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları	76

Tablo 19. Çalışmada yer alan materyaller, ışık kaynakları ve prosedürler	77
Tablo 20. Tanımlayıcı istatistik bulguları	78
Tablo 21. Levene Testi	79
Tablo 22. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin alt ve üst sınırları (Genel).....	80
Tablo 23. Kompozit materyaline uygulanan farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları	81
Tablo 24. Kompomer materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları	83
Tablo 25. Kompozit materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin Vicker's sertlik değerlerine ait sonuçları	85
Tablo 26. Kompomer materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin Vicker's sertlik değerlerine ait sonuçları	87
Tablo 27. Halojen ışık cihazı ile polimerizasyonun materyallerin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları	89
Tablo 28. LED ışık cihazının F modu ile polimerizasyonun materyallerin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları.....	90
Tablo 29. LED ışık cihazının R modu ile polimerizasyonun materyallerin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları.....	91
Tablo 30. LED ışık cihazının P modu ile polimerizasyonun materyallerin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları.....	92
Tablo 31. Çalışmada yer alan materyaller, ışık kaynakları ve prosedürler	93
Tablo 32. Levene Testi	95
Tablo 33. Tanımlayıcı istatistik bulguları (Genel)	95
Tablo 34. Kompozit materyalde polimerizasyon yöntemlerinin materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçları	96
Tablo 35. Kompomer materyalde polimerizasyon yöntemlerinin materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçları	98
Tablo 36. Kompozit materyalde polisaj prosedürlerinin materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçları	100
Tablo 37. Kompomer materyalde polisaj prosedürlerinin materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçları	102

Tablo 38. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçlar	104
Tablo 39. LED ışık cihazının F modu ile polimerize edilen materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçlar	106
Tablo 40. LED ışık cihazının R modu ile polimerize edilen materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçlar	108
Tablo 41. LED ışık cihazının P modu ile polimerize edilen materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçlar	110



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Biaksiyal fleksural dayanım test düzeneğinin şematik resmi (112).	30
Şekil 2. Statik çekme-basma deney cihazının hidro-pnömatik şeması (114)	41
Şekil 3. “Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi” çalışma tasarımını gösteren şematik diyagram	51
Şekil 4. “Mikrosertlik testi” çalışma tasarımını gösteren şematik diyagram.....	53
Şekil 5. Üç nokta testinin deney kurulumunun şeması (178)	54
Şekil 6. “Biaksiyal fleksural dayanım testi” çalışma tasarımını gösteren şematik diyagram.....	56

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Genel olarak bitirme işlemlerinde kullanılabilen tungsten karbid frezler ..	23
Resim 2. Genel olarak bitirme işlemlerinde	24
Resim 3. Genel olarak bitirme işlemlerinde kullanılabilen	25
Resim 4. Genel olarak bitirme işlemlerinde kullanılabilen yeşil, beyaz ve pembe taşlar	26
Resim 5. Genel olarak bitirme işlemlerinde kullanılabilen polisaj lastikleri.....	26
Resim 6. Çalışmada, bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) grubunda kullanılan materyaller ve sıralaması.....	34
Resim 7. Çalışmada, bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) grubunda kullanılan materyaller ve sıralaması.....	35
Resim 8. Çalışmada, bitirme / polisaj prosedürü 3 (P3) grubunda kullanılan materyaller ve sıralaması.....	35
Resim 9. Çalışmada kullanılan LED ışık cihazı	36
Resim 10. Çalışmada kullanılan kuartz tungsten halojen ışık cihazı	37
Resim 11. Çalışmada kullanılan mikrosertlik test cihazı.....	38
Resim 12. Çalışmada kullanılan profilometre cihazı.....	39
Resim 13. Çalışmada kullanılan statik çekme-basma deney sistemi (246).....	40
Resim 14. Biaksiyal fleksural dayanım deneyi için kullanılan aparatlar ve numunenin yerleştirilmesi.....	42
Resim 15. Çalışmada kullanılan etüv cihazı.....	43
Resim 16. Çalışmada kullanılan kompozit rezin materyal	45
Resim 17. Çalışmada kullanılan kompomer materyal	46
Resim 18. Çalışmada hazırlanan kompozit örnek	48
Resim 19. Çalışmada hazırlanan kompomer örnek	48
Resim 20. Çalışmada kullanılan profilometre cihazı.....	50
Resim 21. Mikrosertlik test cihazı ve Vicker's uç kullanılarak yüzey sertliği ölçümlerinin gerçekleştirilmesi.....	52
Resim 22. Üç nokta testi için kullanılan 3 mm çaplı paslanmaz çelik bilyeler ve örneğin bilyeler üzerine yerleştirilmesi.....	55

1. GİRİŞ

Dental uygulamalarda, dişe en az zarar veren kavite preparasyonlarının tercih edilmesi ve estetik restorasyonlara ilginin artması ile, süt ve daimi dişlerin restorasyonunda fiziksel ve mekanik olarak geliştirilmiş yeni materyallerin kullanılması yaygınlaşmaktadır. Restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyallerin klinik olarak tercih edilmesine karar verilirken, seçim kriterlerinden birisi olan yüzey pürüzlülüğü, bakteriyel tutunmayı önemli derecede etkileyen bir faktördür.

Rezin bazlı restoratif materyallerin polimerizasyonlarını takiben, fiziksel özellikleri açısından bitirme / polisaj prosedürleri, en önemli aşamalar arasındadır. Yüzey kalitesinin iyi olması, restorasyonlarda estetik bir sonuca ulaşabilmenin anahtarlarından biridir. Ayrıca restorasyonların görünümü ve ömrünü de etkilemektedir. Bitirme / polisaj prosedürlerindeki temel amaç; restorasyona ideal kontürün verilmesi ve oklüzyonunun iyi olması, sağlıklı bir ara yüzey ve embraşur formunun ve düzgün yüzey / yüzeylerin sağlanmasıdır.

Yüzeylerde zaman içerisinde gözlenen ve istenmeyen değişiklikler nedeniyle; restorasyon çevresinde gingival problemler, restorasyonlarda renk değişikliği ve ikincil çürükler görülebilmektedir. Bitirme / polisaj prosedür uygulamaları ile bu problemlerin önüne geçilebilmektedir. Bununla birlikte bitirme / polisaj prosedürleri için, günümüzde henüz kabul edilmiş olan standart bir metot mevcut değildir.

Rezin bazlı materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin bir diğer kriteri de etkin bir polimerizasyon işleminin sağlanmasıdır. Restoratif materyallerin tam olarak gerçekleşmiş polimerizasyonu; ışık kaynağının tipi, ışık gücü yoğunluğu, dalga boyu, polimerizasyonun yöntemi ve süresi ve materyalden kaynaklanan faktörlerden etkilenmektedir. Rezin bazlı materyallerin polimerizasyonlarında son zamanlarda, halojen ışık kaynaklarının yanı sıra, LED (ışık saçan diyot) ışık kaynakları da sıklıkla kullanılmaktadır. Bu ışık cihazları ile polimerize olan rezin bazlı materyallerin yeterli polimerizasyonlarının gerçekleşip gerçekleşmediği farklı metotlar ile değerlendirilebilmektedir. Direkt yöntemler; uygulaması karışık ve zaman alan, Lazer Raman Spektroskopisi, İnfrared Spektroskopisi gibi yöntemleri içermektedir. İndirekt

yöntemler ise; kazıma, görsel değerlendirme ve yüzey sertlik ölçme yöntemlerini içermektedir.

Yüzey sertliği, uygulamasının diğer yöntemlere göre daha kolay olması ve elde edilen verilerin güvenilir olması dolayısı ile sık tercih edilen bir yöntemdir. Restoratif dental materyalin eğilebilirlik düzeylerini ölçmek için kullanılan biaksiyal fleksural dayanım testleri de klinik çalışmaları destekleyici nitelikteki güvenilir in vitro çalışmalardır.

Çalışmamızın amacı;

Çalışmamızın amaçlarından birincisi, halojen ve LED ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sağlanan ve farklı bitirme / polisaj prosedürleri uygulanan kompozit ve kompomer materyal örneklerinin, yüzey pürüzlülüğü değerlerinin saptanması ve hangi “bitirme ve polisaj prosedürünün” kompozit ve kompomer materyaller için en uygun ve daha pürüzsüz yüzeyi oluşturduğunun belirlenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızın ikinci amacı, halojen ve LED ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sağlanan ve farklı bitirme / polisaj prosedürleri uygulanan kompozit ve kompomer rezin materyallerin yüzey sertliklerine ilişkin değerlerin ölçülmesi ve karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızın üçüncü amacı ise, halojen ve LED ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sağlanan ve farklı bitirme / polisaj prosedürleri uygulanan kompozit ve kompomer rezin materyallerin üç nokta testi kullanılarak, biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin belirlenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

Bilinen en eski dolgu maddesi olan amalgamın, dayanıklı olması, uygulama kolaylığı ve ucuzluğu, diş hekimliği kliniklerinde tercih edilmesinde büyük rol oynamıştır. Fakat renginin estetik olmaması, diş dokularına tutunmasının mekanik olarak gerçekleşmesi, fazla preparasyon gerektirmesi, ısı ve elektriği hızlı iletmesi, gerilim tipi kuvvetlere karşı dayanıksızlığı, korozyonu sonucu dişte renklenmelere yol açması ve yapısında insan sağlığını ve çevreyi etkileyebilen civanın bulunması dezavantajları arasındadır. Bu dezavantajların önüne geçebilmek için araştırmacılar alternatif restoratif materyaller bulmaya yönelmişlerdir (1, 2).

Diş hekimliğinde estetik restoratif materyal olarak geçmişten günümüze kadar; silikat siman, akrilik rezin, cam iyonomer siman ve kompozit rezinler gibi materyaller kullanılmıştır (3, 4).

Silikat simanlar, 1878 yılında geliştirilmiş olan, ilk diş rengindeki estetik dolgu materyalleridir. Yavaş flor salınımı özellikleri sayesinde antikaryojeniktirler. Tamamen inorganik maddelerden oluşan silikat simanların gerilme dirençleri düşüktür. Çiğneme kuvvetlerine karşı dirençsizdirler, translüsent değildirler ve yüzey pürüzlülükleri fazladır. Çürük aktivitesi yüksek bireyler için önerilen bu materyaller, ağız likitleri tarafından eriyebilmeleri ve zamanla pulpal damarlarda harabiyete ve hücre dejenerasyonuna, hatta pulpada aseptik nekrozlara neden olmaları sebebiyle günümüzde artık kullanılmamaktadırlar (1, 3, 4).

Akrilik rezinler, 1930 yılında kullanılmaya başlanmışlardır. İçeriklerindeki esas madde olan organik metil metakrilat, oda sıcaklığında kimyasal yolla polimerize olarak polimetil metakrilat zincirlerini oluşturur. Polimerizasyon büzülmesinin fazla olması ve diş yapısından yaklaşık on kat daha fazla termal boyutsal değişiklikler göstermesi, restorasyon marjineri boyunca istenmeyen interfasiyal aralıklara yol açmaktadır. Bu materyaller günümüzde geçici amaçla kullanılan akrilik veneer kronların onarımında ve bazı protetik işlemlerde kullanılmaktadırlar (4, 5).

2.1. Cam İyonomer Simanlar

2.1.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

1970 yılında, Wilson ve Kent adlı araştırmacılar tarafından tanımlanmış ve 1977 yılında Mc Lean ve Wilson adlı araştırmacılar ise, silikat ve polikarboksilat simanların olumlu özelliklerinin birleştirilmesiyle geliştirmişlerdir (3, 6).

Toz kısmını floro-alüminosilikat cam partikülleri, likit kısmını ise poliakrilik asit oluşturur. Diş sert dokularına kimyasal olarak bağlanabilen, flor salınımı yapabilen, böylece kariyostatik ve antibakteriyel aktivite gösterebilen restoratif materyallerdir. Düşük polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Materyalin termal genleşme katsayısı dentine yakındır. Flor içerikli kaynakların uygulanmaları ile yeniden flor yüklemesi yapılabilen ve biyolojik uyumluluğu iyi olan bu materyallerin, özellikle pedodonti kliniklerinde önemli kullanım alanları vardır (3).

Ancak polimerizasyon işleminde hassas olmaları, renk seçeneğinin olmaması, düşük mekanik özelliklere sahip olmaları ve çalışma sürelerinin hekim tarafından kontrol edilememesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır (6, 7).

2.1.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)

Geleneksel cam iyonomer simanların (GCİS) dayanım özelliklerinin arttırılması amacıyla; rezin içeriğin eklenerek elde edilmişlerdir. Materyalin, % 80'i CİS ve % 20'si rezin bazlı içerikten oluşmaktadır (82, 90, 91). RMCİS'in sertleşme mekanizması, iki ya da üç aşamalı olarak gerçekleşmektedir. İki aşamalı (dual-cure) polimerizasyon mekanizması, RMCİS'deki asit-baz reaksiyonu ile birlikte, HEMA (Hidroksietil metakrilat)'nın sadece ışıkla polimerizasyonu sonucu meydana gelen sertleşmedir. Üç aşamalı (triple-cure) sertleşme mekanizmasında ise materyalin, asit-baz reaksiyonu ile birlikte, HEMA'nın hem ışık hem de kimyasal yolla polimerizasyonu gerçekleşmektedir (3, 8-10).

Rezin modifiye cam iyonmer siman, biyoyumlu, flor salımı yapabilen, diş ile kimyasal bağlanma sağlayabilen ve uygulaması basit materyallerdir. GCİS'lere göre çalışma süresi uzundur ve yüzey sertliği daha fazladır. Fakat RMCİS'in diş dokularına daha zayıf adezyon göstermesi, daha az flor salınımı yapması, daha fazla polimerizasyon büzülmesi görülmesi ve buna bağlı olarak gelişen mikrosızıntı problemleri bu simanın dezavantajlarını oluşturmaktadır (8-12).

2.1.3. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)

1990 yılında, geleneksel kompozitlerin estetik özellikleri ile GCİS'in flor salınımı ve adezyon özelliklerini birleştirerek tasarlanan yeni bir sınıf dental materyal olarak sunulmuştur (13). Üretimlerindeki ilk amaç, diş dokularına asitleme gereksinimi olmadan yeterli bağlanmayı sağlayan bir materyal üretebilmektir (14).

İçeriğinde, genel olarak % 70-80 kompozit rezin ve % 20-30 cam iyonmer bulunmaktadır ancak bu oranlar üretici firmalara göre değişebilmektedir (13). Bu materyaller kompozit rezinlere benzer fiziksel özelliklere sahip olmaları ve kullanım kolaylıklarından dolayı, çocuk diş hekimliğinde geniş kullanım alanına sahiptirler (15).

Kompomerler flor salınımı yapan silikat camlarla birlikte poliasit grupların modifiye edilmesi sonucu oluşan monomerler içermektedirler. Tek pat şeklindedirler ve kaviteye yerleştirildikleri ana kadar asit-baz reaksiyonunun oluşmaması için anhidroz formda hazırlanmışlardır (14, 16). Kompomer restoratif materyaller; polimerizasyonları görünür ışıkla gerçekleşen, kapsül / şırınga formları bulunan ve dişe bağlantısında bonding sistemi gerektiren materyallerdir (17, 18).

Kompomerlerin piyasadaki formlarından olan Dyract (Dentsply, Konstanz, Almanya), üretan dimetakrilat (UDMA) gibi rezinler içermektedir. Bununla beraber, ışık ile polimerizasyonunun sağlanması amacı ile yapısına asidik monomer olan, TCB rezin (Karboksilik asit modifiye dimetakrilat) de ilave edilmiştir (14).

İlave flor salınımı yapabilmeleri amacı ile bazı kompomerlere modifiye monomerler de yerleştirilmiştir. Sertleşme reaksiyonları ışık ile başlamakta ve

materyal su absorbe ettikçe asit-baz reaksiyonu ile devam etmektedir. Su absorpsiyonunun flor transferinde de önemli yeri vardır (4).

Dyract materyalinde sertleşme reaksiyonunun ilk aşaması bağımsız radikal polimerizasyondur. Işık ile polimerizasyon sonrasında ise UDMA ve TCB'nin polimerize olabilen molekülleri bir araya gelerek doldurucu partiküller tarafından güçlendirilmiş üç boyutlu bir ağ oluştururlar (19). Bu aşamada materyal içerisinde su bulunmadığı için TCB molekülleri üzerindeki karboksilat grupları aktif değildir.

Gerçek cam iyonomer restorasyonlardaki asit-baz reaksiyonu su varlığında gerçekleşmektedir. Polimerize matriks içerisine su emilimi ise aylarca sürebilmektedir. Restorasyon içerisine suyun difüzyonu ile stronsiyum fluorosilikat ve polikarboksilat grupları arasında asit-baz reaksiyonu gerçekleşir. Bu reaksiyon sonucunda matriks içerisinde daha fazla çapraz bağlar oluşur ve az miktarda flor salınımı meydana gelir (14).

2.2. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddeleri

Diş hekimliğinde ilk kez 1956 yılında kullanılan, kompozit rezin materyal; epoksi rezin / kuartz / porselen partiküllerinden elde edilmiştir (20). Daha sonra epoksi grupları yerine metakrilat gruplu hibrit bir monomer hazırlanmıştır.

1960'larda büyük doldurucu partiküllü kompozitler kullanımda iken, 1970'li yılların ortalarında küçük boyutlu doldurucu partiküller içeren kompozit rezinler geliştirilmiştir. 1980'li yıllardan itibaren de, doldurucu partikül boyutu küçük olan rezinler ile birlikte, bonding ajanlar da kullanılmaya başlanmıştır (21).

Uzun yıllardan beri, estetik dolgu materyali olarak kullanılan kompozit rezinler ile adeziv teknikler modern diş hekimliğinin temeli haline gelmişlerdir. Kompozitlerin klinik kullanımları, formülasyonlarındaki gelişmelere, bonding işlemlerinin basitleştirilmesine, hastaların artan estetik taleplerine, civa toksisitesine duyulan şüphe nedeniyle amalgam kullanımındaki azalmaya ve bazı hükümet politikalarındaki değişimlere bağlı olarak artmıştır (22).

Kompozit materyale istenilen özellikleri kazandırabilmek amacıyla, birbirinden farklı ve birbiri içerisinde çözünmeyen kimyasal maddeler, fiziksel olarak

kariştirılarak, seçilen materyallerin ortak özelliklerine sahip bir materyal elde edilmektedir (5, 23-25).

Diş hekimliğinde kompozit terimi ilk defa 1962 yılında bir tür akrilik rezin olan Bis-GMA (Bisfenol Glisidil Metakrilat) formülünün tanıtılması ile kullanılmaya başlanmıştır. Organik matriks, inorganik doldurucular ve doldurucular ile organik matriksin bağlantısını sağlayan ara bağlayıcılardan oluşan bir bileşim olarak tanımlanabilmektedir (3, 24, 26, 27).

2.2.1. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Yapısı

Geleneksel kompozit rezinler, silikat cam partiküllerinin akrilik monomer ile karişımından elde edilmiştir. Zaman içerisinde doldurucu oranı, şekli, boyutu, cinsi ve monomer eitleri değiştirilerek geliştirilmiştir. Kompozit resin esaslı dolgu maddelerinin yapısında; organik matriks, ara bağlayıcı ve inorganik doldurucu partiküller bulunmaktadır (3, 4, 28, 29).

2.2.1.1. Organik Matriks

Resin sisteminin klinik performansını ve polimerizasyon derecesini belirlemektedir. Resin sistem: monomer ve ko-monomerler, polimerizasyon başlatıcı-hızlandırıcıları ve inhibitörleri ayrıca ultraviyole (UV) stabilizatörleri içermektedir (3, 27, 30).

Monomer ve Ko-monomerler: Dental materyallerde ilk kullanılan monomerler, metil metakrilat rezinlerdir. Bu rezinler polimerizasyon işlemi sonrasında, polimetil metakrilatı oluştururlar. İlk üretildiği yıllarda protez yapımında kullanılan polimetil metakrilat, daha sonra geliştirilerek indirekt restorasyonlarda kullanılmıştır. (31).

Bowen'in (1962) ortaya koyduğu Bis-GMA, moleküle belirli bir sertlik veren iki fenil grubu ile moleküller arası hidrojen bağlantısını sağladığı düşünülen hidroksil gruplarına sahiptir. Üreticiler viskoziteyi azaltmak için TEGDMA (Trietilen Glikol

Dimetakrilat), EGDMA (Etilen Glikol Dimetakrilat) gibi bir sıvı seyreltici monomer kullanılmaktadırlar (5, 30, 32, 33).

Genel olarak bu seyreltici monomerlerin materyal içeriğindeki oranı arttıkça, materyalde görülen polimerizasyon büzülmesi, marjinal sızıntı riski ve bunlara bağlı olarak gelişen sorunlar da artış göstermektedir (30).

Bis-GMA'nın neden olduğu dezavantajların önüne geçebilmek için yapılan çalışmalar sonucunda; daha iyi özelliklere sahip UDMA geliştirilmiş ve kullanılmaya başlanmıştır (5, 33).

Polimerizasyon Başlatıcı-Hızlandırıcı (İnitiat r / Akseleratör):

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu ışık veya kimyasal reaksiyon yoluyla gerçekleşir. En yaygın kullanılan polimerizasyon Şekli, ışık reaksiyonu ile sağlanan polimerizasyondur. ışık aktivasyonu yaklaşık olarak 465 nm' de, mavi ışık ile gerçekleŐtirilir ve bu da genellikle % 0,1-1 arasında değişen miktarlarda karıŐımına ilave edilen kamforokinon gibi fotosensitizer ile absorbe edilir (4).

Amin ve kamforokinon, kompozit rezin materyal ışığa maruz kalmadığı sürece, oda sıcaklığında oligomer halinde bulunuyorsa stabildir. Kamforokinonun en yaygın fotosensitizer olmasına rağmen, özel estetik uygulamalar için farklı fotosensitizerler de kullanılmaktadır (34-36). Kamforokinon, polimerize edilmemiŐ kompozit rezine hafif sarı bir renk vermektir ve bu renk polimerizasyon esnasında açılmasına rağmen, bazen diş hekimlerinin renk tonlarını uyumlaması esnasında zorluk çekmelerine neden olabilmektedir (4).

Başlatıcı-hızlandırıcı sistemin rolü, sistemi sertleŐmiŐ bir kitle haline getirmek üzere polimerize etmek ve çapraz bağların oluşumunu sağlamaktır (4).

İnhibitörler: Resin bazlı restoratif materyallerin, reaksiyon baŐlatılmadan gerçekleşen polimerizasyonlarının önüne geçmek ve materyalin raf ömrünü arttırmak amacıyla organik matriks içine eklenen fenol türevi bileŐiklerdir (27, 37).

Ultraviyole Stabilizatörler: Artık monomerlerin neden olduğu amin renklenmesinin önüne geçebilmek amacıyla kompozit materyallerin içeriğine eklenmektedir (27).

2.2.1.2. Ara Bağlayıcılar

Kompozit rezinin ideal mekanik özelliklere ulaşabilmesi için, organik rezin matris ve inorganik doldurucu partiküller arasında güçlü bir bağ olmalıdır. Bu bağ; doldurucu partiküllerin silan (**silikon** ve **metan** kelimelerinden oluşturulan) bağlayıcı ajan ile kaplanması ile sağlanmaktadır. Ara bağlayıcılar sayesinde, rezin bazlı materyallerin dayanıklılığının artırılması ve aynı zamanda çözünürlüğünün ve su emiliminin azaltılması sağlanmıştır (38).

Bağlayıcı ajanlar, organik matrisin metakrilat grubu ile kovalent bağ yapmakta ve inorganik doldurucuların su ve hidroksil grupları ile bağ oluşturmaktadırlar (27, 38).

Silan ara bağlayıcılar, silika içerikli inorganik doldurucu partiküllerin bağlantısını olumlu etkilediği için rezin bazlı restoratif materyallerin çoğunda kullanılmaktadırlar (3-5).

2.2.1.3. Dağılmış İnorganik Doldurucular (Dispersed Phase)

Çiğneme esnasında oluşan kuvvetlere karşı yeterli mekanik direncin sağlanması amacıyla, restoratif rezin bazlı materyallere doldurucu ilavesi yapılmaktadır (37).

Rezin içerisine inert doldurucular eklenerek; sertlik, fleksural dayanım ve basınca dayanım gibi mekanik özelliklerin geliştirilmesi amaçlanmıştır. Geliştirilen fiziksel özellikler arasında; polimerizasyon büzülmesinde azalma ve elastisite modülünde artış da yer almaktadır (26, 37, 39).

Kompozit rezin bazlı materyallerde kullanılan doldurucu partiküllerin kimyasal bileşimlerinde, morfolojilerinde ve boyutlarında büyük farklılıklar bulunmaktadır. Materyallerde kullanılan doldurucu partiküllerin çoğu silikon dioksit esaslıdır (3, 37). Bor silikat ve lityum alüminyum silikat ise en sık kullanılan silikatlardır (40). Ayrıca aşınmaya dirençli, radyopak radyografik görüntü veren rezin bazlı materyaller elde etmek amacıyla; stronsiyum, baryum gibi iyonlar da eklenebilmektedir (24).

İnorganik doldurucu partikül içeren restoratif materyaller, akrilikler gibi doldurucu içermeyen materyallere göre daha iyi fiziksel ve mekanik özellikler sergilemektedirler (21).

Mikrodoldurucular olarak da bilinen kolloidal silika partiküllerinin sorunu ise, materyalin mekanik özelliklerinin zayıflamasına neden olmalarıdır. Mekanik özellikleri iyileştirmek için, ticari mikrodoldurucular, genellikle önceden polimerize edilmiş rezin partiküller ile karıştırılmaktadırlar (41).

Doldurucu partiküllerin oranlarının ifadesi; hacim veya ağırlık yüzdeleri şeklinde olabilmektedir. Ancak genellikle birim olarak, ölçümleri ve formülasyonları daha kolay ifade edilebildiğinden, ağırlık yüzdesi kullanılmaktadır. Doldurucuların inorganik yapı içerisindeki hacim ve ağırlık yüzdelerinin bilinmesi, fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde önem taşıyan faktörler arasındadır (24).

Son yıllarda estetik materyallerdeki gelişmelerle, rezin bazlı materyallerin inorganik yapısını oluşturan doldurucu partiküllerde de gelişmeler sağlanmıştır. İlk üretilen kompozit rezinlerin partikül büyüklüğü ortalama 25-30 µm arasında iken, günümüzde 0,01-3 µm'ye kadar küçültülmüştür. Bu sayede inorganik doldurucuların toplam ağırlıktaki oranlarının artması sağlanmıştır. Daha küçük partiküllerin daha yüksek oranda kullanılması materyalin mekanik özelliklerini arttırmakta, ısıl genişmeyi ve su emilimini ise azaltmaktadır (24).

Partikül büyüklüğü 0,6-1,4 µm olan 2 tip nanodemet geliştirilmiştir. Tiplerden biri gevşek bağlı silika partiküllerinden oluşur ve yarı saydam renk tonlarında kullanılmaktadır. Diğer tip ise, radyopak olan ve mine, gövde ve dentin tonlarında kullanılan zirkon / silika partiküllerden oluşmaktadır (41).

Rezin bazlı materyallerde doldurucu partikül oranlarının artırılması, birçok mekanik özelliğin geliştirilmesini sağlamış, ancak doldurucuların yüzey alanının artması, karışımın akıcılığının azalmasına neden olmuştur. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü, rezin bazlı materyallerin bitirme / polisaj prosedürleri sonrasında elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerini de etkilemektedir. 0,01-1 µm arasında partikül büyüklüğüne sahip rezin materyallerde, polisaj işlemleri sonrasında daha pürüzsüz yüzeyler elde edilirken, doldurucu partikülleri 10 µm' den daha büyük olan rezin bazlı materyallerde yüzey pürüzlülüğü değerleri artmaktadır. Pürüzlü yüzeyler, plak tutulumuna neden olarak ağız hijyenini etkilemektedirler. Ayrıca ışığın yansımaları

da etkileyerek restorasyonlarda renklerin farklı algılanmasına da neden olabilmektedirler (3, 24, 26, 27).

2.2.2. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddelerinin Sınıflandırılması

Dental kompozitler, inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüklerine, materyal içindeki dağılımlarına, eklenen partiküllerin homojenitesine, polimerize edilme yöntemlerine ve yoğunluklarına göre sınıflandırılabilirler (3). Ancak, materyal özellikleri halen gelişmekte olan kompozit rezinler için tek bir sınıflandırma yapmak imkansızdır. Günümüzde bu sınıflandırmalar çeşitli araştırmacılara göre farklılıklar göstermektedir (23, 24, 26).

Bu sınıflandırmalardan birkaçı şu şekildedir;

2.2.2.1. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddelerinin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğündeki Dağılıma Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinler için sınıflandırma yöntemlerinden biri, materyale eklenen inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğündeki dağılıma göre yapılmaktadır. Ve şu şekildedir;

2.2.2.1.1. Homojen Dolduruculu Kompozitler

Aynı büyüklüğe sahip doldurucu partikülleri içeren kompozitlerdir. 50-100 μm aralığında partikül içeren megafil, 10-100 μm aralığında partikül içeren makrofil, 1-10 μm aralığında partikül içeren midifil, 0,1-1 μm aralığında partikül içeren minifil, 0,01-0,1 μm aralığında partikül içeren mikrofil, 0,01 μm 'den daha düşük partiküller içeren nanofil doldurucu kompozitler olarak sınıflandırılmaktadırlar. Makrofil ve midifil doldurucu kompozitler, geleneksel kompozitler olarak da adlandırılabilirler (3, 24).

2.2.2.1.2. Hibrit Dolduruculu Kompozitler

Farklı büyüklükteki inorganik doldurucu partiküllerin kullanıldığı kompozitlerdir. Doldurucu partikül büyüklüğü makrofil (10-100 μm) rezinlerden daha küçük, miktarı ise mikrofil (0,01-0,1 μm) rezinlerden daha fazladır.

Midifil hibrit dolduruculu kompozitler: Doldurucu büyüklükleri 1-10 μm arasındadır. Çiğneme kuvvetlerine karşı dirençlidirler ve estetik üstünlükleri vardır. Bitirme ve polisaj işlemleri minifil dolduruculu hibrit kompozitler kadar iyi olmadığı için daha çok arka grup dişlerin restorasyonlarında tercih edilmektedirler.

Minifil hibrit dolduruculu kompozitler: Doldurucu büyüklükleri 0,01-1 μm arasındadır. Estetik üstünlükleri ve çiğneme kuvvetlerine karşı dirençleri iyi olduğundan hem ön grup hem arka grup dişlerin restorasyonları için kullanılabilirler (3, 24).

2.2.2.1.3. Heterojen dolduruculu kompozitler

Heterojen kompozitler, polimerizasyon işlemi gerçekleştirilmiş mikrofil rezin partiküllerin öğütülmesi ile üretilmektedir. Midifil, minifil, mikrofil doldurucular olarak sınıflandırılmaktadırlar (24).

2.2.2.2. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin İnorganik Doldurucu Partikül Boyutlarına ve Miktarlarına Göre Sınıflandırılması

Kompozit materyallerin en yaygın kullanılan sınıflandırılmaları doldurucu partikül boyutuna ve miktarına göre yapılan sınıflandırmalardır (Tablo 1) (23).

Tablo 1. Resin bazlı kompozitlerin doldurucu partikül boyutlarına göre sınıflandırılması

Resin kompozitin tipi	İnorganik doldurucu büyüklüğü	İnorganik doldurucu oranı (ağırlık olarak)
Megafil	50-100 µm	
Makrofil	10-100 µm	% 70-80
Midifil	1-10 µm	% 70-80
Minifill	0,1-1 µm	% 75-85
Mikrofil	0,01-0,1 µm	% 35-60
Hibrit	0,04-1 µm	% 75-80
Nanofil	0,005-0,01 µm	

2.2.2.3. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması:

Yapılarını büyük oranda monomer ve ko-monomer şeklindeki dimetakrilatların oluşturduğu kompozitlerin tam polimerizasyonu, monomerlerin polimerlere dönüşüm derecesi ile belirlenir. Kompozitin dönüşüm derecesini etkileyen faktörler Tablo 2' de gösterilmektedir (42).

Monomerlerin yapısında bulunan karbon karbon çift bağları polimerizasyon esnasında açılır ve monomerler, yapısında açığa çıkan bağlarla polimer zincirleri oluştururlar (43). Dönüşüm tam gerçekleşmediği durumlarda polimerizasyon büzülmesi ortaya çıkmaktadır. Kompozit materyalde meydana gelen polimerizasyon büzülmesi; % 1,35 ile % 7,1 arasında değişmektedir (42).

Günümüzde üretici firmalar; polimerizasyon büzülmesini en aza indirgeyebilen ve monomer dönüşümünü en iyi biçimde sağlayabilen ışık kaynakları ile fonksiyonel ve estetik sonuçları iyileştirilmiş kompozit materyallerin geliştirilmesine odaklanmışlardır (43, 44).

Tablo 2. Kompozit rezinlerin polimerizasyon sürecini etkileyen faktörler (43)

Faktör	Klinik Yansımaları
Işık uygulama süresi	Rezinin rengi, ışığın yoğunluğu, kavitenin derinliği, rezinin kalınlığı ve ışığın diş dokularından geçişi ışık uygulama süreleri için önemli faktörlerdir.
Rezin şekli	Daha koyu renkli kompozitler, açık tonlu kompozitlere göre daha uzun sürede olmaktadır.
Isı	Kompozit oda sıcaklığında daha hızlı ve kütleli polimerize olmaktadır.
Rezin kalınlığı	Optimum kalınlık 1-2 mm' dir.
Doldurucu tipi	Doldurucu partikül boyutu küçük olan kompozitlerin polimerizasyonları, doldurucu partikül boyutu daha büyük olan kompozitlere göre daha zor olduğu bildirilmiştir.
Rezin ve ışık arasındaki mesafe	Işık cihazının ucunun konumu; mümkün olduğunca restorasyon yüzeyine dik olacak şekilde (90°) konumlandırılmış olmalı ve ışık ucu ile restorasyon yüzeyi arasındaki optimal mesafe; <1 mm olmalıdır.
Işık kaynağının kalitesi	Görünür ışığın dalga boyu 400-500 nm arasında olmalıdır. Posterior kavitelere ilk uygulanan kompozit tabakasına 400 mW / cm ² ışık ulaşabilmesi için, ışık cihazı gücünün yoğunluğunun 600 mW / cm ² olması gerekmektedir.
Polimerizasyon bütülmesi	Organik faz miktarına bağlıdır.

2.2.2.3.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Reziner

İlk üretilen kompozitler kimyasal olarak aktive olan kompozitlerdir. Polimerizasyonları kimyasal olarak sağlandığı için bu adı almışlardır. Otopolimerizan kompozit rezinler olarak da bilinirler. Genellikle baz ve katalizör olmak üzere iki pat halinde bulunurlar.

Her iki patın (pat+pat / pat+likit / toz+likit) eşit miktarı üreticinin önerdiği süre içinde karıştırılır. Patlar karıştırıldığı anda amin, elektron kaynağı olarak görev yaparak benzoil peroksit ile reaksiyona girer ve serbest radikalleri oluşturur. Böylece polimerizasyon başlamış olur. Patlarda görülebilen farklılıklar % 30 oranını geçmemesi şartı ile kompozitin özelliklerinde önemli değişikliklere yol açmadığı belirtilmiştir (5, 23). Polimerizasyonu kimyasal olarak gerçekleşen kompozitlerde karşılaşılan olumsuzluklardan başlıcaları; patların karıştırılması sırasında istenmeden hava kabarcıklarının oluşturulması ve bu hava kabarcıklarının materyalde pörozlü yüzeylere neden olması, çalışma zamanlarının hekimin kontrolünün dışında olması ve amin renklenmesinin görülmesidir (5, 23, 37).

Karıştırılma oranları, çalışma zamanını ve polimerizasyon büzülmesini etkilemektedir. Polimerizasyon reaksiyonu ortam ısısına bağlı olarak başlar ve kavitenin en derin bölgesinden kavitenin merkezine doğru bir büzülme görülür (23).

Günümüzde pek kullanılmamakla birlikte genellikle servikal lezyonlarda, kök çürüklerinde, kama şeklindeki defektlerde kullanılabilirler. Stres altındaki bölgelerde kullanımları önerilmemektedir (3).

2.2.2.3.2. Ultraviyole Işık ile Polimerize Olan Kompozit Reziner

1970'lerde piyasaya sürülmüşlerdir. Kimyasal başlatıcılara gerek kalmaksızın, 320-365 nm dalga boyuna sahip ultraviyole ışık ile aktivasyonla benzoin metileter, serbest radikallere dönüşebilmektedir. Bu tip kompozitlerde polimerizasyon derinliği yetersizdir, polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesine bağlı olarak, mekanik olarak dayanımları düşüktür ve pulpada istenmeyen histopatolojik değişikliklere sebep olabilmektedirler. Ultraviyole ışık, hekim, hasta ve yardımcı personel için deri, retina, lens ve çevre dokular üzerinde, fototoksik etkiler gibi özelliklerinden dolayı kullanımları önerilmemektedir (4, 5, 45, 46).

2.2.2.3.3. Görünür Işık ile Polimerize Edilen Kompozit Rezinler

Fotopolimerizan kompozitler ya da ışıkla aktive olan rezinler olarak da isimlendirilmektedirler. Aktivatör ve reaksiyon başlatıcıları, polimerizasyonu kimyasal yolla olan kompozitlerden farklıdır (23).

450-500 nm dalga boyuna sahip ve minimum $300 \text{ mW} / \text{cm}^2$ ışık gücü yoğunluğunda görünür mavi ışık ile polimerize olurlar. Materyalin yapısında en sık kullanılan aktivatör madde kamforokinondur. Işığın etkisiyle kamforokinon harekete geçmekte ve ortamda serbest radikaller oluşmaktadır. Tek tüp içinde polimerizasyon başlatıcılar ve hızlandırıcılar birlikte bulunmasına rağmen, polimerizasyon ışık uygulanmadan başlamamaktadır. Ancak güneş ışığından korumak amacı ile, kompozit materyal opak ya da siyah renkli tüpler içinde muhafaza edilmeli ve tüplerin ağzı sıkıca kapalı tutulmalıdır (5, 24, 47).

Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerin avantajlarından bazıları şu şekildedir; tek pat şeklindedir ve karıştırma işlemi gerektirmez, hava kabarcığı oluşumu ihtimali azdır, polimerizasyon reaksiyonu hekim kontrolündedir, renk yelpazesi daha geniştir ve ultraviyole ışık ile polimerize olan kompozitlere göre renk stabiliteyi daha iyidir (3, 23).

2.2.2.3.3.1. Görünür Işık Polimerizasyon Kaynakları

Piyasada zaman içerisinde kompozit sistemlerin yanısıra, ışık kaynaklarının çeşitliliğinde de artış görülmüştür (48). Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan ışık kaynakları; Kuartz Tungsten Halojen (QTH), Lazer, Işık Saçan Diyotlar (LED) ve Plazma Ark ışık kaynaklarıdır (49, 50).

Işık kaynakları temel olarak; ana kutu, ışık kaynağı, belirli dalga boylarındaki ışığın geçişini sağlayan filtreler, ışığı uygulama bölgesine dağıtacak fiber optik ışık iletici ve polimerizasyon süresini gösteren bir zaman göstergesinden oluşmaktadır. Tabanca şeklindeki ışık kaynaklarının, çeşitli çap ve eğimlerde, değiştirilebilir ışık uçları mevcuttur. Farklı şekilde dizayn edilen diğer tip ışık kaynaklarında ise, en önemli dezavantaj; oldukça pahalı olan fiber optik kablonun zarar görmesiyle, enerji

yoğunluğunun azalması ve buna bağlı olarak ışık kaynağının etkinliğinin düşmesidir (5, 51-53).

- **Quartz Tungsten Halojen Işık Kaynakları:**

Ürettikleri ışığın sadece küçük bir bölümü kompozitlerin polimerizasyonu için gerekli olan mavi ışığı içerdiğinden, üretilen ışığın geri kalanı filtre edilerek ısı enerjisine dönüştürülür. Bu nedenle elde edilen enerjinin büyük bir kısmı kullanılamamaktadır.

Yükselen ısının fan yardımıyla düşürülmesi gerekmektedir. Fazla enerji gereksiniminden başka, fanın bir diğer dezavantajı da çıkardığı sesidir. Ayrıca çalışan fanlar, ortamda bulunan mikroorganizmaları hastaların ağzına üflebilirler ve bu durum hijyenik olmayan çalışma koşullarına neden olabilmektedir. Havalandırma kanalları ise bu tür cihazların kontaminasyonuna yol açmaktadır ve dezenfekte edilmeleri güçtür (54).

- **Işık Saçan Diyotlar (LED)**

Günümüzde piyasada bulunan LED ışık kaynaklarının ışık gücü yoğunluğu, halojen ışık kaynaklarına oldukça benzerdir. Ancak çalışmalar, ışık kaynağı kalitesinin yalnızca, ışık gücü yoğunluğundan kaynaklanmadığını, başlatıcı sistemin ışığı absorpsiyonunun da hesaba katılması gerektiğini göstermektedir. Bu nedenle ışık kaynağının performansında en önemli belirleyici faktör, spektrum yayılımının belirlenmesidir. LED ışık kaynaklarından yayılan foton, halojen ışık kaynağından yayılan fotona göre kamforokinon tarafından daha hızlı absorbe edilir. Bunun nedeni, ışık kaynağının optimum emisyon spektrumunun, 440 ile 480 nm arasında olması ve benzer şekilde kamforokinon ışık absorpsiyon eğrisinin de, 360 ile 520 nm aralığında değişmesi ve 465 nm' de tepe noktasına ulaşmasıdır (43, 44).

2.2.2.3.4. Lazer Işığı ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler:

Görünür ışık kaynaklarına kıyasla argon lazer ışık kaynaklarında, kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi, lazer ışığının rezine homojen penetrasyonu

nedeniyle daha azdır. Ayrıca lazer ışığı ile polimerize olan kompozit rezinlerde daha yüksek sertlik değerleri elde edildiği, aynı zamanda mineye bağlanma kuvvetinin de arttığı bildirilmiştir (55).

Argon lazer ışık kaynaklarının, diğer ışık kaynaklarına göre daha kalın kompozit katmanlarının polimerizasyonunu sağlayabildiği bildirilmiştir (55, 56).

Lazer ışık kaynaklarının avantajları; ışık kaynağından yayılan gücün bütün doğrulardan yayılmayıp çok dar bir ışık demeti içerisinde yoğunlaşarak, aynı dalga boyunda ve tek yönde yayılması, ışıkların tek renkte, aynı frekans ve enerjide olması, birbirlerine paralel olmaları ve bir yöne odaklanarak son derece şiddetli bir ışınım yapabilmeleridir (57).

Teknolojisinin karışık, enerji dönüşümü sırasında enerji kaybının çok olması ve pahalı olmaları nedeniyle, klinisyenlerin çoğu tarafından lazer ışık kaynakları, restoratif materyallerin polimerizasyonları için pratik ve ekonomik bulunmamaktadırlar (49).

2.2.2.3.5. Hem Kimyasal Hem Görünür Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler (Dual Cure Kompozitler)

İkili pat sistemi şeklinde üretilmektedirler. Karıştırıldıktan sonra polimerizasyon ışık kaynağı ile gerçekleşmeye başlar, ışığın polimerizasyonu başlatamadığı bölgelerde 8-24 saat içinde polimerizasyon kimyasal olarak ve ışıkla polimerizasyon hızından çok daha yavaş bir şekilde tamamlanır (4, 24).

Genellikle yapıştırma materyali olarak kullanılmaktadırlar. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesinden endişe edilen, 2 mm' den daha kalın olan rezin kompozit tabakalarının uygulanmaları sırasında ve ışık cihazı ucunun girişinin zor olduğu interproksimal alanlarda kullanım endikasyonları vardır (3).

2.2.2.4. Günümüzde En Çok Kullanılan Kompozitler

2.2.2.4.1. Hibrit Kompozit Rezinler

Hibrit kompozitlerin partikül büyüklükleri 0,6 ile 1 µm arasında değişmektedir. Toplam içeriğin % 60' ını veya daha fazlasını oluşturan 0,04 µm büyüklüğündeki koloidal silika doldurucular, farklı kompozisyon ve boyutlarda cam partiküllerden oluşan inorganik faz içerisine eklenerek, güçlendirilmiş polimer grupları oluşturulmaktadır. Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan kompozitlerin büyük çoğunluğunu oluşturmaktadırlar. Doldurucu partikül büyüklükleri makrofil kompozitlere kıyasla küçük boyutlu olan, doldurucu partikül miktarları ise mikrofil kompozitlere kıyasla daha fazla olan kompozitlerdir. Fiziksel ve mekanik özellikleriyle makrofil ve minifil kompozitlere, yüzey polisaj özellikleri ile de mikrofil kompozitlere benzemektedirler (3, 24).

Geniş renk yelpazesinin bulunması, diş yapısını taklit edebilme kabiliyetleri, daha az polimerizasyon büzülmesi ve düşük su absorpsiyonu göstermeleri, uygun yüzey özellikleri ve daha iyi polisaj yapılabilme yetenekleri, diş yapılarına benzer şekilde aşınma göstermeleri ve termal genleşme katsayısına sahip olmaları, hem ön hem de arka bölgedeki dişler için kullanımlarının uygun olması ve farklı tonlarda ve farklı derecelerde opaklık ve yarı saydamlık gösterebilmeleri, diş hekimliği kliniklerinde sık olarak kullanılabilmelerini sağlamıştır (58). Bu tip hibrit kompozitlere örnek olarak; Brillant (Coltene), Herculite XRV (Kerr), TPH (Dentsply), Charisma (Heraeus Kulzer) gösterilebilir.

2.2.2.4.2. Akıcı Kompozit Rezinler

İnorganik doldurucu yüzdeleri daha düşüktür ve buna bağlı olarak düşük viskozite gösterirler. Geleneksel kompozit rezinlerden daha akışkandır ve kavite duvarlarına adaptasyonları daha iyidir. Başlıca avantajları; yüzeylerdeki düzensiz

alanlara yeterince nüfuz edebilmeleri, dış yüzeylerini yeterli miktarda ıslatabilir olmaları, inkremental tekniğin uygulanabilir olması ve bu sayede stres dağılımının daha eşit olması, radyopak olması ve farklı renklerinin mevcut olmasıdır (59).

Hibrit kompozitlerle karşılaştırıldıklarında; polimerizasyon büzülmesi ve aşınma oranlarının artmış olması ve zayıf mekanik özellikler göstermeleri dezavantajları arasındadır (3, 4, 60, 61).

Viskoziteleri, biyouyumlulukları, kıvamaları ve suya dayanıklı olmaları sayesinde fissür örtücü olarak ya da aşırı küçük kavitelerde restorasyon materyali olarak önerilmektedirler (62). Akışkan kompozitler; kompozit rezinlerin polimerizasyonları sonrasında gözlenen mikro aralıkların ve stresin potansiyel zararlı etkilerinin azaltılabilmesi amacıyla, direkt kompozit restorasyonlarda kaide materyali olarak da kullanılabilirler (3, 63).

2.2.2.4.3. Bulk-Fill Kompozit Rezinler

Işık kaynakları ile polimerizasyonları gerçekleştirilen rezin bazlı materyaller ile ilişkili sorunlardan biri, polimerizasyon derinliğinde sınırlama ve yetersiz polimerizasyon riskidir (64). Polimerizasyon işlemi görünür ışığın materyal içerisinde nüfuz ettiği alan kadar sağlanmış olacaktır (65, 66). Yetersiz polimerizasyon, rezin materyallerin fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerinde azalmaya yol açabileceği gösterilmiştir (67, 68). Bulk-fill kompozit rezinler, bu sorunun giderilebilmesi amacıyla, inkremental teknik yerine 4-6 mm' ye kadar polimerize edilebilen bulk-fill tekniği (kütlesel teknik) ile uygulanabilecek şekilde üretilmişlerdir. Bulk-fill kompozit rezinler, son yıllarda diş hekimliği kliniklerinde sık kullanılan materyaller arasındadır (64, 69).

Bulk-fill rezin kompozitler; nanohibrit ve mikrohibrit rezin bazlı kompozit rezinlere benzeyen fleksural dayanım değerleri gösterirken, akıcı kompozitler ile kıyaslandıklarında, önemli oranda daha yüksek değerlere sahip oldukları bildirilmiştir. Bulk-fill, hibrit ve akıcı kompozitlerin; elastisite modülü, iz bırakma modülü ve Vicker's sertlik değerleri arasındaki benzerliklere bakıldığında ise, Bulk-fill rezin kompozitlerin ve akıcı kompozitlerin benzer şekilde performans sergiledikleri, buna

karşılık her iki tip kompozitin de, nanohibrit ve mikrohibrit rezin bazlı kompozitlere kıyasla, oldukça düşük “creep direnci (akmaya karşı gösterilen direnç)” gösterdikleri belirtilmiştir (69, 70).

2.2.2.5. Kompozit Rezinlerle İlgili Son Gelişmeler

2.2.2.5.1. Ormoserler:

Kompozit rezin materyallerin organik matriksini oluşturan Bis-GMA formundaki dimetakrilatların temel yapısında son 30 yılda herhangi bir önemli değişiklik yapılmamıştır. 1998 yılında ise, seramiklerin organik modifikasyonu yapılarak, **ormoser** (**organik-modifikasyon-seramik**) materyalleri üretilmiştir. Ormoserlerin mekanik özelliklerinin rezin materyallere kıyasla daha iyi olduğu bildirilmiştir. Definite (Degussa AG, Hanau, Germany), bu tip kompozitlere örnek olarak gösterilebilir (3, 31, 71).

2.2.2.5.2. İyon Salabilen Kompozitler:

Geliştirilmiş olan bu kompozitlerin en önemli avantajı restorasyon çevresindeki pH değişikliklerine göre; flor, hidroksil ve kalsiyum iyonlarının salınımını yapabilme yetenekleridir. Bakterilerin üremesini inhibe etmek, asidik ortamın tamponlanarak demineralizasyonun azaltılması ile ikincil çürüklerin önüne geçilebileceği umulmuştur. Ancak bu beklentileri tam olarak karşılayamadığı için klinik uygulamalarda çok kullanılmamaktadır. Ariston pHc (Vivadent), iyon salan kompozitlere örnek olarak gösterilebilir (3).

2.2.2.5.3. Nanodolduruculu Kompozitler:

Mikrofil kompozit materyallere benzer polisaj uygulanabilme ve hibrit kompozitlere benzer mekanik dayanım ve aşınma direnci gibi özelliklerin birleştirilmesi amacıyla üretilmişlerdir (41, 72, 73).

Partikül büyüklükleri, 0,1-100 nm arasında değişmektedir. Nanodoldurucuların üretim işlemleri diğer geleneksel partiküllerin üretim şekillerinden farklılıklar göstermektedir. Nanodoldurucu teknolojisi ile molekülün moleküle ilavesi şeklinde, dev moleküler yapılar meydana getirilir ve bu yapılar dental kompozitler için uygun, nano boyutlu dolduruculara dönüştürülürler. Sol-jel işlemiyle üretilen bu izole nanopartiküller, organik matrikse ilave edilerek, geleneksel cam dolduruculara oranla daha fazla doldurucu yüklenmesine de olanak verirler (73).

Bu özellikteki doldurucular, maddenin katı halinden çok sıvı haline benzemektedirler. Bu partiküller geleneksel doldurucular gibi matriksi kalınlaştırmazlar. % 50 oranına kadar nanodoldurucu ilave edildiğinde bile, hala saf ve doldurulmamış rezinlerin viskozitesine benzer kompozit rezinler elde edilebilmektedir (74).

2.3. Kompozit ve Kompomer Restorasyonlarda Bitirme / Polisaj İşlemleri

Restorasyon kalitesini, kompozit ve kompomer materyallerin yapısal özellikleri haricinde, uygulanan bitirme / polisaj işlemleri de etkilemektedir. Uygun bitirme / polisaj prosedürleri; restorasyonların ömrünü ve estetik görünümünü arttırmakta, yumuşak dokuların sağlığını ve restorasyonların kenar bütünlüğünü sağlamaktadırlar. Bitirme / polisaj prosedürü uygulanmamış restorasyonlarda, plak tutulumu artmakta ve devamında, gingival ve periodontal problemlere, yüzey renklenmelerine ve ikincil çürüklerin görülmesine neden olabilmektedirler (75-83). Ayrıca bitirme / polisaj prosedürü uygulanmamış restorasyonlarda; meydana gelen aşınma oranlarında da artış görüldüğü bildirilmiştir (78, 84).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonları esnasında oluşan serbest radikaller, atmosferdeki oksijenle etkileşime girerek; materyalin yüzeyinde dokular için zararlı, mekanik özellikleri zayıflatan ve düzenli olmayan “**oksijen inhibisyon tabakası**” meydana getirmektedir. Bu nedenle restoratif materyal yüzeyinde oluşan oksijen inhibisyon tabakasının kaldırılması amacı ile bitirme / polisaj prosedürlerinin mutlaka uygulanması gerektiği bildirilmiştir (77, 78, 85).

Kompozit rezinlerde bitirme ve polisaj işlemleri, biçim ve işlevleri farklı alet ve frezler kullanılarak çeşitli aşamalarda yapılabilmektedir. Bunlar: kaba (ön) bitirme, ince bitirme, düzeltme ve son polisaj aşamalarıdır (3).

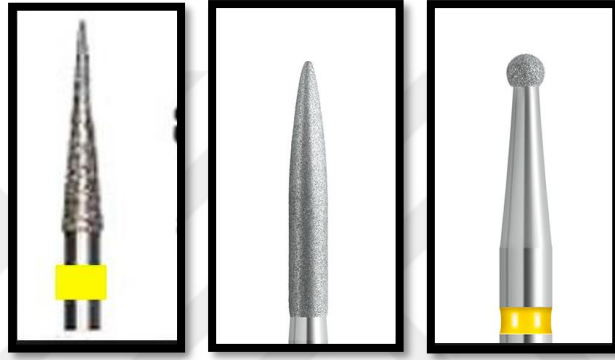
Kaba (ön) bitirme işleminde, 12 bıçaklı tungsten karbid (Resim 1) bitirme frezleri, ince bitirme işleminde, 30 bıçaklı tungsten karbid ve ince grenli (15 µm) elmas bitirme frezleri kullanılır. Düzeltme aşamasında; taşlar (mölet), aşındırıcı ile kaplanmış diskler, bantlar, zımparalar, lastikler (sert, yumuşak ve bitirme lastikleri gibi) ve polisaj patları kullanılabilir. Bitirme ve polisaj işleminde kullanılan alet ve frezler, kavitenin şekline, kenar fazlalık miktarına, yüzeyin özelliğine ve kompozit türüne göre seçilmelidir. Fasiyal yüzeylerde alev uçlu, lingual yüzeylerde ise küre veya lobut biçimindeki frezler düşük devirde, basınç uygulamadan hafif darbelerle kullanılmalıdır. Kompozit bitirme frezleri küçük grenli olmakla birlikte yine de aralarında kaba, orta, ince olarak ayrılmaktadır (3).

Bitirme / polisaj işlemlerinden sonra restorasyon / diş tekrar dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir. Proksimal yüzeyler; göz, sond veya diş ipi ile kontrolü yapılarak, bitirme işlemleri tekrar gözden geçirilmelidir (3, 83).



Resim 1. Genel olarak bitirme işlemlerinde kullanılabilen tungsten karbid frezler

Bitim için kullanılan elmas frezler (Resim 2), rezin bazlı restoratif materyallerin şekillendirilmesi ve yüzeylerin pürüzlerinin giderilmesi amacıyla kullanılmaktadırlar (83). Ancak frezlerinin üzerinde yer alan elmas partiküllerinin kuvvetli aşındırma gücü nedeniyle, mikroskopik düzeyde de olsa, materyalde pürüzlü bir yüzey oluşabilmektedir. Bu nedenle rezin restorasyonlarda, elmas bitirme frezlerinin kullanımlarının arkasından, genellikle aşındırıcı ile kaplanmış diskler, polisaj lastikleri gibi diğer bitirme / polisaj materyallerinin de kullanılmaları gerekmektedir (3).



Resim 2. Genel olarak bitirme işlemlerinde kullanılabilen bitim elmas frezleri

Disk ve arayüz zımparaları, plastik veya polimerden oluşan ince bir materyal üzerine, sıklıkla alüminyum oksit içeren, aşındırıcı partiküllerin yapıştırılması ile üretilmektedirler. Bu tabakanın ince olması sebebiyle tek kullanımlıktırlar. Bu materyallere örnek olarak; Sof-Lex System (3M / ESPE), FlexiDisc (Cosmedent), OptiDisc (Kerr Corporation) ve Super-Snap (Shofu) (Resim 3) gösterilebilir (83, 86).



Resim 3. Genel olarak bitirme işlemlerinde kullanılabilen Super-Snap Rainbow Polısaj Teknik Kiti

Taşlar, restorasyonun bitirme ve şekillendirme işlemlerinde kullanılmaktadırlar. Aşındırıcı partiküllerin yapıştırılması ve organik rezin ile bağlanmasıyla üretilirler ve kesme ve aşındırma yeteneği elmas frezlere göre daha düşüktür. Aşındırıcı partikülün çeşidine göre, taşların büyüklükleri ve renkleri de değişmektedir. Örneğin, dental metallerin parlatılmasında kullanılan yeşil taşlar, silikon karbid içeren ve amalgam ve metal içerikli dental restoratif materyallerin polisajları için kullanılabilen pembe taşlar ve alüminyum oksit içeren ve kompozit rezin restorasyonlarda bitirme işlemi için kullanılan beyaz taşlar (Resim 4) gibi (83).



Resim 4. Genel olarak bitirme işlemlerinde kullanılabilen yeşil, beyaz ve pembe taşlar

Polisaj lastikleri (Resim 5), aşındırıcı partiküllerin, elastik ve sert olmayan bir matrikse ilave edilmeleri ile elde edilirler (83). Bitim elmas frezlerin kullanılmasının ardından uygulanmaları önerilmektedir. Astropol (Ivoclar Vivadent), Flexicups (Cosmedent), Identoflex (Kerr Corporation) ve OneGlass Refill Midi (Shofu) piyasadaki bulunan örneklerindendir (3).



Resim 5. Genel olarak bitirme işlemlerinde kullanılabilen polisaj lastikleri

Aşındırıcı içeren polisaj patlarının içeriğinde, Al_2O_3 veya elmas partikülleri bulunmaktadır. Bu patlar uygulanırken, aplikatör olarak yumuşak keçe gibi aşındırıcı içermeyen malzemelerin kullanılması gerektiği bildirilmiştir (75).

2.4. Yüzey Analiz Yöntemleri

Rezin bazlı materyallerin polimerizasyon derecelerinin ve yüzey analizlerinin değerlerinin ölçülmesinde, direkt ve indirekt metotlar kullanılabilir. Direkt metotlar arasında; “**İnfrared Spektroskopi (87), Laser Raman Spektroskopi (66, 88), Elektron Spin Rezonans (89), Fourier Transform Infrared Spektroskopi (FTIR) (90-92) ve Kromatografi (93)**” yöntemleri bulunmaktadır. İndirekt metotlar ise “**Scraping (Kazıma) ve Penetrometre Testi (94), “Görsel İnceleme” (95) ve “Yüzey Sertliğini” (96)** içermektedir.

Direkt metotlar, polimerizasyon reaksiyonları esnasındaki karbon çift bağların dönüşüm yüzdesini ve artık monomerlerin miktarını belirleyen yöntemlerdir (91). Ancak uygulamalarının karışık olması, maliyetinin yüksek olması gibi nedenlerden dolayı rutin kullanıma girememişlerdir (97).

Yüzey yapısının analiz edilmesinde; farklı yüzey özelliklerini değerlendiren yöntemlerden yararlanılabilmektedir. Yüzey özelliklerini değerlendiren yöntemlerinden ikisi “**Yüzey Sertlik Analizi**” ve “**Yüzey Pürüzlülük Analizi**” yöntemleridir.

2.4.1. Yüzey Sertliği Analizi

Materyallerin yüzey sertliği; materyalin diğer mekanik özellikleri ile direkt bağlantılıdır (75).

Yüzey Sertlik Testleri, Amerikan Dental Association (ADA) ve International Organization For Standardization (ISO) tarafından geliştirilen standartlara göre üretilen dolgu materyalleri için uygulanabilir olduğu bildirilmiştir (98).

Yüzey Sertlik Testleri, materyallerin plastik deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır ve yüzeylerin karakterizasyonu ve analizi için en sık kullanılan yöntemlerden birisidir. Yüzey sertlik ölçümü, standart ve deforme olmayan bir batıcı ucun malzemeye batırılmasına karşı, materyalin gösterdiği direncin ölçülmesi prensibine dayanmaktadır (80, 99). Belirli bir zaman süresince ve belirli bir

yük altında, materyale batırılan bilye, piramit veya koni biçimindeki batıcı uçların numune üzerinde bıraktığı kalıcı izin boyutlarının ölçülmesi ile yüzey sertliği değeri elde edilir (49).

Temel olarak çok küçük numunelerin ve ince materyallerin sertliklerinin ölçülmesi için elverişli olan mikrosertlik yöntemleri, “**Vicker’s**” ve “**Knoop**” mikrosertlik ölçme yöntemleridir. Bu yöntemler arasındaki fark, aygıtların iz oluşturmaya yarayan uçlarının şekilleridir (100).

2.4.1.1. Vicker’s Mikrosertlik Ölçüm Yöntemi

Vicker’s Sertlik Testi, 1925 yılında İngiltere’de geliştirilmiştir (100). Bu test yönteminde değerler, materyalin yüzeyine, tepe açısı 136° ve tabanı kare olan piramit biçiminde elmas uçların, belirli bir yükü uygulanması ve yük kaldırıldıktan sonra materyal yüzeyinde meydana gelen iz’in köşegenlerinin ölçülmesiyle elde edilmektedir. Ölçüm, cihazın içerisinde yer alan bir mikroskop yardımı ile yapılır. Mikroskop üzerindeki iki paralel çizgi, materyal yüzeyinde oluşan piramidin köşelerine teğet şekilde ayarlanır. Mikroskopta alt-üst köşenin ve sağ-sol köşenin ölçümleri ayrı ayrı yapılır ve elde edilen değerlerin ortalaması cihaz tarafından otomatik olarak alınarak “**Vicker’s yüzey sertlik değeri (VHN)**” elde edilir (75, 100, 101).

Elde edilen iz alanı küçüldükçe Vicker’s sertlik değeri artmaktadır ve Vicker’s sertlik değerinin yüksek olması materyalin daha sert olduğunun göstergesidir (75, 100).

Sertlik ölçüm testi için kullanılan elmas uç zamanla bozulmamaktadır ve elde edilen değerler doğru ve güvenilirdir. Ancak test örneğinin bir yüzeyine uygulanan piramit ucun örneğin diğer yüzünde bir çıkıntı meydana getirmemesi için materyalin kalınlığının iyi ayarlanması gerekmektedir. Bunun yanı sıra yük bindirildiğinde, test örneklerinin alt ve üst yüzeylerinin, test örneğinin hareket etmesini ve kaymasını engellemek amacıyla, düz olarak hazırlanmış olması da gerekmektedir (102).

2.4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Analizi

Materyallerin yüzeyinde oluşan düzensizlikler “**yüzey pürüzlülüğü**” olarak adlandırılmaktadır. Bu pürüzlü yapının nedeni, moleküler boyutlardaki girinti ve çıkıntılardır (112). Yüzey pürüzlülüğü ölçümü, yüzeyi tarayan sensörün tarama boyunca yüzeye temas ettiği bir “**mekanik profilometre**” ile yapılabildiği gibi, yüzeyi tarayan sensörün tarama boyunca yüzey ile herhangi bir temasının olmadığı “**optik profilometre**” aracılığı ile de yapılabilmektedir (103).

Mekanik profilometreler, 5 µm yarıçapına sahip, elmas sivri bir ucun örnek yüzeyindeki girinti ve çıkıntılar üzerinden geçerek, yüzey profilinin iki boyutlu olarak ölçülmesi prensibine dayanmaktadır. Optik profilometreler ise; optik ışınlar ile örnek yüzeyinin taranarak yüzey topografisinin üç boyutlu olarak aktarılabilirdiği ve bu nedenle yüzey morfolojisi hakkında da bilgi sahibi olunabilen cihazlardır (104).

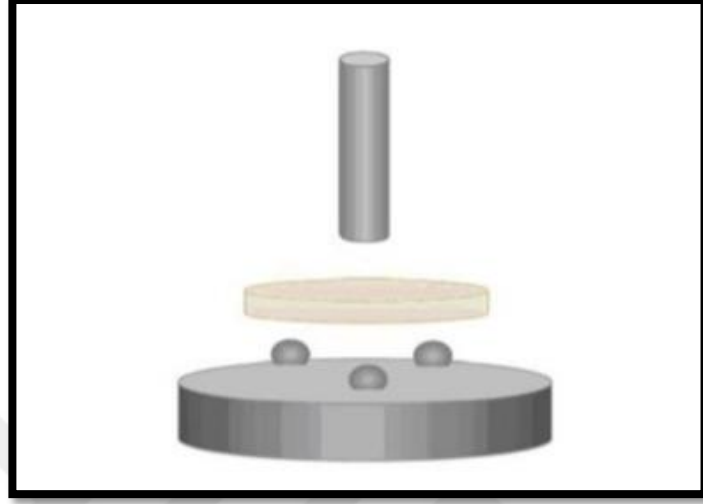
Yüzeylerin profilometrik analizinde en çok kullanılan parametre “**Ra**” parametresidir Ra, bir yüzeyin ortalama pürüzlülük değeri olarak tanımlanmaktadır (105, 106).

2.5. Biaksiyal Fleksural Dayanım Testi (İki Eksenli Eğilme / Bükülme Dayanım Testi)

Biaksiyal Fleksural Dayanım Testi, diğer bilim dallarında yer alan materyallerin araştırıldığı bilimsel çalışmalar için olduğu kadar, diş hekimliği kliniklerinde kullanılan materyaller üzerinde çalışan araştırmacılar için de ilgi odağı olmaktadır (107).

Tek eksenli dayanım testleriyle karşılaştırıldığında, iki eksenli dayanım testlerinde ölçülen kuvvet, materyalin kenar koşullarından bağımsızdır ayrıca materyaller genellikle kullanımları sırasında çok eksenli kuvvetlere maruz kaldıkları için biaksiyal fleksural dayanım verileri materyalin değerlendirilmesinde daha avantajlıdır (107-109).

Biaksiyal fleksural dayanımın ölçülebilmesi için kullanılan en iyi yöntem ise; saf eğilmeyi taklit edebilme ve kenar kayıplarının meydana gelmesini önlemesinden dolayı; Üç Nokta Testi'dir (110, 111).



Şekil 1. Biaksiyal fleksural dayanım test düzeneğinin şematik resmi (112).

Çalışmamızda ise, Şekil 1' deki düzenek dizaynına benzer şekilde, piston başı çapı 1,2 mm olan dairesel uçla ve 1 mm / dk' lık bir piston başı hızı ile biaksiyal fleksural dayanım testi gerçekleştirilmiştir.

3. MATERYAL ve METOT

3.1. Etik Kurul Onayı

Çalışmanın etik kurul izni, Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu'ndan alınmıştır (25.04.2018 tarihli, 102 sayılı karar) (Ek 1).

Çalışmada yer alan ve birbirini izleyen işlem basamakları aşağıdaki gibidir:

a. Çalışmada yer alan materyallerin seçilmesi

Bu in vitro tez çalışması için; bir mikrofil kompozit rezin (Z250, 3M / ESPE) ve bir poliasit modifiye kompozit rezin (Kompomer, Dyract XP, Dentsply) materyal seçildi.

Materyallerin polimerizasyonlarında kullanılmak üzere, bir halojen (QTH, 800 mW / cm², Blue Swan Digital, Dentanet, Ankara, Türkiye) ve bir LED (1000 mW / cm², Delma LED-SP001, Guangzhou, Çin) ışık kaynağı belirlendi.

Materyallerin bitirme ve polisaj işlemleri için, “**sarı alev uçlu bitirme frezi**” (Anyang Dimei, Çin) (Möl), “**beyaz taş**” (Mölet), “**Super-Snap Rainbow Technique Kiti**” (Shofu, Kyoto, Japonya), (orta: 40µm, ince: 24µm, çok ince: 8µm) ve beyaz renkli “**polisaj lastiği**” (OneGlass Refill Midi, Shofu Inc., Japonya) seçildi ve bu seçilen materyaller farklı sıralama ile kullanılarak bitirme / polisaj prosedürleri gerçekleştirildi.

Çalışmada yer alan materyal tipleri, polisaj prosedürleri, örnek sayısı, ışık kaynakları ve modları Tablo 3' de gösterildi.

Tablo 3. Çalışmada materyallerin polimerizasyonları için kullanılan halojen ışık kaynağı ve LED ışık kaynağı ve modları (F: sabit, R: artan ve P: pulsatif mod)

Işık kaynakları ve modları

Materyal / Polisaj Prosedürü	Halojen	LED F modu	LED P modu	LED R modu
Kompozit / Polisaj 1 (P1)	n = 10	n = 10	n = 10	n = 10
Kompozit / Polisaj 2 (P2)	n = 10	n = 10	n = 10	n = 10
Kompozit / Polisaj 3 (P3)	n = 10	n = 10	n = 10	n = 10
Kompomer / Polisaj 1 (P1)	n = 10	n = 10	n = 10	n = 10
Kompomer / Polisaj 2 (P2)	n = 10	n = 10	n = 10	n = 10
Kompomer / Polisaj 3 (P3)	n = 10	n = 10	n = 10	n = 10
Toplam örnek sayısı	240 örnek			

Tablo 4. Çalışmada kullanılan ışık kaynakları, ışık kaynaklarının yoğunlukları, polimerizasyon modları, uygulama süreleri, dalga boyları, optik uç çapları

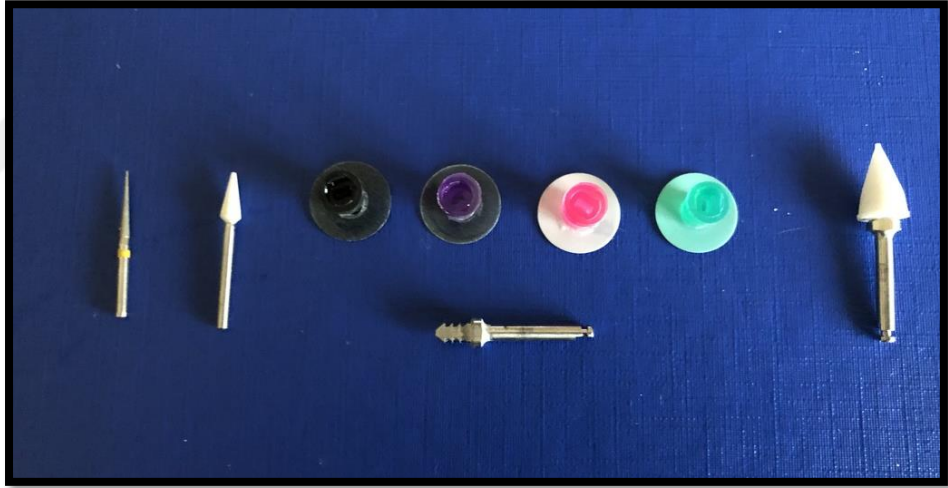
Cihaz	Işık gücü yoğunluğu	Polimerizasyon modları	Uygulama süresi	Dalga boyu	Optik uç çapı
Delma LED ışık cihazı (LED-SP001 Guangzhou, Çin)	1000 mW / cm ²	F modu: Sabit ışık şiddetinin devamlı uygulama tekni R modu: ışık gücü yoğunluğunun uygulama arttığı uygulama tekniği (Ramped-curing)	Tüm polimerizasyon süresi boyunca aynı ışık şiddetinin kullanılması (120 sl, 1000 mW / cm ²) Polimerizasyon süresi boyunca ışık yoğunluğunun artarak kullanılması (30 sl, 100 mW / cm - 30 sl, 500 mW / cm ² - 60 sl, 1000 mW / cm ²)	440-465 nm	8 mm
Kuartz tungsten halojen ışık cihazı (QTH, Blue Swan Digital, Dentanet, Ankara, Türkiye)	800 mW / cm ²	P modu: Ara verilmiş kademeli ışık tekniği (Pulse-delay) High power	Polimerizasyon süresi boyunca pulsatif ışık kullanılması (60 sl 1000 mW / cm ² - 60 sl 0 mW / cm ² tekrarlayan döngüye sahip)	380-520 nm	8 mm

b. Örneklerin bitirme ve polisaj prosedürleri

1.grup: Sarı alev uçlu frez (Anyang Dimei, Çin) (Möl) + Beyaz taş (Mölet) + Super-Snap Rainbow Technique Kit (Shofu, Kyoto, Japonya), (orta: 40 μ m, ince: 24 μ m, çok ince: 8 μ m) + Polisaj lastiği (OneGlass Refill Midi, Shofu Inc., Japonya)

2. grup: Sarı alev uçlu frez (Anyang Dimei, Çin) (Möl) + Beyaz taş (Mölet) + Super-Snap Rainbow Technique Kit (Shofu, Kyoto, Japonya), (orta: 60 μ m, ince: 24 μ m, çok ince: 8 μ m)

3. grup: Sarı alev uçlu frez (Anyang Dimei, Çin) (Möl) + Beyaz taş (Mölet) + Polisaj lastiği (OneGlass Refill Midi, Shofu Inc., Japonya) (Resim 6-7-8)



Resim 6. Çalışmada, bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) grubunda kullanılan materyaller ve sıralaması



Resim 7. Çalışmada, bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) grubunda kullanılan materyaller ve sıralaması



Resim 8. Çalışmada, bitirme / polisaj prosedürü 3 (P3) grubunda kullanılan materyaller ve sıralaması

c. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ölçülmesi

Materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri; bir “**profilometre cihazı**” (Mitutoyo SJ-301 SurfTest, Aurora, IL, ABD) kullanılarak gerçekleştirildi.

d. Mikrosertlik değerlerlerinin ölçülmesi

Materyallerin yüzey sertliği testinde kullanılmak üzere; bir mikrosertlik ölçüm cihazı olan “**Duroline-M**” (Metkon, Bursa, Türkiye) ve “**Vicker’s elmas uç**” (Lake Bluff, Illinois, ABD) kullanıldı.

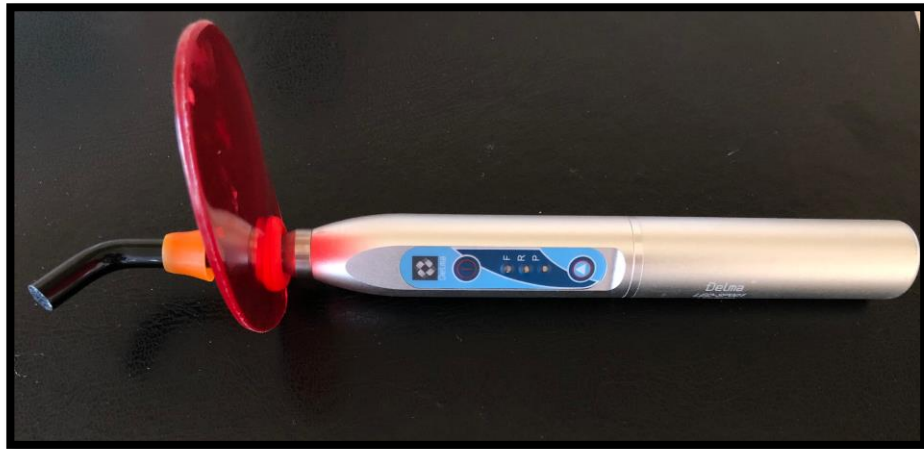
e. Biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin ölçülmesi

Materyallerin biaksiyal fleksural dayanım testleri için, bir “**germe-basma (tension-compression) sistemi**” kullanıldı. Ölçümler kaydedildi.

3.2. Kullanılan Cihazlar

3.2.1. LED Polimerizasyon Cihazı

Araştırmamızda Delma (LED-SP001, Guangzhou, Çin) LED lambalı polimerizasyon ışık cihazı kullanılmıştır (Resim 9). Tablo 4’te ışık cihazının yoğunluğu, polimezasyon modları, uygulama süreleri, dalga boyları, optik uç çapları gösterilmiştir.



Resim 9. Çalışmada kullanılan LED ışık cihazı

Sabit ışık uygulama tekniği (Fixed, F modu): Sabit ışık gücü yoğunluğunun devamlı uygulama tekniğidir. Tüm polimerizasyon süresi boyunca aynı ışık şiddetinin kullanılmaktadır.

Pulsatif ışık uygulama tekniği (Pulse-delay, P modu): Işık gücü yoğunluğu belli bir süre kompozite uygulanır, ardından bir süre beklendikten sonra tekrar ışık şiddeti belli bir süre daha uygulanır ve bu döngü tekrarlanır. İlk döngü en çok polimerizasyon büzülmesinin görüldüğü evredir.

Artan ışık gücü yoğunluğu uygulama tekniği (Ramped-curing): Işık gücü yoğunluğu, en yüksek seviyesine kadar, zaman ile artış gösterdiği uygulama tekniğidir. “Soft-start” polimerizasyon gerçekleştirerek materyalin mekanik özelliklerinin geliştirilmesine olarak sağlar (113).

3.2.2. Halojen Polimerizasyon Cihazı

Araştırmamızda kuartz tungsten halojen ışık cihazı (QTH, 800 mW / cm², Blue Swan Digital, Dentanet, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır (Resim 10). Tablo 4’ te ışık cihazının yoğunluğu, uygulama süresi, dalga boyları, optik uç çapı gösterilmiştir.



Resim 10. Çalışmada kullanılan kuartz tungsten halojen ışık cihazı

3.2.3. Mikrosertlik Ölçüm Cihazı

Süleyman Demirel Üniversitesi Teknoloji Fakültesi, Makine Malzemeleri ve İmalat Teknolojileri Laboratuvarında, mikrosertlik ölçüm cihazı (Duroline-M, Metkon, Bursa, Türkiye) (Resim 11) ve Vicker's elmas uç (Lake Bluff, Illinois, ABD) kullanılmıştır.



Resim 11. Çalışmada kullanılan mikrosertlik test cihazı

3.2.4. Profilometre

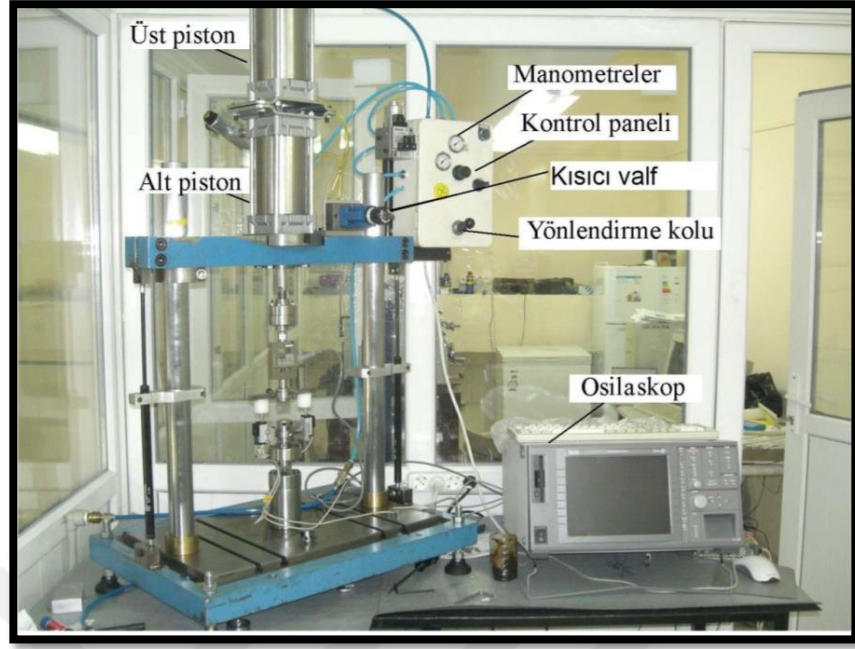
Çalışmada kullanılan yüzey pürüzlülüğü ölçme cihazı, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde bulunan Araştırma Laboratuvarında, profilometre cihazı (Mitutoyo SJ-301 SurfTest, Aurora, IL, ABD) ile gerçekleştirildi (Resim 12).



Resim 12. Çalışmada kullanılan profilometre cihazı

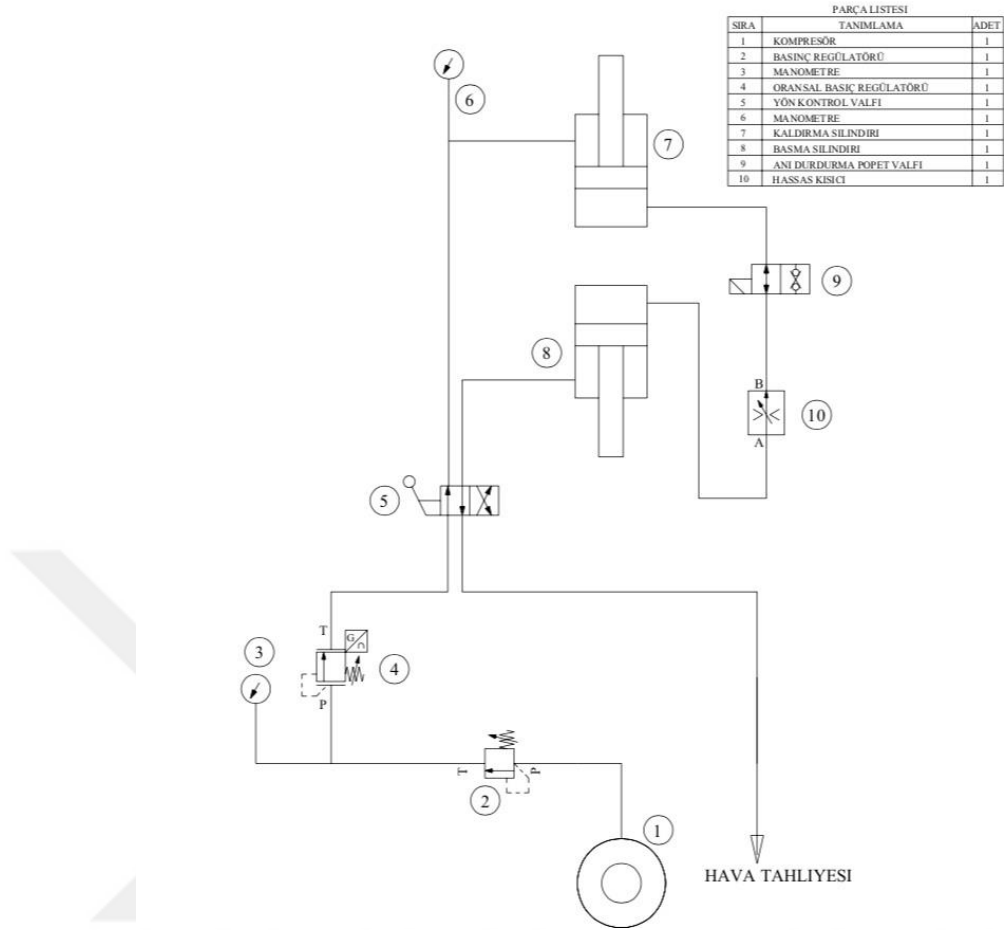
3.2.5. Biaksiyal Fleksural Dayanım Ölçüm Cihazı

Süleyman Demirel Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümünde tasarlanıp imalatı gerçekleştirilen, 10 kN yük uygulama kapasitesine sahip çekme-basma sistemi (Resim 13) kullanılmıştır (114, 115). Örneklerin biaksiyal fleksural dayanımı, ISO 4049'da belirtilen yöntemle ölçülmüştür (116).



Resim 13. Çalışmada kullanılan statik çekme-basma deney sistemi (246)

Statik çekme basma deney sistemini oluşturan kısımları; “hava kompresörü, pnömatik, hidrolik ve mekanik sistemler ve verilerin elektronik toplama sistemi” şeklindedir (Şekil 2) (114).



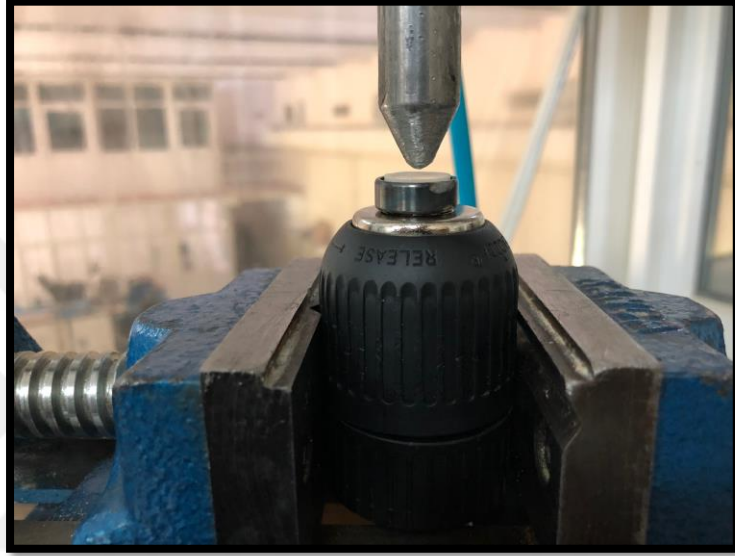
Şekil 2. Statik çekme-basma deney cihazının hidro-pnömatik şeması (114)

Şekil 2’de gösterilen bu sistem, alt ve üst pistonları ile hidrolik ve pnömatik sisteme sahiptir. Pnömatik sistem; çekme ve basma deneyleri sırasında gerekli olan basıncı, hidrolik sistem ise; pistonun istenilen konumda hassas bir şekilde durmasını sağlamaktadır. Sistem, maksimum 10 bar basınçta çalışmakta olup, gerekli olan hava basıncı 15 bar kapasiteli kompresörden sağlanmaktadır. Sistem çalışma basıncı kontrol panelindeki manometreler yardımıyla ayarlanabilmektedir. Yapılacak deneyin niteliğine göre hangi pistonu basınçlı havanın gönderileceği yönlendirme valfi ile kontrol edilmektedir. Deney sistemi üzerinde bulunan kısıcıcı valf ile pistonun hareket hızı, dolayısıyla deformasyon hızı ayarlanabilmektedir (114, 115).

Kuvvet ölçümü 1000 kg kapasiteli yük hücresi (Teda Huntleigh MN:16, Malvern, ABD) ile, uzama ölçümü ise 10 mm stroklu lineer cetveller (Novotechnik Tr10, Almanya) ile yapılmaktadır. Yük hücresi ve lineer cetvellerden gelen sinyaller

dört kanallı bir osilaskopta (Nicholet-Oddysey XE, ABD) toplanmakta ve sabit diske kaydedilmektedir (115).

Deney sisteminde uygun aparatlar kullanılarak çekme deneyi, basma deneyi, üç nokta ve dört nokta eğme deneyleri yapılabilmektedir (115). Biaksiyal fleksural dayanım deneyi için kullanılan aparatlar ve numunenin yerleştirilmesi Resim 14' te gösterilmiştir.



Resim 14. Biaksiyal fleksural dayanım deneyi için kullanılan aparatlar ve numunenin yerleştirilmesi

3.2.6. Etüv

Numuneler Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde bulunan Araştırma Laboratuvarındaki etüv cihazında (Nüve Dry Head Sterilizer FN 055, Ankara, Türkiye) (Resim 15), distile su içerisinde, 37 C° 'de saklandı.



Resim 15. Çalışmada kullanılan etüv cihazı

3.3. Kullanılan Dental Materyaller

Araştırmamızda mikrodolduruculu, görünür ışık kaynakları ile polimerizasyonu gerçekleşen kompozit rezin materyal, Filtek Z250 (3M / ESPE) ve poliasit modifiye kompozit rezin materyal (Kompomer, Dyract XP, Dentsply) kullanıldı.

Çalışmada kullanılan rezin içerikli materyaller Tablo 5' te sunulmaktadır.

Tablo 5. Çalışmada kullanılan rezin içerikli materyaller

Materyal	Üretici Firma	Türü Renk	İçerik
Filtek Z250	3M / ESPE	A ₂	Mikrodolduruculu Hibrit Kompozit Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA6, TEGDMA Alüminyum, Zirkon / Silika. Ortalama doldurucu partikül büyüklüğü 0,19- 3,3 µm arasındadır (43).
Dyract XP	Dentsply	A ₂	Poliasit Modifiye Kompozit Rezin UDMA, TEGDMA, Kamforokinon, DMR, Stronsiyum Florür. Ortalama doldurucu partikül büyüklüğü 0,8 µm'dir (128).

3.3.1. Filtek Z250 (3M / ESPE, ABD)

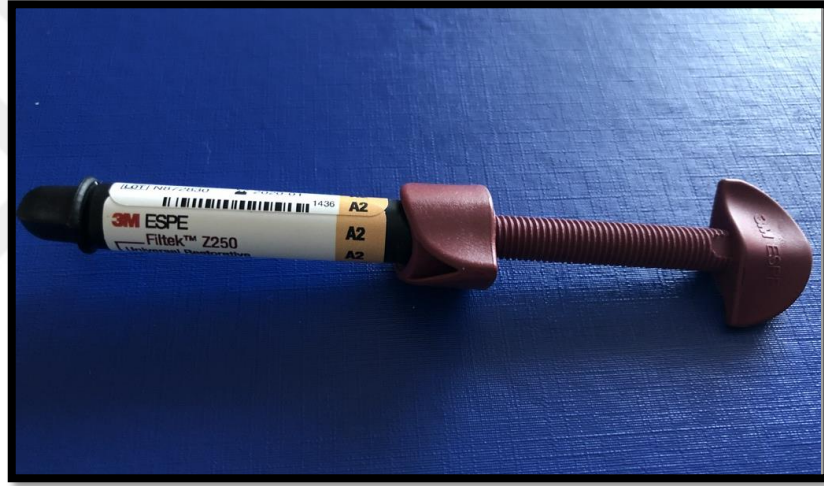
3M ESPE Filtek Z250 Universal rezin (Resim 16); görünür ışıkla aktive olan, radyopak, mikrohibrit dolduruculu restoratif bir kompozit materyaldir. Hem anterior hem de posterior restorasyonlarda kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Filtek Z250, doldurucu partikül olarak; zirkon / silika partikülleri içermektedir. İnorganik doldurucu miktarı (silanize edilmeksizin) 0,01 ile 3,5 µm aralığındadır ve hacimsel olarak materyalin % 60' ını oluşturmaktadır (117, 118).

Filtek Z250' nin rezin içeriği, üretan dimetakrilat (UDMA), Bisfenol A glikol dimetakrilat (Bis-EMA) ve TEGDMA'dan oluşmaktadır (117).

Filtek Z250 materyaline ait renk skalası, her renk için önerilen ışık uygulama süreleri ve önerilen maksimum tabaka kalınlıkları Tablo 6' da gösterilmiştir (118).

Tablo 6. Filtek Z250 materyaline ait renk skalası, her renk için önerilen ışık uygulama süreleri ve önerilen maksimum tabaka kalınlıkları

Materyale ait renk skalası (Çalışmada kullanılan renk A2'dir)	Kalınlık	Işık uygulama süresi
A1, A2, A3, A3,5, A4, B1, B2, B3, C2, D3, I	2,5 mm	20 sn
UD	2 mm	30 sn



Resim 16. Çalışmada kullanılan kompozit rezin materyal

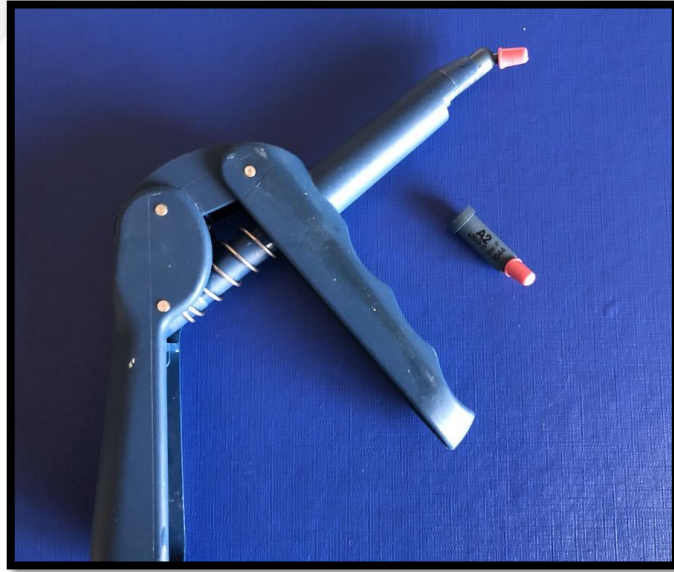
3.3.2. Dyract Extra (Dentsply, Konstanz, Almanya)

Poliasit modifiye kompozit rezin olan Dyract XP (Resim 17), ön ve arka grup dişlerdeki tüm kavite dizaynları için endikedir. Dyract Extra restoratif materyali, yetişkinlerin, yaşlıların ve yüksek çürük riski altındaki hastaların tedavilerinde kullanılabilmesinin yanısıra, özellikle pedodonti alanında, çocuk hastaların restoratif diş tedavilerinde tavsiye edilen bir materyaldir. Bu dolgu maddesi; flor içerikli reaktif

doldurucuların ve Dentsply'in patentli asit modifiye monomerlerinin bir araya getirilmeleri sonucunda, kendine has özellikleri olan bir restoratif materyal haline gelmiştir. Dyract Extra ile yapılan restorasyonların flor iyonları salınımı yapabilme özellikleri vardır ve bu özellik; diş restorasyonlarının ara yüzeylerinde asit tamponlama görevi görmektedir.

Dyract Extra; adeziv sistemleri ile başarılı bir şekilde kullanılabilir. Kapsül formundadır, kaviteye özel tabancası ile taşınır, çeşitli renk tonlarında kullanıma sunulmuştur. Çalışmamızda A2 rengi kullanılmıştır.

Yapısında UDMA, karboksilik asit modifiye dimetakrilat (TCB rezin), TEGDMA, trimetakrilat rezin, kamforokinon, etil-4-dimetilaminbenzoat, butil hidroksi tolüen (BHT), stabilizatör, yüksek dağılımlı silikon dioksit, stronsiyum florür ve titanyum dioksit pigmentleri bulunmaktadır. Opak renkler dışında, 2 mm kalınlığındaki Dyract Extra restorasyonları için polimerizasyon süreleri; minimum 500 mW / cm² gücündeki LED ışık kaynaklarıyla yaklaşık 10 sn (119, 120), minimum 300 mW / cm² gücündeki halojen ışık kaynakları 40 sn olarak önerilmektedir (54).



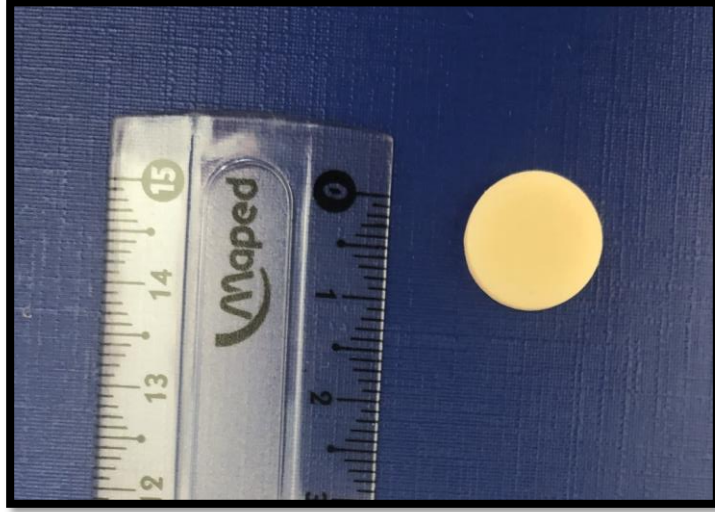
Resim 17. Çalışmada kullanılan kompozit materyal

3.4. Dental Materyallerin Hazırlanması

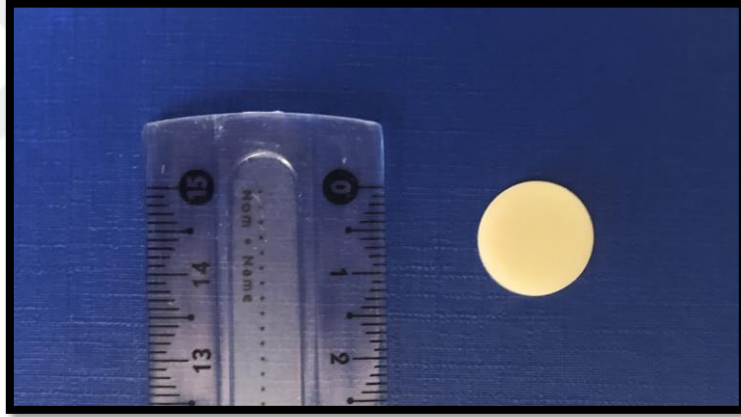
3.4.1. Z250 ve Dyract Örneklerinin Hazırlanması

Araştırmamızda kullanılan numuneler; ISO 4049 / 2009 (116) ve ADA 27 (121) numaralı standartlara uygun olarak hazırlandı. Bunun için çalışmamızda; iç çapı 12,5 mm, kalınlığı 1,5 mm olan standart plastik kalıp kullanıldı. Rezin kompozit materyal (Filtek Z250, 3M / ESPE, ABD) tek bir seferde kalıp boşluğuna konuldu ve altına ve üstüne şeffaf bant yerleştirildi. Malzemeyi sıkıştırmak, boşluk ve kabarcık oluşumunu önlemek, ayrıca numunelerin düzgün olması ve düzgün yüzeyler ile oluşturulabilmesini sağlamak amacıyla, rezin / kalıp sistemi üzerine 1 mm kalınlığındaki mikroskop camı (lam) ağırlık olarak yerleştirildi. 30 sn sonra ağırlık kaldırıldı ve kompozit rezin örnekler, üretici firmalarının talimatları doğrultusunda, LED ışık cihazının (1000 mW/cm², Delma LED-SP001, Guangzhou, Çin) F modunda (sabit mod) ve R modunda (artan mod) 20 sn süre ile LED ışık cihazının P modunda (pulsatif mod) ise 40 sn süre ile kuartz tungsten halojen ışık cihazının high power modunda (QTH, 800 mW / cm², Blue Swan Digital, Dentanet, Ankara, Türkiye) 20 sn süre ile ve ışık cihazlarının uç kısımları örnekler altına ve üstten ışık uygulayacak şekilde yerleştirilerek polimerizasyon işlemi tamamlandı. Tüm örnekler standartizasyonun sağlanması amacıyla, ışık kaynaklarının ucu örnek yüzeyine direkt temasta olacak şekilde, dik olarak yerleştirildi. Çalışmada toplam 120 adet disk biçimli kompozit rezin örnek oluşturuldu (Resim 18-19) ve örnekler farklı test prosedürlerinin uygulanabilmesi için rastgele seçilerek 12 alt gruba ayrıldı (n=10). Kompomer (Dyract XP, Almanya) ile hazırlanan örnekler için de aynı işlem aşamaları uygulanarak toplam 120 adet disk biçimli kompomer örnek üretildi ve bu örnekler de aynı test prosedürlerinin uygulanacağı rastgele 12 alt gruba ayrıldı (n=10).

Kompozit ve kompomer materyaller polimerize edilmeden önce, halojen ve LED ışık kaynaklarının ışık gücü yoğunlukları bir radyometre (Hilux, Benlioğlu, Ankara, Türkiye) ile ölçülerek kalibrasyonları sağlandı. Kaynakların ışık güçleri, her 10 örnekte bir, aynı radyometre ile kontrol edildi.



Resim 18. Çalışmada hazırlanan kompozit örnek



Resim 19. Çalışmada hazırlanan kompomer örnek

3.5. In Vitro Test Çalışmaları

3.5.1. Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçülmesi

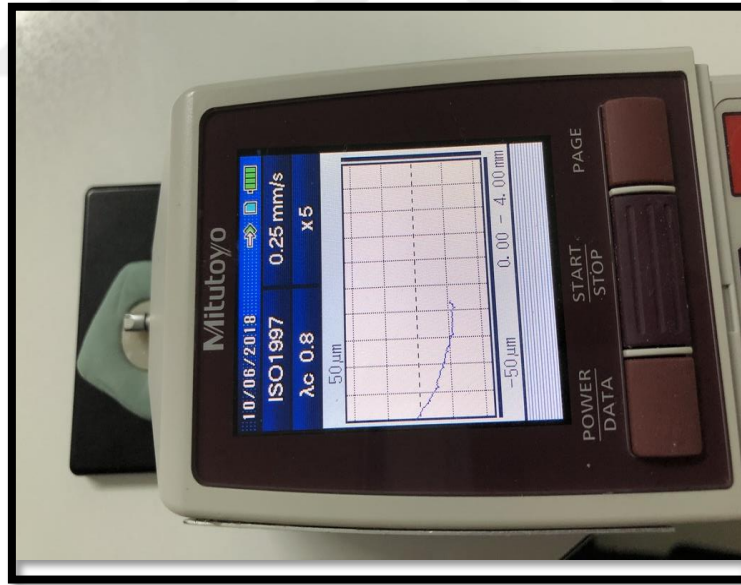
Örneklerin hazırlanması tek araştırmacı tarafından gerçekleştirildi. Örnekler üretici firmının talimatları doğrultusunda, su soğutması altında, döner alet ile 15.000 rpm' de 30 sn boyunca düzlemsel bir hareketle, boyutu; 10,0 / 24,0 mm olan ve çapı: 1,4 mm olan elmas frez (Anyang Dimei, Çin) ve alev uçlu beyaz taş kullanılarak aşındırıldı. Kullanılan frezler, beyaz taşlar, polisaj diskleri ve polisaj lastikleri her 5 örnekte bir yenisi ile değiştirildi. Bir sonraki aşamada örnekler, üretici firmının talimatları doğrultusunda, su soğutması altında, 10.000-12.000 rpm' de 30 sn boyunca orta, ince ve çok ince grenlere sahip (orta: 60µm, ince: 24µm, çok ince: 8µm) disklerle (Super-Snap Rainbow Technique Kit (Shofu, Kyoto, Japonya), üretici firmanın talimatlarına uygun olarak sırayla polisaj işlemleri gerçekleştirildi. Örnekler üzerlerinde biriken disk ve materyal döküntülerinin giderilebilmesi için, polisaj işlemleri sırasında uygulanan her disk kalınlığının ardından, 10' ar sn boyunca akan çeşme suyu altında durulandı, 5' er sn boyunca hava ile hafifçe kurutuldu ve polisaj işlemi tamamlanıncaya kadar her aşamada, bu yıkama / kurulama işlemi tekrarlandı. Isı oluşumunu veya yüzey oluklarının meydana gelmesini önlemek için, sabit hareketlerle tekrar eden tek yönlü vuruş hareketi uygulandı. Örnekler en son kuru ortamda, üretici firmanın talimatları doğrultusunda, 10.000-12.000 rpm' de 30 sn boyunca, lobut şekilli, orta sertlikte polisaj lastiği (OneGloss, Shofu, Japonya) ile parlatıldı. Üst yüzeylerinin ayırt edilmesi için kenar kısımlarına kurşun kalem ile işaretlendi. Tüm örneklerin kalınlıkları "dijital kalınlık ölçer (Brown & Sharpe TESA Interapid Digital Caliper, Renens, İsviçre)" yardımı ile ölçüldü. Ölçüm sonucunda kalınlığı 1,5 mm' den daha az olan örnekler çalışma dışı bırakıldı ve bu örnekler tekrar hazırlandı.

Yüzey pürüzlülükleri ölçümü yapılmadan önce, tüm örnekler %100 nemli ortamda, 24 saat boyunca, 37 °C' de, etüv (Nüve Dry Head Sterilizer FN 055, Ankara, Türkiye) içerisinde saklandı.

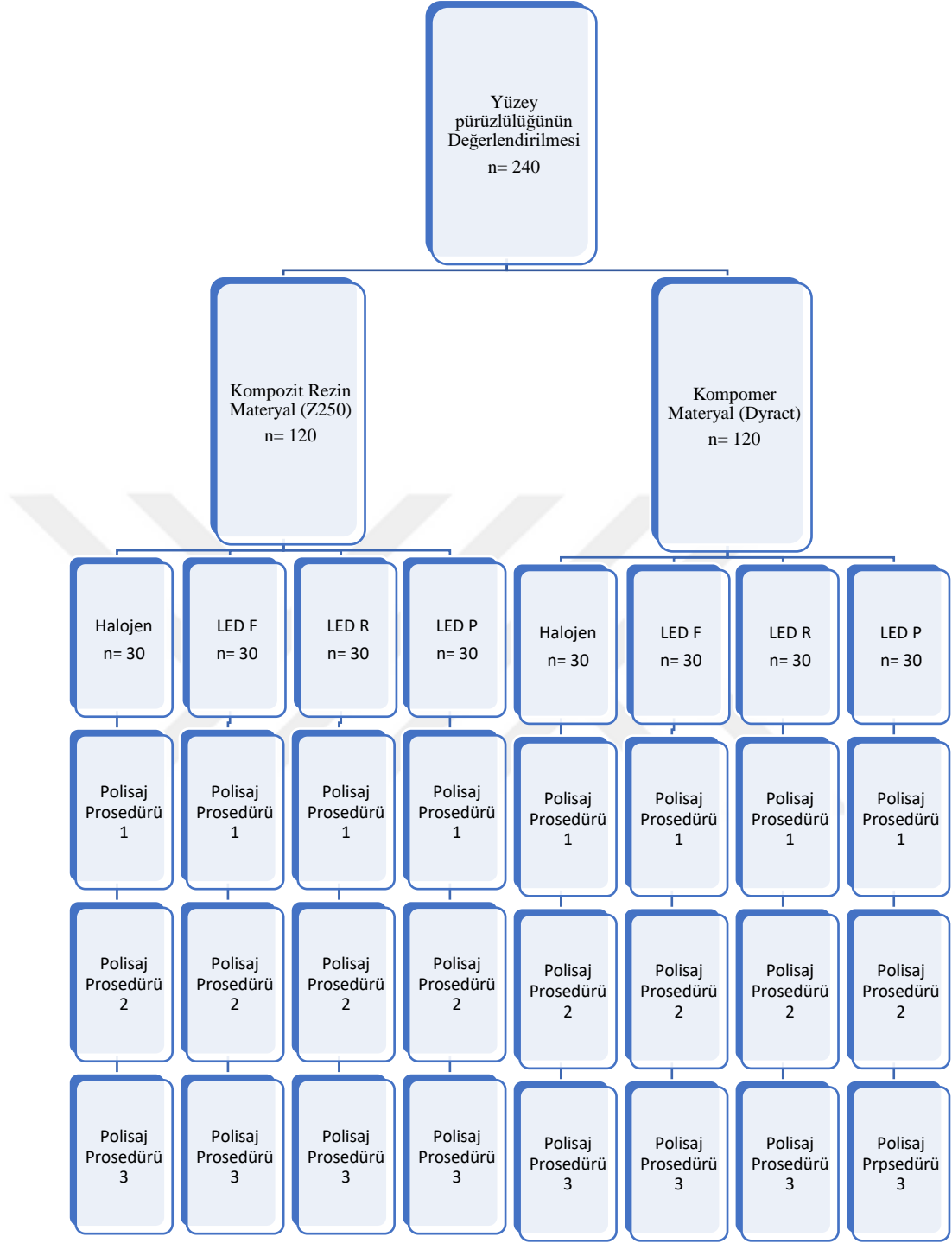
Yüzey pürüzlüğü ölçümleri, 5 µm' lik uç çapına sahip olan bir profilometre cihazı (Surftest SJ-210 Mitutoyo, Tokyo, Japonya) (Resim 20) ile gerçekleştirildi. Cihazın kalibrasyonu üretici firmanın talimatları doğrultusunda ve cihazın bir parçası olan kalibrasyon plakası aracılığıyla yapıldı. Kalibrasyonun ardından profilometrenin okuyucu ucu ile örnek disk arasındaki değme açısı 90° olacak şekilde, her örnek sırayla cihazın standart ölçüm tablası üzerine yerleştirildi. Her bir örneğin üzerinde yapılan ölçümler; 4 mm aralıklı olacak şekilde ve ölçüm hızı 2 mm / sn olacak şekilde ilerletilerek gerçekleştirildi. Örnekler 120° döndürülerek, her örnekte üçer ölçüm yapıldı.

Her örnek için yapılan üç ayrı ölçümden elde edilen değerlerin ortalamaları alındı ve örneklerin ortalama “**yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra)**” elde edildi. Her beş örnekte bir, ölçümlerin ardından, cihaz yeniden kalibre edildi.

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde çalışma tasarımı Şekil 3' teki gibi dizayn edilmiştir.



Resim 20. Çalışmada kullanılan profilometre cihazı



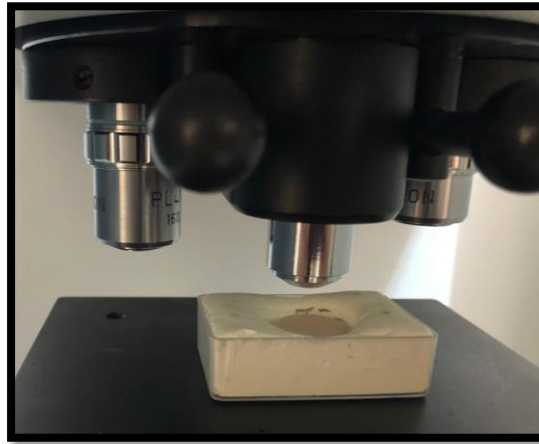
Şekil 3. “Yüzeypürüzlülüğünün değerlendirilmesi” çalışma tasarımıını gsteren şematik diyagram

3.5.2. Yüzey Sertliği Değerlerinin Ölçülmesi

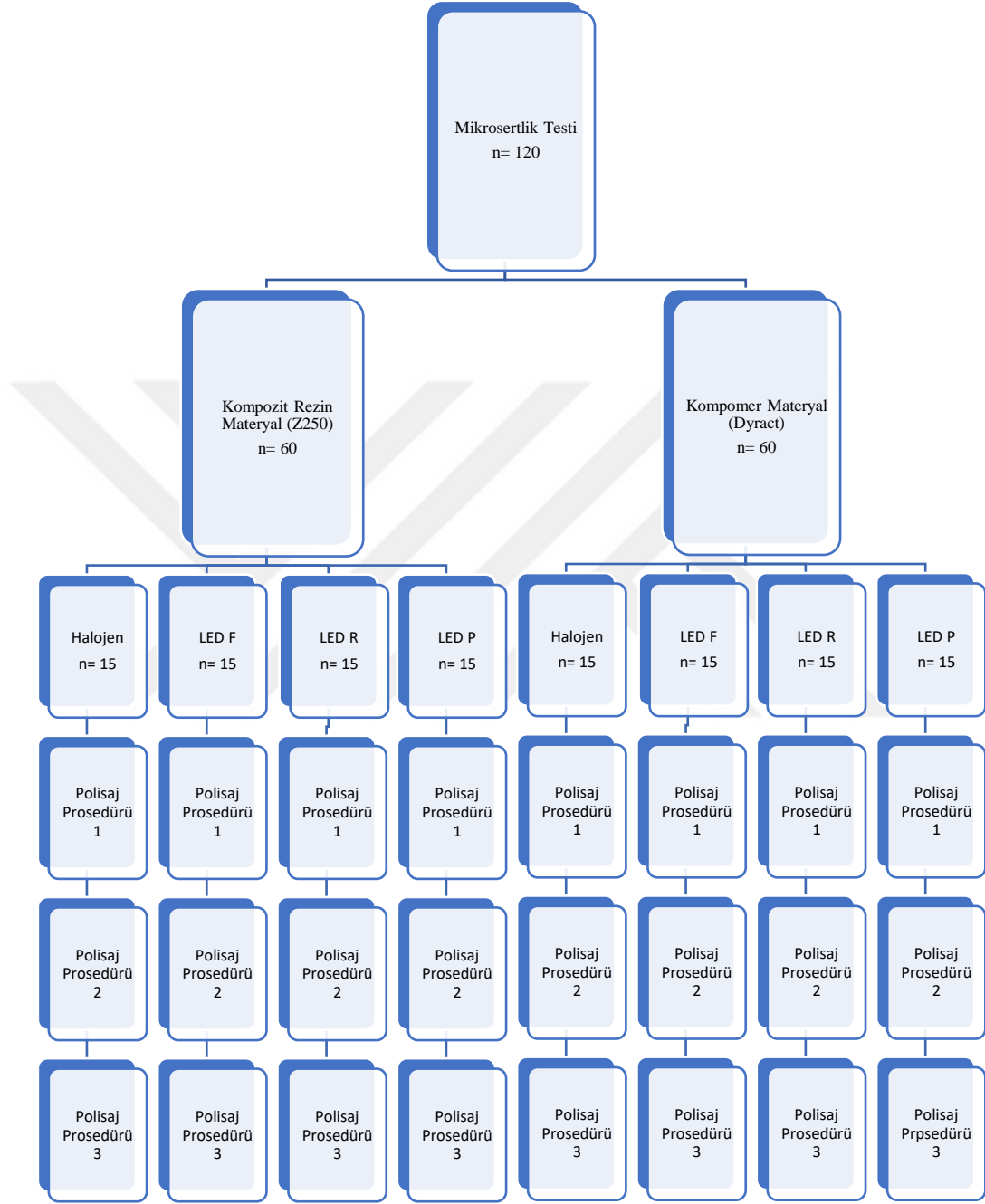
Araştırmamızda deney materyallerinin yüzey sertlikleri Süleyman Demirel Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Makine Malzemeleri ve İmalat Teknolojileri Laboratuvarında, Mikrosertlik Cihazı (Duroline-M, Metkon, Bursa, Türkiye) ve Vicker's elmas uç (Lake Bluff, Illinois, ABD) (Resim 21) kullanılarak gerçekleştirildi.

İncelenecek her örnek ışık mikroskopunun tablası üzerine yerleştirildi. En düşük büyütme ile (x10) ölçüm yapılacak yüzeyin lokalizasyonu belirlendi. Daha sonra x40 büyütme ile Vicker's ucun uygulanacağı alan saptandı. Ölçümler Vicker's elmas ucun, 200 g (1,961 N) yükü ve 15 sn süre boyunca uygulanması ile gerçekleştirildi. Vicker's uçla oluşturulan izin köşegenlerinin uzunluğuna x40 büyütme ile bakıldı ve ekrandaki yatay çizgiler köşegenlerin iki ucuna yerleştirilerek ölçüldü.

Yüzey sertliği değerleri, köşegenin uzunluk verileri kullanılarak cihaz tarafından otomatik olarak hesaplandı (Resim 22). Ölçüm yapılan konumların arasının, 1 mm' den az olmamasına dikkat edildi. Ve her örnek için toplam üç ölçüm yapılarak ortalama "**Vicker's sertlik değerleri**" kaydedildi. Mikrosertlik testi çalışma tasarımı Şekil 4' teki gibi dizayn edilmiştir.



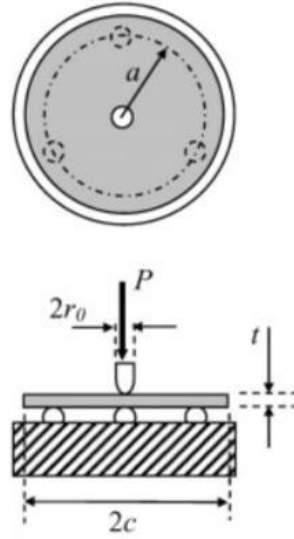
Resim 21. Mikrosertlik test cihazı ve Vicker's uç kullanılarak yüzey sertliği ölçümlerinin gerçekleştirilmesi



Şekil 4. “Mikrosertlik testi” çalışma tasarımını gösteren şematik diyagram

3.5.3. Biaksiyal Fleksural Dayanım Değerlerinin Ölçülmesi

Biaksiyal fleksural dayanımı testi, Süleyman Demirel Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümünde tasarlanıp imalatı gerçekleştirilen, 10 kN yük uygulama kapasitesine sahip çekme-basma sisteminde, üç nokta tekniği kullanılarak gerçekleştirildi. Test düzeneği için, birbirine eşit 3 mm çapında paslanmaz çelik bilyeler, iç çapı 12,5 mm olan bir metal halkaya yerleştirildi. Toplar, dairenin merkezine göre 120° açı ile konumlandırıldı. Disk şeklindeki örnekler, çelik bilyeler üzerine merkezi olarak yerleştirildi (Resim 22) ve yük örnek yüzeyinin merkezine, piston başı çapı 1,2 mm olan dairesel uçla ve 1 mm / dk'lık piston başı hızı ile uygulandı. Ve materyaller kırıldığı anda örneklere uygulanan maksimum yük kaydedildi.



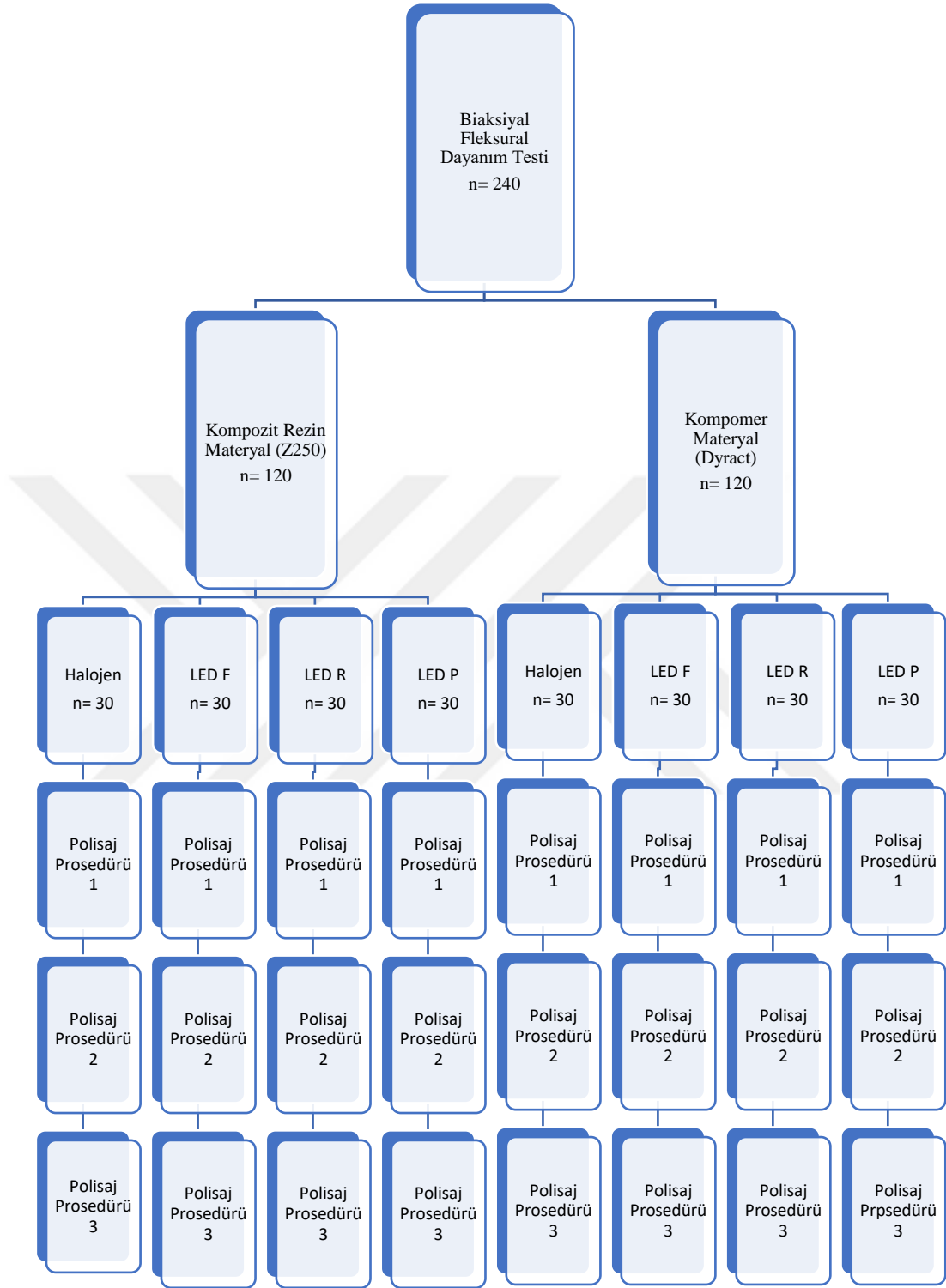
Şekil 5. Üç nokta testinin deney kurulumunun şeması (178)

Üç nokta testinin deney kurulumunun şeması Şekil 5' te gösterildi. P uygulanan yük, a destek çemberin yarıçapı, c örnek diskin yarıçapı, t örneğin kalınlığı, r_0 piston başının yarıçapı ifade etmektedir (178). Çalışmamızda elde edilen değerler şu

şekildedir; $2a=12,5$ mm, $2c=14,5$ mm, $t=1,5$ mm, $2r_0 =1,2$ mm. Biaksiyal fleksural dayanım testi çalışma tasarımı Şekil 6' da gösterildiği gibidir.



Resim 22. Üç nokta testi için kullanılan 3 mm çaplı paslanmaz çelik bilyeler ve örneğin bilyeler üzerine yerleştirilmesi



Şekil 6. “Biaksiyal fleksural dayanım testi” çalışma tasarımını gösteren şematik diyagram

3.6. İstatistiksel Değerlendirmeler

İstatistik analizler SPSS Version 23.0 (Chicago, IL, 2015) yazılım paket programı kullanılarak yapılmıştır.

Çalışmada biaksiyal fleksural dayanım değerleri, Vicker's yüzey sertlik değerleri ve yüzey pürüzlülüğü değerlerine yapılan Kolmogorov-Smirnov Testi sonucunda her üç özelliğin de dağılım şeklinin normal dağılıma uymadığı saptanmıştır. Yine yapılan Levene testi sonucunda da her üç özellik için varyansların homojenliği ön şartının sağlanmadığı tespit edilmiştir. Parametrik testlerin ön şartları sağlanamadığından parametrik olmayan testlerden grup sayısı ikiden fazla olduğunda Kruskal Wallis Testi, grup sayısı iki olduğunda Mann Whitney U Testi uygulanmıştır. Bu testler her bir alt grupta ayrı ayrı uygulanmıştır.

Kruskal-Wallis Testi sonucunda Rank ortalaması oranındaki farklılıkların belirlenmesinde parametrik olmayan çoklu karşılaştırma yöntemlerinden Bonferroni - Dunn Testi uygulanmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmamızın sonuçları yüzey pürüzlülüğü, Vicker's yüzey sertliği ve biaksiyal fleksural dayanım testi bulguları olmak üzere üç ana başlıkta incelendi.

Polimerizasyon yöntemlerinden, **halojen: 1, LED F modu: 2, LED R modu: 2, LED P modu: 3**; materyallerden **kompozit: 1, kompomer: 2**; uygulanan polisaj prosedürleri;

P1(1. grup): Sarı alev uçlu frez (Anyang Dimei, Çin) (Möl) + Beyaz taş (Mölet) + Super-Snap Rainbow Technique Kit (Shofu, Kyoto, Japonya), (orta: 40µm, ince: 24µm, çok ince: 8µm) + Polisaj lastiği (OneGlass Refill Midi, Shofu Inc., Japonya):

P2 (2. grup): Sarı alev uçlu frez (Anyang Dimei, Çin) (Möl) + Beyaz taş (Mölet) + Super-Snap Rainbow Technique Kit (Shofu, Kyoto, Japonya), (orta: 60µm, ince: 24µm, çok ince: 8µm)

P3 (3. grup): Sarı alev uçlu frez (Anyang Dimei, Çin) (Möl) + Beyaz taş (Mölet) + Polisaj lastiği (OneGlass Refill Midi, Shofu Inc., Japonya) olarak isimlendirildi.

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Çalışmamızda yer alan materyaller, ışık kaynakları ve prosedürler Tablo 7' de ve tanımlayıcı istatistik bulguları Tablo 8' de gösterildi.

Tablo 7. Çalışmada yer alan materyaller, ışık kaynakları ve prosedürler

		n
Materyal	1 (Kompozit)	120
	2 (Kompomer)	120
Polimerizasyon Yöntemi	1 (Halojen)	60
	2 (LED F)	60
	3 (LED R)	60
	4 (LED P)	60
Polisaj Prosedürü	1 (P1)	80
	2 (P2)	80
	3 (P3)	80

Tablo 8. Tanımlayıcı istatistik tablosu

Materyal	Polimerizasyon Yöntemi	Polisaj Prosedürü	Ortalama	Standart Sapma	n
1	1	1	0,47	0,08	10
		2	0,15	0,02	10
		3	0,59	0,10	10
		Total	0,40	0,20	30
	2	1	0,49	0,09	10
		2	0,16	0,05	10
		3	0,60	0,06	10
		Total	0,42	0,20	30
	3	1	0,58	0,08	10
		2	0,16	0,03	10
		3	0,67	0,07	10
		Total	0,47	0,23	30
	4	1	0,59	0,08	10
		2	0,15	0,01	10
		3	0,60	0,09	10
		Total	0,45	0,22	30
Total	1	0,53	0,10	40	
	2	0,16	0,03	40	
	3	0,61	0,08	40	
	Total	0,43	0,21	120	
2	1	1	0,59	0,04	10
		2	0,16	0,04	10
		3	0,68	0,10	10
		Total	0,48	0,24	30

2	1	0,54	0,08	10
	2	0,2	0,04	10
	3	0,69	0,06	10
	Total	0,49	0,20	30
3	1	0,56	0,06	10
	2	0,18	0,06	10
	3	0,69	0,08	10
	Total	0,47	0,23	30
4	1	0,56	0,09	10
	2	0,18	0,03	10
	3	0,66	0,07	10
	Total	0,47	,22	30
Total	1	0,56	,07	40
	2	0,19	,05	40
	3	0,68	,08	40
	Total	0,48	,22	120
Total	1	0,53	,09	20
	2	0,16	0,03	20
	3	0,64	,11	20
	Total	0,44	0,22	60
2	1	0,51	,09	20
	2	0,20	,06	20
	3	0,64	,08	20
	Total	0,45	,20	60
3	1	0,57	,07	20
	2	0,17	,05	20
	3	0,68	0,07	20
	Total	0,47	0,23	60
4	1	0,57	0,08	20
	2	0,17	0,03	20
	3	0,63	0,08	20
	Total	0,46	0,22	60
Total	1	0,54	0,09	80
	2	0,17	0,05	80
	3	0,65	0,09	80
	Total	0,45	0,22	240

Levene Testi, bağımlı değişkenlerin hata varyansının gruplar arasında eşit olduğunu test etmektedir (Tablo 9).

Tablo 9. Levene Testi

F	df1	df2	Anlamlılık
5,000	23	216	,000

Çalışmada yer alan yüzey pürüzlülüğü değerlerinin genel olarak alt ve üst sınırları Tablo 10' da gösterildi.

Tablo 10. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin alt ve üst sınırları (Genel)

Ortalama	Standart Sapma	%95 Güven Aralığı	
		Alt Sınır	Üst Sınır
0,647	0,193	0,267	1,028

4.1.1. Bitirme / Polisaj Prosedürlerinin Yüzey Pürüzlülüğüne Ait Bulguları

Kompozit ve kompomer rezin bazlı materyaller, halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazının üç farklı modu (F, R, P) ile polimerize edildi. Her iki restoratif materyale polimerizasyon işlemlerinin ardından alt gruplara rastgele üç farklı bitirme / polisaj prosedürü (P1, P2, P3) uygulandı. Farklı polimerizasyon yöntemleri ile sertleştirilen materyallerin yüzey pürüzlülük değerleri üzerinde, uygulanan farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin etkileri değerlendirildi ve gruplar arası farklılıklar istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

Tablo 11. Kompozit materyaline uygulanan farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları (Kruskal-Wallis Testi)

(** p ≤ 0,01, * p ≤ 0,05, ^{ÖD} p > 0,05, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Materyal	Kompozit			Kruskal-Wallis				İkili Karşılaştırma		
	Polisaj Prosedürü	n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması		Ki-Kare	p
Halojen	P1	10	0,465	0,021	0,423	0,508	17,20B	22,165	**0,000	Polisaj
	P2	10	0,149	0,021	0,106	0,191	5,50C			Prosedürü – Yüzey
	P3	10	0,593	0,021	0,551	0,636	23,80A			Pürüzlülüğü
LED F	P1	10	0,488	0,021	0,446	0,530	17,05B	22,431	**0,000	Polisaj
	P2	10	0,164	0,021	0,122	0,207	5,50C			Prosedürü – Yüzey
	P3	10	0,597	0,021	0,554	0,639	23,95A			Pürüzlülüğü
LED R	P1	10	0,577	0,021	0,534	0,619	17,4B	21,845	**0,000	Polisaj
	P2	10	0,155	0,021	0,113	0,198	5,5C			Prosedürü – Yüzey
	P3	10	0,664	0,021	0,622	0,707	23,6A			Pürüzlülüğü
LED P	P1	10	0,588	0,021	0,546	0,630	20,3A	19,369	**0,000	Polisaj
	P2	10	0,153	0,021	0,111	0,196	5,5B			Prosedürü – Yüzey
	P3	10	0,597	0,021	0,555	0,640	20,7A			Pürüzlülüğü

Rezin kompozit materyaline uygulanan farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları Tablo 11’ de gösterirdi. Buna göre;

Yüzey pürüzlülüğü özelliği bakımından, materyal 1 (kompozit) ve polimerizasyon yöntemi 1 (halojen) ve LED ışık cihazının farklı modları 2 (LED F), 3 (LED R) ve 4 (LED P) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar tüm gruplarda istatistiksel düzeyde anlamlı farklılıklar bulundu ($p \leq 0,01$). Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin en düşük olduğu bitirme / polisaj prosedürü 2. grubunda iken, en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri bitirme / polisaj prosedürünün 3. grubunda gözlemlendi. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin en küçükten en büyüğe doğru sıralanması ise; $P2 < P1 < P3$ olarak bulundu. Alt gruplar arasındaki farklılıklar latin harfleriyle Tablo 11’ de gösterildi.

Tablo 12. Kompomer materyaline uygulanan farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları (Kruskal-Wallis Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, $\hat{O}D_p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Polisaj Prosedürü	Kompomer			Kruskal-Wallis			İkili Karşılaştırma	p
		n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank ortalaması		
Halojen	P1	10	,586	,021	,543	,628	17B	22,516	**0,000
	P2	10	,165	,021	,123	,207	5,5C		
	P3	10	,683	,021	,641	,726	24A		
LED F	P1	10	,538	,021	,496	,581	16,3B	23,907	**0,000
	P2	10	,241	,021	,199	,284	5,5C		
	P3	10	,690	,021	,647	,732	24,7A		
LED R	P1	10	,555	,021	,513	,598	16,5B	23,484	**0,000
	P2	10	,175	,021	,133	,218	5,5C		
	P3	10	,687	,021	,645	,730	24,5A		
LED P	P1	10	,561	,021	,518	,603	17,7B	21,378	**0,000
	P2	10	,179	,021	,136	,221	5,5C		
	P3	10	,657	,021	,614	,699	23,3A		

Kompomer materyaline uygulanan farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları Tablo 12' de gösterildi. Buna göre;

Yüzey pürüzlülüğü özelliği bakımından, materyal 2 (kompomer) ve polimerizasyon yöntemi 1 (halojen) ve LED ışık cihazının farklı modları 2 (LED F), 3 (LED R) ve 4 (LED P) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulundu ($p \leq 0,01$). En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri bitirme / polisaj prosedürünün 2. grubunda gözlenirken, en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri bitirme / polisaj prosedürü 3. grubunda gözlemlendi. Yüzey pürüzlülüğü sıralaması değerlerinin en küçükten en büyüğe doğru sıralanması ise; $P2 < P1 < P3$ olarak bulundu. Latin harfleriyle Tablo 12' de gösterildi.

4.1.2. Polimerizasyon Yöntemlerinin Yüzey Pürüzlülüğüne Ait Bulguları

Kompozit ve kompomer rezin bazlı materyaller halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazının üç farklı modu ile polimerize edildi. Polimerizasyonları sonrası alt gruplara rastgele üç farklı bitirme / polisaj prosedürü (P1, P2, P3) uygulandı. Farklı bitirme / polisaj prosedürleri uygulanan materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerinde, uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin etkileri değerlendirildi ve gruplar arası farklılıklar istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

Tablo 13. Kompozit materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları (Kruskal-Wallis Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, $\hat{0}Dp > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polisaj Prosedürü	Polimerizasyon Yöntemi	Kompozit				Kruskal-Wallis				İkili Karşılaştırma
		n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması	Ki- Kare	p	
P1	Halojen	10	,465	,021	,423	,508	12,3B	12,552	**0,006	Polimerizasyon Yöntemi-
P1	LED F	10	,488	,021	,446	,530	15,85B			Yüzey Pürüzlülüğü
P1	LED R	10	,577	,021	,534	,619	26,7A			
P1	LED P	10	,588	,021	,546	,630	27,15A			
P2	Halojen	10	,149	,021	,106	,191	18,70	0,463	$\hat{0}D0,927$	Polimerizasyon Yöntemi-
P2	LED F	10	,164	,021	,122	,207	20,10			Yüzey Pürüzlülüğü
P2	LED R	10	,155	,021	,113	,198	22,10			
P2	LED P	10	,153	,021	,111	,196	21,10			
P3	Halojen	10	,593	,021	,551	,636	18	5,35	$\hat{0}b0,148$	Polimerizasyon Yöntemi-
P3	LED F	10	,597	,021	,554	,639	17,85			Yüzey Pürüzlülüğü
P3	LED R	10	,664	,021	,622	,707	27,9			
P3	LED P	10	,597	,021	,555	,640	18,25			

Kompozit materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları Tablo 13' de gösterildi. Buna göre;

Yüzey pürüzlülüğü özelliği bakımından, materyal 1 (kompozit) ve polisaj prosedürü 1 (P1) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda polimerizasyon yöntemlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulundu ($p \leq 0,01$). Bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) uygulanan kompozit materyalinde en düşük yüzey pürüzlülük değerleri halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazının F modunda gözlemlendi. Halojen ve LED F modu ile polimerizasyonun yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkileri arasında ise, istatistiksel düzeyde anlamlı farklılıklar bulunamadı ($p > 0,05$). LED P ve LED R modları ile polimerize edilen alt grupların yüzey pürüzlülüğü değerleri, diğer gruplara göre daha yüksek bulundu ve aralarında istatistiksel düzeyde anlamlı bir farklılık oluşturmadıkları tespit edildi ($p > 0,05$). En yüksek yüzey pürüzlülük değerleri LED ışık cihazının P modu ile polimerize edilen alt grupta görüldü. Latin harfleriyle Tablo 13' te gösterildi.

Yüzey pürüzlülüğü özelliği bakımından, materyal 1 (kompozit) ve bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) ve polisaj prosedürü 3 (P3) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda polimerizasyon yöntemlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$).

Tablo 14. Kompomer materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları
(Kruskal-Wallis Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, ÖD $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polisaj Prosedürü	Polimerizasyon Yöntemi	n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Kruskal-Wallis			İkili Karşılaştırma
							Rank Ortalaması	Ki-Kare	p	
P1	Halojen	10	,586	,021	,543	,628	24,8	2,478	ÖD 0,479	Polimerizasyon Yöntemi-
P1	LED F	10	,538	,021	,496	,581	16,6			Yüzey
P1	LED R	10	,555	,021	,513	,598	20,1			Pürüzlülüğü
P1	LED P	10	,561	,021	,518	,603	20,5			Polimerizasyon Yöntemi-
P2	Halojen	10	,165	,021	,123	,207	15,1B	12,689	**0,005	Yüzey
P2	LED F	10	,241	,021	,199	,284	31,7A			Pürüzlülüğü
P2	LED R	10	,175	,021	,133	,218	16,6B			Polimerizasyon Yöntemi-
P2	LED P	10	,179	,021	,136	,221	18,6B			Yüzey
P3	Halojen	10	,683	,021	,641	,726	23,3	2,09	ÖD 0,554	Pürüzlülüğü
P3	LED F	10	,690	,021	,647	,732	21,1			Polimerizasyon Yöntemi-
P3	LED R	10	,687	,021	,645	,730	21,5			Yüzey
P3	LED P	10	,657	,021	,614	,699	16,1			Pürüzlülüğü

Kompomer materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları Tablo 14’te gösterildi. Buna göre;

Yüzey pürüzlülüğü özelliği bakımından, materyal 2 (kompomer) ve polisaj yöntemi 1 (P1) ve polisaj yöntemi 3 (P3) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda polimerizasyon yöntemlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$).

Yüzey pürüzlülüğü özelliği bakımından, materyal 2 (kompomer) ve polisaj yöntemi 2 (P2) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda polimerizasyon yöntemlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulundu ($p \leq 0,01$). LED F ile polimerize edilen alt grup, diğer gruplara kıyasla anlamlı derecede daha yüksek değerler göstermişken, halojen, LED R ve LED P grupları arasında istatistiksel düzeyde bir farklılık bulunamadı ($p > 0,05$). Latin harfleriyle Tablo 14’ te gösterildi.

4.1.3. Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğüne Ait Bulguları

Halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazının üç farklı modunda polimerize edilen ve polimerizasyon sonrası alt gruplarına rastgele üç farklı polisaj prosedürü (P1, P2, P3) uygulanan kompozit ve kompomer materyallerinin yüzey pürüzlülüğü değerleri ölçüldü ve farklılıklar istatistiksel olarak belirlendi.

Halojen ışık cihazı ile polimerizasyonun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları Tablo 15’ te gösterildi.

Tablo 15. Halojen ışık cihazı ile polimerizasyonun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları (Mann-Whitney U Testi)

(*** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, ^{öD} $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Materyal	Halojen				Mann-Whitney U			İkili Karşılaştırma	
		n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması	Mann-Whitney U		p
P1	Kompozit	20	,465	,021	,423	,508	6,5	10	**0,002	Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P1	Kompomer	20	,586	,021	,543	,628	14,5			Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P2	Kompozit	20	,149	,021	,106	,191	9,60	41	öD0,496	Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P2	Kompomer	20	,165	,021	,123	,207	11,40			Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P3	Kompozit	20	,593	,021	,551	,636	7,90	24	*0,049	Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P3	Kompomer	20	,683	,021	,641	,726	13,10			Materyal-Yüzey pürüzlülüğü

Halojen ışık cihazı ile polimerizasyonun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları Tablo 15' te gösterildi. Buna göre;

Yüzey pürüzlülüğü özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 1 (halojen) ve bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) ve polisaj prosedürü 3 (P3) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulundu ($p \leq 0,01$). En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri kompozit materyalinde gözlenirken en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri kompomer materyalinde gözlemlendi.

Yüzey pürüzlülüğü özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 1 (halojen) ve bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda, materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$).

Tablo 16. LED ışık cihazının F modu ile polimerizasyonun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları

(Mann-Whitney U Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, \hat{O}^D $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polisaj Prosedürü	Materyal	n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Mann-Whitney U		p	İkili Karşılaştırma
							Rank Ortalaması	Whitney U		
P1	Kompozit	20	,488	,021	,446	,530	9,60	41	\hat{O}^D 0,496	Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P1	Kompomer	20	,538	,021	,496	,581	11,40			Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P2	Kompozit	20	,164	,021	,122	,207	6,3	8	**0,001	Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P2	Kompomer	20	,241	,021	,199	,284	14,7			Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P3	Kompozit	20	,597	,021	,554	,639	7,05	15,5	**0,009	Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P3	Kompomer	20	,690	,021	,647	,732	13,95			Materyal-Yüzey pürüzlülüğü

LED ışık cihazının F modu ile polimerizasyonun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları Tablo 16' da gösterildi. Buna göre;

Yüzey pürüzlülüğü özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 2 (LED F) ve bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$).

Yüzey pürüzlülüğü özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 2 (LED F) ve bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda, materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulundu ($p \leq 0,01$). LED ışık cihazının F modu ile polimerize edilen ve 2. grup polisaj prosedürü uygulanan kompozit materyalin yüzey pürüzlülük değerleri, kompomer materyalinden istatistiksel olarak daha düşük bulundu ($p \leq 0,01$).

Yüzey pürüzlülüğü özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 2 (LED F) ve bitirme / polisaj prosedürü 3 (P3) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulundu ($p \leq 0,01$). LED ışık cihazının F modu ile polimerize edilen ve 3. grup polisaj prosedürü uygulanan kompozit materyalin yüzey pürüzlülük değerleri, kompomer materyalden elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinden istatistiksel düzeyde daha düşük değerler gösterdiği belirlendi ($p \leq 0,01$).

Tablo 17. LED ışık cihazının R modu ile polimerizasyonun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları (Mann-Whitney U Testi)

(** p ≤ 0,01, * p ≤ 0,05, ^{öD} p > 0,05, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polisaj Prosedürü	Materyal	n	LED R				Mann-Whitney U		İkili Karşılaştırma	
			Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması	Mann-Whitney U		p
P1	Kompozit	20	,577	,021	,534	,619	11,55	39,5	0,00,427	Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P1	Kompomer	20	,555	,021	,513	,598	9,45			Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P2	Kompozit	20	,155	,021	,113	,198	9,6	41	0,00,496	Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P2	Kompomer	20	,175	,021	,133	,218	11,4			Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P3	Kompozit	20	,664	,021	,622	,707	9,55	40,5	0,00,473	Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P3	Kompomer	20	,687	,021	,645	,730	11,45			Materyal-Yüzey pürüzlülüğü

LED ışık cihazının R modu ile polimerizasyonun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları Tablo 17' de gösterildi. Buna göre;

Yüzey pürüzlülüğü özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 3 (LED R) ve bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1), bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) ve bitirme / polisaj prosedürü 3 (P3) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde önemli bulunmadı ($p > 0,05$).



Tablo 18. LED ışık cihazının P modu ile polimerizasyonun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları (Mann-Whitney U Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, $\hat{p}_D > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma

Polisaj Prosedürü	Materyal	n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Mann-Whitney U			İkili Karşılaştırma
							Rank Ortalaması	Mann-Whitney U	p	
P1	Kompozit	20	,588	,021	,546	,630	9,55	40,5	0,473	Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P1	Kompomer	20	,561	,021	,518	,603	11,45			Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P2	Kompozit	20	,153	,021	,111	,196	8,1	26	0,07	Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P2	Kompomer	20	,179	,021	,136	,221	12,9			Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P3	Kompozit	20	,597	,021	,555	,640	8,8	33	0,199	Materyal-Yüzey pürüzlülüğü
P3	Kompomer	20	,657	,021	,614	,699	12,2			Materyal-Yüzey pürüzlülüğü

LED ışık cihazının P modu ile polimerizasyonun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçları Tablo 18’ de gösterildi. Buna göre;

Yüzey pürüzlülüğü bakımından, polimerizasyon yöntemi 4 (LED P) ve bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1), bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) ve bitirme / polisaj prosedürü 3 (P3) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda yüzey pürüzlülüğü değerleri Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$).

4.2.Vicker’s Yüzey Sertliği Bulguları

Çalışmada yer alan materyaller, ışık kaynakları ve prosedürler Tablo 19’ da ve tanımlayıcı istatistik bulguları Tablo 20’ de gösterildi.

Tablo 19. Çalışmada yer alan materyaller, ışık kaynakları ve prosedürler

		n
Polimerizasyon Yöntemi	1 (Halojen)	30
	2 (LED F)	30
	3 (LED R)	30
	4 (LED P)	30
Materyal	1 (Kompozit)	60
	2 (Kompomer)	60
Polisaj Prosedürü	1 (P1)	40
	2 (P2)	40
	3 (P3)	40

Tablo 20. Tanımlayıcı istatistik bulguları

Polimerizasyon Yöntemi			Ortalama	Standart Sapma	n	
1	1	1	90,37	3,35	5	
		2	79,23	3,44	5	
		3	85,50	2,65	5	
		Total	85,03	5,55	15	
	2	1	53,13	1,95	5	
		2	58,01	5,72	5	
		3	50,40	5,28	5	
		Total	53,84	5,38	15	
	Total	1	71,75	19,80	10	
		2	68,62	12,04	10	
		3	67,95	18,91	10	
		Total	69,44	16,75	30	
	2	1	1	91,97	12,85	5
			2	80,48	9,95	5
			3	88,23	2,14	5
			Total	86,89	10,06	15
2		1	50,20	4,76	5	
		2	53,64	3,63	5	
		3	58,37	4,37	5	
		Total	54,07	5,26	15	
Total		1	71,09	23,84	10	
		2	67,06	15,81	10	
		3	73,30	16,065	10	
		Total	70,48	18,46	30	
3		1	1	80,35	4,96	5
			2	83,44	4,55	5
			3	77,67	7,42	5
			Total	80,49	5,88	15
	2	1	51,95	6,01	5	
		2	53,47	3,74	5	
		3	53,56	5,86	5	
		Total	52,99	4,97	15	
	Total	1	66,15	15,85	10	
		2	68,45	16,28	10	
		3	65,62	14,19	10	
		Total	66,74	14,97	30	
	4	1	1	89,99	3,45	5
			2	73,81	5,27	5
			3	77,07	4,59	5

Total	2	Total	80,29	8,35	15
		1	52,53	4,67	5
		2	50,47	2,17	5
		3	54,55	4,61	5
	Total	Total	52,51	4,08	15
		1	71,26	20,12	10
		2	62,17	12,88	10
		3	65,81	12,64	10
	1	Total	66,40	15,53	30
		1	88,17	8,18	20
		2	79,24	6,81	20
		3	82,12	6,57	20
	2	Total	83,18	8,03	60
		1	51,95	4,36	20
		2	53,90	4,60	20
3		54,22	5,49	20	
Total	Total	53,36	4,86	60	
	1	70,06	19,45	40	
	2	66,57	14,06	40	
	3	68,17	15,34	40	
Total	Total	68,27	16,37	120	

Levene Testi, bağımlı değişkenlerin hata varyansının gruplar arasında eşit olduğunu test etmektedir (Tablo 21).

Tablo 21. Levene Testi

F	df1	df2	Sig.
3,791	23	96	,000

Çalışmada yer alan yüzey pürüzlülüğü değerlerinin genel olarak alt ve üst sınırları Tablo 22' de gösterildi.

Tablo 22. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin alt ve üst sınırları (Genel)

Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı	
		Alt Sınır	Üst Sınır
68,266	,497	67,279	69,252

4.2.1. Bitirme / Polisaj Prosedürlerinin Vicker's Yüzey Sertlik Değerlerine Ait Bulguları

Kompozit ve kompomer rezin bazlı materyaller halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazının üç farklı modunda polimerize edildi. Polimerizasyon sonrası üç farklı polisaj prosedürü (P1, P2, P3) uygulandı. Farklı polimerizasyon yöntemleri ile sertleştirilen kompozit ve kompomer materyallerin Vicker's yüzey sertlik değerleri üzerinde, uygulanan farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin etkileri değerlendirildi ve farklılıklar istatistiksel olarak belirlendi.

Tablo 23. Kompozit materyaline uygulanan farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları

(Kruskal-Wallis Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, öD $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Materyal	Kompozit			Kruskal-Wallis				İkili Karşılaştırma	
		Polisaj Prosedürü	n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması		Ki-Kare
Halojen	P1	5	90,367	2,435	85,534	95,199	12A	9,38	**0,009	Polimerizasyon Yöntemi-
	P2	5	79,227	2,435	74,394	84,059	3,4C			Vicker's Yüzey Sertliği
	P3	5	85,5	2,435	80,667	90,333	8,6B			
LED F	P1	5	91,973	2,435	87,141	96,806	10,2	2,66	öD 0,264	Polimerizasyon Yöntemi-
	P2	5	80,48	2,435	75,647	85,313	5,6			Vicker's Yüzey Sertliği
	P3	5	88,227	2,435	83,394	93,059	8,2			
LED R	P1	5	80,353	2,435	75,521	85,186	7,6	1,34	öD 0,512	Polimerizasyon Yöntemi-
	P2	5	83,44	2,435	78,607	88,273	9,8			Vicker's Yüzey Sertliği
	P3	5	77,673	2,435	72,841	82,506	6,6			
LED P	P1	5	89,993	2,435	85,161	94,826	13A	9,78	**0,008	Polimerizasyon Yöntemi-
	P2	5	73,807	2,435	68,974	78,639	4,6B			Vicker's Yüzey Sertliği
	P3	5	77,073	2,435	72,241	81,906	6,4B			

Kompozit materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları Tablo 23' de gösterildi. Buna göre;

Vicker's yüzey sertlik değerleri bakımından, polimerizasyon yöntemi 1 (halojen) ve materyal 1 (kompozit) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulundu ($p \leq 0,01$). En düşük Vicker's yüzey sertlik değeri 2. grup bitirme / polisaj prosedüründe (P2) gözlenirken en yüksek Vicker's yüzey sertlik değeri 1. grup polisaj prosedüründe gözlenmiştir. Vicker's yüzey sertlik değeri sıralanması ise; $P2 < P3 < P1$ olarak belirlendi. Latin harfleriyle Tablo 23' te gösterildi.

Vicker's yüzey sertlik değeri bakımından, polimerizasyon yöntemi 2 (LED F) ve materyal 1 (kompozit) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$).

Vicker's yüzey sertlik değeri bakımından, polimerizasyon yöntemi 3 (LED R) ve materyal 1 (kompozit) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$).

Vicker's yüzey sertlik değerleri bakımından, polimerizasyon yöntemi 4 (LED P) ve materyal 1 (kompozit) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulundu ($p \leq 0,01$). En düşük Vicker's yüzey sertlik değeri 2. grup bitirme / polisaj prosedüründe (P2) gözlenirken en yüksek Vicker's yüzey sertlik değeri 1. grup bitirme / polisaj prosedüründe gözlendi. Vicker's yüzey sertlik değeri sıralanması ise; $P2 < P3 < P1$ olarak belirlendi. Latin harfleriyle Tablo 23' te gösterildi.

Tablo 24. Kompomer materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları (Kruskal-Wallis Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, öD $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Polisaj Prosedürü	Kompomer					Kruskal-Wallis			İkili Karşılaştırma
		n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması	Ki-Kare	p	
Halojen	P1	5	53,127	2,435	48,294	57,959	7,4	4,34	öD ,114	Polimerizasyon Yöntemi-
	P2	5	58,007	2,435	53,174	62,839	11,2			Vicker's Yüzey Sertliği
	P3	5	50,4	2,435	45,567	55,233	5,4			
LED F	P1	5	50,2	2,435	45,367	55,033	4,9	5,715	öD ,057	Polimerizasyon Yöntemi-
	P2	5	53,64	2,435	48,807	58,473	7,5			Vicker's Yüzey Sertliği
	P3	5	58,373	2,435	53,541	63,206	11,6			
LED R	P1	5	51,953	2,435	47,121	56,786	7,2	0,26	öD ,878	Polimerizasyon Yöntemi-
	P2	5	53,467	2,435	48,634	58,299	8,2			Vicker's Yüzey Sertliği
	P3	5	53,56	2,435	48,727	58,393	8,6			
LEDP	P1	5	52,527	2,435	47,694	57,359	7,7	2,57	öD ,277	Polimerizasyon Yöntemi-
	P2	5	50,467	2,435	45,634	55,299	5,9			Vicker's Yüzey Sertliği
	P3	10	54,547	2,435	49,714	59,379	10,4			

Kompomer materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları Tablo 24' te gösterildi. Buna göre;

Vicker's yüzey sertlik değeri bakımından, tüm polimerizasyon yöntemleri ile polimerize edilen alt gruplarda ve materyal 2 (kompomer) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda polimerizasyon yöntemlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$).

4.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerinin Vicker's Yüzey Sertliğine Ait Bulguları

Kompozit ve kompomer rezin bazlı materyaller halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazının üç farklı modu ile polimerize edildi. Polimerizasyon sonrası alt gruplara rastgele üç farklı bitirme / polisaj prosedürü (P1, P2, P3) uygulandı. Farklı bitirme / polisaj prosedürü uygulanan kompozit ve kompomer materyallerin Vicker's yüzey sertlik değerleri üzerinde, farklı polimerizasyon yöntemlerinin etkileri değerlendirildi ve farklılıklar istatistiksel olarak belirlendi.

Tablo 25. Kompozit materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin Vicker's sertlik değerlerine ait sonuçları (Kruskal-Wallis Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, $\overset{\circ}{D}$ $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polisaj Prosedürü	Polimerizasyon Yöntemi	Kompozit					Kruskal-Wallis				İkili Karşılaştırma
		n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması	Ki-Kare	p		
P1	Halojen	5	90,367	2,435	85,534	95,199	12,2	6,269	$\overset{\circ}{D}$ 0,099	Polisaj Prosedürü-	
P1	LED F	5	91,973	2,435	87,141	96,806	13			Vicker's Yüzey Sertliği	
P1	LED R	5	80,353	2,435	75,521	85,186	4,8				
P1	LED P	5	89,993	2,435	85,161	94,826	12				
P2	Halojen	5	79,227	2,435	74,394	84,059	11,4	6,017	$\overset{\circ}{D}$ 0,111	Polisaj Prosedürü-	
P2	LED F	5	80,48	2,435	75,647	85,313	10,8			Vicker's Yüzey Sertliği	
P2	LED R	5	83,44	2,435	78,607	88,273	14,4				
P2	LED P	5	73,807	2,435	68,974	78,639	5,4				
P3	Halojen	5	85,5	2,435	80,667	90,333	13,4A	13,731	**0,003	Polisaj Prosedürü-	
P3	LED F	5	88,227	2,435	83,394	93,059	17A			Vicker's Yüzey Sertliği	
P3	LED R	5	77,673	2,435	72,841	82,506	6,6B				
P3	LED P	5	77,073	2,435	72,241	81,906	5B				

Kompozit materyaline uygulanan farklı polisaj prosedürlerinin Vicker's sertlik değerlerine ait sonuçları Tablo 25' te gösterildi. Buna göre;

Vicker's yüzey sertlik değeri bakımından, materyal 1 (kompozit) ve bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) ve bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda polimerizasyon yöntemlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde önemsiz bulundu ($p > 0,05$).

Vicker's yüzey sertlik değeri bakımından, materyal 1 (kompozit) ve polisaj prosedürü 3 (P3) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda polimerizasyon yöntemlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulundu ($p \leq 0,01$). Halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazının F modu ile polimerize edilen alt grup arasında istatistiksel düzeyde anlamlı fark bulunamadı ($p > 0,05$). LED ışık cihazının R modu ve P modu alt grupları arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p > 0,05$). Grupların Vicker's yüzey sertliği değerlerinin sıralanması; LED R = LED P < H= LED F şeklinde belirlendi. Latin harfleriyle Tablo 25' te gösterildi.

Tablo 26. Kompomer materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin Vicker's sertlik değerlerine ait sonuçları (Kruskal-Wallis Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, $\overset{\circ}{D}$ $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polisaj Prosedürü	Polimerizasyon Yöntemi	Kompomer				Kruskal-Wallis				İkili Karşılaştırma	
		n	Ort	S.S.	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması	Ki-Kare		p
P1	Halojen	5	53,127	2,435	2,435	48,294	57,959	11,8	1,434	$\overset{\circ}{D}$ 0,698	Polisaj Prosedürü-
P1	LED F	5	51,953	2,435	2,435	47,121	56,786	7,8			Vicker's Yüzey
P1	LED R	5	51,953	2,435	2,435	47,121	56,786	11,4			Sertliği
P1	LED P	5	52,527	2,435	2,435	47,694	57,359	11			
P2	Halojen	5	58,007	2,435	2,435	53,174	62,839	15,4	6,931	$\overset{\circ}{D}$ 0,074	Polisaj Prosedürü-
P2	LED F	5	53,64	2,435	2,435	48,807	58,473	11			Vicker's Yüzey
P2	LED R	5	53,467	2,435	2,435	48,634	58,299	10			Sertliği
P2	LED P	5	50,467	2,435	2,435	45,634	55,299	5,6			
P3	Halojen	5	50,4	2,435	2,435	45,567	55,233	6,5	4,749	$\overset{\circ}{D}$ 0,191	Polisaj Prosedürü-
P3	LED F	5	58,373	2,435	2,435	53,541	63,206	14,6			Vicker's Yüzey
P3	LED R	5	53,56	2,435	2,435	48,727	58,393	10			Sertliği
P3	LED P	5	54,547	2,435	2,435	49,714	59,379	10,9			

Kompomer materyaline uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin Vicker's sertlik değerlerine ait sonuçları Tablo 26' da gösterildi. Buna göre;

Vicker's yüzey sertlik değeri bakımından materyal 2 (kompomer) ve bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1), bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) ve bitirme / polisaj prosedürü 3 (P3) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda polimerizasyon yöntemlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde önemsiz bulundu ($p > 0,05$).

4.2.3. Materyallerin Vicker's Yüzey Sertliğine Ait Bulgular

Kompozit ve kompomer rezin bazlı materyalleri, halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazının üç farklı modunda (F, R, P) polimerize edildi. Polimerizasyon sonrası alt gruplara rastgele üç farklı polisaj prosedürü (P1, P2, P3) uygulandı. Materyallerin Vicker's yüzey sertlik değerleri ölçüldü ve farklılıklar istatistiksel olarak belirlendi.

Tablo 27. Halojen ışık cihazı ile polimerizasyonun materyallerin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları

(Mann-Whitney U Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, $\overset{\circ}{D}$ $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Materyal	Halojen				Mann-Whitney U			İkili Karşılaştırma	
		n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank	Mann-Whitney U		p
P1	Kompozit	20	90,367	2,435	85,534	95,199	40	0	**0,009	Materyal-
P1	Kompomer	20	53,127	2,435	48,294	57,959	15			Vicker's Yüzey Sertliği
P2	Kompozit	20	79,227	2,435	74,394	84,059	40	0	**0,009	Materyal-
P2	Kompomer	20	58,007	2,435	53,174	62,839	15			Vicker's Yüzey Sertliği
P3	Kompozit	20	85,5	2,435	80,667	90,333	40	0	**0,009	Materyal-
P3	Kompomer	20	50,4	2,435	45,567	55,233	15			Vicker's Yüzey Sertliği

Tablo 28. LED ışık cihazının F modu ile polimerizasyonun materyallerin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları (Mann-Whitney U Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, $\overset{\circ}{D}$ $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Materyal	n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Mann-Whitney U			İkili Karşılaştırma
							Rank Ortalaması	Mann-Whitney U	p	
P1	Kompozit	20	91,973	2,435	87,141	96,806	40	0	**0,009	Materyal-Vicker's Yüzey Sertliği
P1	Kompomer	20	50,2	2,435	45,367	55,033	15			Materyal-Vicker's Yüzey Sertliği
P2	Kompozit	20	80,48	2,435	75,647	85,313	40	0	**0,009	Materyal-Vicker's Yüzey Sertliği
P2	Kompomer	20	53,64	2,435	48,807	58,473	15			Materyal-Vicker's Yüzey Sertliği
P3	Kompozit	20	88,227	2,435	83,394	93,059	40	0	**0,009	Materyal-Vicker's Yüzey Sertliği
P3	Kompomer	20	58,373	2,435	53,541	63,206	15			Materyal-Vicker's Yüzey Sertliği

Tablo 29. LED ışık cihazının R modu ile polimerizasyonun materyallerin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları (Mann-Whitney U Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, $\overset{\circ}{D}$ $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Materyal	n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Mann-Whitney U		İkili Karşılaştırma
							Ortalama	Whitney U	
P1	Kompozit	20	80,353	2,435	75,521	85,186	40	0	Materyal- Vicker's Yüzey Sertliği
P1	Kompomer	20	51,953	2,435	47,121	56,786	15	0	Materyal- Vicker's Yüzey Sertliği
P2	Kompozit	20	83,44	2,435	78,607	88,273	40	0	Materyal- Vicker's Yüzey Sertliği
P2	Kompomer	20	53,467	2,435	48,634	58,299	15	0	Materyal- Vicker's Yüzey Sertliği
P3	Kompozit	20	77,673	2,435	72,841	82,506	40	0	Materyal- Vicker's Yüzey Sertliği
P3	Kompomer	20	53,56	2,435	48,727	58,393	15	0	Materyal- Vicker's Yüzey Sertliği

Tablo 30. LED ışık cihazının P modu ile polimerizasyonun materyallerin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları (Mann-Whitney U Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, $\overset{\circ}{D}$ $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Materyal	n	LED P				Mann-Whitney U		İkili Karşılaştırma	
			Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması	Mann-Whitney U		p
P1	Kompozit	20	89,993	2,435	85,161	94,826	40	0	**0,009	Materyal-
P1	Kompomer	20	52,527	2,435	47,694	57,359	15			Vicker's Yüzey Sertliği
P2	Kompozit	20	73,807	2,435	68,974	78,639	40	0	**0,009	Materyal-
P2	Kompomer	20	50,467	2,435	45,634	55,299	15			Vicker's Yüzey Sertliği
P3	Kompozit	20	77,073	2,435	72,241	81,906	40	0	**0,009	Materyal-
P3	Kompomer	20	54,547	2,435	49,714	59,379	15			Vicker's Yüzey Sertliği

Halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazının F, R ve P modu ile polimerizasyonun materyallerin Vicker's yüzey sertliğine ait sonuçları Tablo 27, 28, 29 ve 30' da gösterildi. Buna göre;

Vicker's yüzey sertlik değeri bakımından materyallerin kıyaslamasında yapılan Mann-Whitney Testinin sonucunda polimerizasyon yöntemleri (halojen, LED F, LED R, LED P) ve bitirme / polisaj prosedürlerinin (P1, P2, P3) hepsinde Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulundu ($p \leq 0,01$). Tüm polimerizasyon yöntemi uygulamaları ve tüm polisaj prosedürü uygulanan alt gruplarda, kompozit materyalinde kompozit materyaline göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük Vicker's sertlik değerleri elde edildi.

4.3. Biaksiyal Fleksural Dayanımı Bulguları

Çalışmada yer alan materyaller, ışık kaynakları ve prosedürler Tablo 31' da ve tanımlayıcı istatistik bulguları Tablo 33' de gösterildi.

Tablo 31. Çalışmada yer alan materyaller, ışık kaynakları ve prosedürler

Polimerizasyon Yöntemi	Materyal	Polisaj Prosedürü	Ortalama	Standart Sapma	n
1	1	P1	21,01	3,87	10
		P2	28,70	3,33	10
		P3	38,59	7,43	10
		Total	29,43	8,88	30
	2	P1	31,37	6,17	10
		P2	28,93	8,97	10
		P3	31,92	3,44	10
		Total	30,74	6,50	30
	Total	P1	26,19	7,31	20
		P2	28,82	6,59	20
		P3	35,26	6,59	20
		Total	30,09	7,74	60
2	1	P1	42,69	9,25	10
		P2	41,32	8,35	10

3	2	P3	54,45	12,66	10	
		Total	46,15	11,57	30	
		P1	39,94	8,73	10	
		P2	28,87	6,30	10	
		P3	33,47	9,15	10	
		Total	34,09	9,12	30	
	Total	P1	41,31	8,86	20	
		P2	35,10	9,62	20	
		P3	43,96	15,21	20	
		Total	40,12	11,99	60	
		1	P1	31,32	5,21	10
			P2	43,72	7,03	10
P3	40,90		14,79	10		
Total	38,65		10,99	30		
2	P1		46,18	9,73	10	
	P2		38,87	13,66	10	
	P3	51,39	19,45	10		
	Total	45,48	15,23	30		
	Total	P1	38,75	10,76	20	
		P2	41,29	10,86	20	
P3		46,15	17,65	20		
Total		42,06	13,61	60		
4		1	P1	29,82	6,08	10
			P2	36,26	8,12	10
	P3		33,93	16,00	10	
	Total		33,34	10,90	30	
	2		P1	45,90	11,88	10
			P2	24,16	4,54	10
		P3	21,99	3,70	10	
		Total	30,68	13,23	30	
		Total	P1	37,86	12,35	20
			P2	30,21	8,92	20
	P3		27,96	12,86	20	
	Total		32,01	12,09	60	
Total	1		P1	31,21	9,95	40
			P2	37,50	8,90	40
		P3	41,97	14,80	40	
		Total	36,89	12,24	120	
		2	P1	40,85	10,86	40
			P2	30,21	10,25	40
	P3		34,69	15,09	40	
	Total		35,25	12,92	120	
	Total		P1	36,03	11,45	80

P2	33,85	10,22	80
P3	38,33	15,29	80
Total	36,07	12,58	240

Tablo 32. Levene Testi

Bağımlı Değişkenler	Biaksiyal Fleksural Dayanım			
	F	df1	df2	Anlamlılık
	3,277	23	216	,000

Tablo 33. Tanımlayıcı istatistik bulguları (Genel)

Ortalama	Standart Sapma	%95 Güven Aralığı	
		Alt Sınır	Üst Sınır
36,071	,620	34,849	37,294

4.3.1. Polimerizasyon Yöntemlerinin Biaksiyal Fleksural Dayanıma Ait Bulguları

Kompozit ve kompomer rezin bazlı materyaller halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazının üç farklı modunda polimerize edildi. Polimerizasyon sonrası üç farklı bitirme / polisaj prosedürü (P1, P2, P3) uygulandı. Polimerizasyon yöntemlerinin, materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine olan etkileri değerlendirildi ve farklılıklar istatistiksel olarak belirlendi.

Tablo 34. Kompozit materyalde polimerizasyon yöntemlerinin materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçları (Kruskal-Wallis Testi)

(** p ≤ 0,01, * p ≤ 0,05, ^{ÖD} p > 0,05, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Materyal	Kompozit			Kruskal-Wallis				İkili Karşılaştırma	
		Polisaj Prosedürü	n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması		Ki-Kare
Halojen	P1	10	21,01	3,039	15,02	27	6,1C	20,445	**0,000	Polimerizasyon Yöntemi-
	P2	10	28,7	3,039	22,713	34,69	16,65B			Biaksiyal Fleksural
	P3	10	38,59	3,039	32,598	44,58	23,75A			Dayanım
LEDF	P1	10	42,69	3,039	36,702	48,68	12,7B	7,72	*0,021	Polimerizasyon Yöntemi-
	P2	10	41,32	3,039	35,33	47,31	12B			Biaksiyal Fleksural
	P3	10	54,45	3,039	48,462	60,44	21,8A			Dayanım
LEDR	P1	10	31,32	3,039	25,334	37,31	9,25B	9,214	**0,010	Polimerizasyon Yöntemi-
	P2	10	43,72	3,039	37,731	49,71	21,15A			Biaksiyal Fleksural
	P3	10	40,9	3,039	34,914	46,89	16,1AB			Dayanım
LEDP	P1	10	29,82	3,039	23,827	35,81	13,35	1,954	ÖD0,376	Polimerizasyon Yöntemi-
	P2	10	36,26	3,039	30,271	42,25	18,6			Biaksiyal Fleksural
	P3	10	33,93	3,039	27,943	39,92	14,55			Dayanım

Kompozit materyalde polimerizasyon yöntemlerinin materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçları Tablo 34' te gösterildi. Buna göre;

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 1 (halojen) ve materyal 1 (kompozit) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulundu ($p \leq 0,01$). En düşük biaksiyal fleksural dayanım değeri, bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) grubunda gözlenirken en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değeri polisaj prosedürü 3 (P3) grubunda gözlenmiştir. Biaksiyal fleksural dayanım sıralaması ise $P1 < P2 < P3$ olarak bulundu. Latin harfleriyle Tablo 23' te gösterildi.

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 2 (LED F) ve materyal 1 (kompozit) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulundu ($p \leq 0,05$). En yüksek biaksiyal fleksural dayanım değeri, bitirme / polisaj prosedürü 3 (P3) grubunda gözlenirken, bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) ve 2 (P2) arasında istatistiksel bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$). Latin harfleriyle Tablo 23' te gösterildi.

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 3 (LED R) ve materyal 1 (kompozit) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulundu ($p \leq 0,01$). En yüksek biaksiyal fleksural dayanım değeri 2. grup bitirme / polisaj prosedüründe gözlendi. Diğer gruplar arasında istatistiksel düzeyde anlamlı bir farklılık bulunmamışken ($p > 0,05$), P1 ve P2 bitirme / polisaj prosedürü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu ($p \leq 0,01$).

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 4 (LED P) ve materyal 1 (kompozit) iken yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunmadı ($p > 0,05$).

Tablo 35. Kompomer materyalde polimerizasyon yöntemlerinin materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçları

(Kruskal-Wallis Testi)

(** p ≤ 0,01, * p ≤ 0,05, ^{öD} p > 0,05, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Polisaj Prosedürü	Kompomer				Kruskal-Wallis				İkili Karşılaştırma
		n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması	Ki-Kare	p	
Halojen	P1	10	31,37	3,039	25,383	37,36	16,25	2,646	^{öD} 0,266	Polimerizasyon Yöntemi-Biaksiyal Fleksural Dayanım
	P2	10	28,94	3,039	22,945	34,92	12			
	P3	10	31,92	3,039	25,934	37,91	18,25			
LED F	P1	10	39,94	3,039	33,946	45,92	21,6A	8,51	*0,014	Polimerizasyon Yöntemi-Biaksiyal Fleksural Dayanım
	P2	10	28,87	3,039	22,884	34,86	10,2B			
	P3	10	33,47	3,039	27,478	39,46	14,7B			
LED R	P1	10	46,18	3,039	40,193	52,17	17,6	4,018	^{öD} 0,134	Polimerizasyon Yöntemi-Biaksiyal Fleksural Dayanım
	P2	10	38,87	3,039	32,88	44,86	10,95			
	P3	10	51,39	3,039	45,4	57,38	17,95			
LEDP	P1	10	45,9	3,039	39,912	51,89	25,5A	20,318	**0,000	Polimerizasyon Yöntemi-Biaksiyal Fleksural Dayanım
	P2	10	24,16	3,039	18,168	30,15	12,3B			
	P3	10	21,99	3,039	16	27,98	8,7B			

Kompomer materyalinde polimerizasyon yöntemlerinin materyalin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçları Tablo 35' te gösterildi. Buna göre;

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 1 (halojen) ve materyal 2 (kompomer) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunmadı ($p > 0,05$).

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 2 (LED F) ve materyal 2 (kompomer) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulundu ($p \leq 0,05$). En yüksek biaksiyal fleksural dayanım değeri bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) grubunda gözlenmişken, P2 ve P3 bitirme / polisaj prosedürü grupları arasında istatistiksel olarak farklılık bulunamadı ($p > 0,05$). Latin harfleriyle Tablo 35' te gösterildi.

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 3 (LED R) ve materyal 2 (kompomer) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunmadı ($p > 0,05$).

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 4 (LED P) ve materyal 2 (kompomer) iken, yapılan Kruskal Wallis Testi sonucunda polisajların Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulundu ($p \leq 0,01$). En yüksek biaksiyal fleksural dayanım değeri, bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) grubunda gözlenirken, P2 ve P3 bitirme / polisaj prosedürü grupları arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunamadı ($p > 0,05$). Latin harfleriyle Tablo 35' te gösterildi.

4.3.2. Bitirme / Polisaj Prosedürlerinin Biaksiyal Fleksural Dayanıma Ait Bulguları

Materyaller halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazının üç farklı modunda polimerize edildi. Polimerizasyon sonrası üç farklı polisaj prosedürü (P1, P2, P3) uygulandı. Polisaj prosedürlerinin, materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine olan etkileri değerlendirildi ve farklılıklar istatistiksel olarak belirlendi.

Tablo 36. Kompozit materyalde polisaj prosedürlerinin materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçları (Kruskal-Wallis Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, ^{öD} $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polisaj Prosedürü	Polimerizasyon Yöntemi	Kompozit				Kruskal-Wallis				İkili Karşılaştırma
		n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması	Ki-Kare	p	
P1	Halojen	10	21,01	3,039	15,02	27	7,2C	25,575	**0,000	Polisaj Prosedürü-
P1	LED F	10	42,69	3,039	36,702	48,68	33,55A			Biaksiyal Fleksural
P1	LED R	10	31,32	3,039	25,334	37,31	21,55B			Dayanım
P1	LED P	10	29,82	3,039	23,827	35,81	19,7B			
P2	Halojen	10	28,7	3,039	22,713	34,69	8,2C	18,291	**0,000	Polisaj Prosedürü-
P2	LED F	10	41,32	3,039	35,33	47,31	25,4AB			Biaksiyal Fleksural
P2	LED R	10	43,72	3,039	37,731	49,71	29,05A			Dayanım
P2	LED P	10	36,26	3,039	30,271	42,25	19,35B			
P3	Halojen	10	38,59	3,039	32,598	44,58	18,15B	11,989	**0,007	Polisaj Prosedürü-
P3	LED F	10	54,45	3,039	48,462	60,44	30,9A			Biaksiyal Fleksural
P3	LED R	10	40,9	3,039	34,914	46,89	19,45B			Dayanım
P3	LED P	10	33,93	3,039	27,943	39,92	13,5B			

Kompozit materyalinde bitirme / polisaj prosedürlerinin materyalin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçları Tablo 36' da gösterildi. Buna göre;

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, materyal 1 (kompozit)-polisaj prosedürü 1 (P1) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda polimerizasyon yöntemlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulundu ($p \leq 0,01$). En yüksek biaksiyal fleksural dayanım değeri LED F ile polimerizasyon yöntemi alt grubunda gözlenirken en düşük biaksiyal fleksural dayanım değeri halojen ile polimerizasyon yöntemi grubunda gözlenmiştir. Diğer iki grup arasında anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p > 0,05$). Latin harfleriyle Tablo 36' da gösterildi.

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, materyal 1 (kompozit)-polisaj prosedürü 2 (P2) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda polimerizasyon yöntemlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulundu ($p \leq 0,01$). En düşük biaksiyal fleksural dayanım değeri halojen ışık cihazı ile polimerizasyon yöntemi grubunda gözlenirken en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değeri LED R polimerizasyon yöntemi alt grubunda gözlendi. Diğer iki grup arasında anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p > 0,05$). Latin harfleriyle Tablo 36' da gösterildi.

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, materyal 1 (kompozit)-polisaj prosedürü 3 (P3) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda polimerizasyon yöntemlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulundu ($p \leq 0,01$). En yüksek biaksiyal fleksural dayanım değeri LED F ile polimerizasyon yöntemi alt grubunda gözlenirken, diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamadı ($p > 0,05$). Latin harfleriyle Tablo 36' da gösterildi.

Tablo 37. Kompomer materyalde polisaj prosedürlerinin materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçları (Kruskal-Wallis Testi)

(** p ≤ 0,01, * p ≤ 0,05, ^{öD} p > 0,05, Ort.: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polisaj Prosedürü	Polimerizasyon Yöntemi	Kompomer					Kruskal-Wallis			
		n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması	Ki-Kare	p	İkili Karşılaştırma
P1	Halojen	10	31,37	3,039	25,383	37,36	9,65B	13,581	**0,004	Polisaj Prosedürü-
P1	LED F	10	39,94	3,039	33,946	45,92	19,9A			Biaksiyal Fleksural Dayanım
P1	LED R	10	46,18	3,039	40,193	52,17	27,2A			
P1	LED P	10	45,9	3,039	39,912	51,89	25,25A			
P2	Halojen	10	28,94	3,039	22,945	34,92	19,65B	10,939	*0,012	Polisaj Prosedürü-
P2	LED F	10	28,87	3,039	22,884	34,86	20,25B			Biaksiyal Fleksural Dayanım
P2	LED R	10	38,87	3,039	32,88	44,86	29,65A			
P2	LED P	10	36,26	3,039	30,271	42,25	12,45B			
P3	Halojen	10	31,92	3,039	25,934	37,91	20,9B	24,356	**0,000	Polisaj Prosedürü-
P3	LED F	10	33,47	3,039	27,478	39,46	22,1B			Biaksiyal Fleksural Dayanım
P3	LED R	10	51,39	3,039	45,4	57,38	32,3A			
P3	LED P	10	21,99	3,039	16	27,98	6,7C			

Kompomer materialde bitirme / polisaj prosedürlerinin materyalin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçları Tablo 37' de gösterildi. Buna göre;

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, materyal 2 (kompomer) ve bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) iken, yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulundu ($p \leq 0,01$). LED ışık cihazının modları arasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulunamadı ($p > 0,05$). Ancak halojen ışık cihazı ile elde edilen biaksiyal fleksural dayanım değerleri LED ışık cihazıyla elde edilenden daha düşük bulundu. Latin harfleri Tablo 37' de gösterildi.

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, materyal 2 (kompomer) ve bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) iken, yapılan Kruskal Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p \leq 0,05$). En yüksek biaksiyal fleksural dayanım değeri LED R grubunda görülürken; halojen, LED R ve LED P grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p > 0,05$). Latin harfleri Tablo 37' de gösterildi.

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, materyal 2 (kompomer) ve bitirme / polisaj prosedürü 3 (P3) iken, yapılan Kruskal Wallis Testi sonucunda bitirme / polisaj prosedürlerinin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p \leq 0,01$). En düşük biaksiyal fleksural dayanım değeri LED P polimerizasyon yöntemi grubunda gözlenirken en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değeri LED R polimerizasyon yöntemi grubunda gözlenmiştir. Diğer iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı ($p > 0,05$). Latin harfleri Tablo 37' de gösterildi.

4.3.3. Materyallerin Biaksiyal Fleksural Dayanımına Ait Bulgular

Kompozit ve kompomer rezin bazlı materyaller, halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazının üç farklı modunda polimerize edildi. Polimerizasyon sonrası alt gruplara rastgele üç farklı polisaj prosedürü (P1, P2, P3) uygulandı. Materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerleri ölçüldü ve farklılıklar istatistiksel olarak belirlendi.

Tablo 38. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçlar (Mann-Whitney U Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, $\overset{\circ}{D}$ $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Halojen				Mann-Whitney U			İkili Karşılaştırma		
	Materyal	n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması		Mann-Whitney U	p
P1	Kompozit	20	21,01	3,039	15,02	27	6,05	5,5	**0,001	Materyal-Biaksiyal
P1	Kompomer	20	31,37	3,039	25,383	37,36	14,95			Fleksural Dayanım
P2	Kompozit	20	28,7	3,039	22,713	34,69	10,8	47	$\overset{\circ}{D}$ 0,820	Materyal-Biaksiyal
P2	Kompomer	20	28,94	3,039	22,945	34,92	10,2			Fleksural Dayanım
P3	Kompozit	20	38,59	3,039	32,598	44,58	13,25	22,5	*0,037	Materyal-Biaksiyal
P3	Kompomer	20	31,92	3,039	25,934	37,91	7,75			Fleksural Dayanım

Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçlar Tablo 38' de gösterildi. Buna göre;

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 1 (halojen) ve bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p \leq 0,01$). En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri kompozit materyalinde gözlenirken en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri kompomer materyalinde gözlemlendi.

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 1 (halojen) ve bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) iken yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli değildir ($p > 0,05$).

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 1 (halojen) ve bitirme / polisaj prosedürü 3 (P3) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda polisajların Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p \leq 0,05$). En düşük Biaksiyal fleksural dayanım değeri kompomer materyalinde gözlenirken en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri kompozit materyalinde görüldüğü belirlendi.

Tablo 39. LED ışık cihazının F modu ile polimerize edilen materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçlar

(Mann-Whitney U Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, \bar{O}^D $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Materyal	n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Mann-Whitney U		İkili Karşılaştırma	
							Rank Ortalaması	Mann-Whitney U		
P1	Kompozit	20	42,69	3,039	36,702	48,68	11,6	39	\bar{O}^D 0,406	Materyal-Biaksiyal
P1	Kompomer	20	39,94	3,039	33,946	45,92	9,4			Fleksural Dayanım
P2	Kompozit	20	41,32	3,039	35,33	47,31	14,45	10,5	**0,003	Materyal-Biaksiyal
P2	Kompomer	20	28,87	3,039	22,884	34,86	6,55			Fleksural Dayanım
P3	Kompozit	20	54,45	3,039	48,462	60,44	14,6	9	**0,002	Materyal-Biaksiyal
P3	Kompomer	20	33,47	3,039	27,478	39,46	6,4			Fleksural Dayanım

LED ışık cihazının F modu ile polimerize edilen materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçlar Tablo 39' da gösterildi. Buna göre;

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 2 (halojen) ve bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki istatistiksel düzeyde önemli farklılık bulunamadı ($p > 0,05$).

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 2 (LED F) ve bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulundu ($p \leq 0,05$). En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri kompomer materyalinde bulunmuşken, en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri kompozit materyalinde gözlenmiştir.

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 2 (LED F) ve bitirme / polisaj prosedürü 3 (P3) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulundu ($p \leq 0,01$). En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri kompomer materyalinde gözlenirken en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri kompozit materyalinde gözlenmiştir.

Tablo 40. LED ışık cihazının R modu ile polimerize edilen materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçlar (Mann-Whitney U Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, $\hat{p}^D > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Materyal	n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Mann-Whitney U		İkili Karşılaştırma	
							Rank Ortalaması	Mann-Whitney U		
P1	Kompozit	20	31,32	3,039	25,334	37,31	6,1	6	**0,001	Materyal-Biaksiyal
P1	Kompomer	20	46,18	3,039	40,193	52,17	14,9			Fleksural Dayanım
P2	Kompozit	20	43,72	3,039	37,731	49,71	12,6	29	$\hat{p}^D 0,112$	Materyal-Biaksiyal
P2	Kompomer	20	38,87	3,039	32,88	44,86	8,4			Fleksural Dayanım
P3	Kompozit	20	40,9	3,039	34,914	46,89	8,8	33	$\hat{p}^D 0,198$	Materyal-Biaksiyal
P3	Kompomer	20	51,39	3,039	45,4	57,38	12,2			Fleksural Dayanım

LED ışık cihazının R modu ile polimerize edilen materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçlar Tablo 40' ta gösterildi. Buna göre;

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 3 (LED R) ve bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p \leq 0,01$). En düşük biaksiyal fleksural dayanım değeri kompozit materyalinde gözlenirken en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değeri kompomer materyalinde gözlemlendi.

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 3 (LED R) ve bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$).

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 3 (LED R) ve bitirme / polisaj prosedürü 3 (P3) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel düzeyde anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$).

Tablo 41. LED ışık cihazının P modu ile polimerize edilen materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçlar (Mann-Whitney U Testi)

(** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, $\overset{\circ}{D}$ $p > 0,05$, Ort: Ortalama, S.S.: Standart sapma)

Polimerizasyon Yöntemi	Materyal	LED P				Mann-Whitney U			İkili Karşılaştırma	
		n	Ort	S.S.	Alt sınır	Üst sınır	Rank Ortalaması	Mann-Whitney U		p
P1	Kompozit	20	29,82	3,039	23,827	35,81	6,6	11	**0,003	Materyal-
P1	Kompomer	20	45,9	3,039	39,912	51,89	14,4			Biaksiyal Fleksural Dayanım
P2	Kompozit	20	36,26	3,039	30,271	42,25	15,2	3	**0,000	Materyal-
P2	Kompomer	20	24,16	3,039	18,168	30,15	5,8			Biaksiyal Fleksural Dayanım
P3	Kompozit	20	33,93	3,039	27,943	39,92	13,4	21	*0,028	Materyal-
P3	Kompomer	20	21,99	3,039	16	27,98	7,6			Biaksiyal Fleksural Dayanım

LED ışık cihazının P modu ile polimerize edilen materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerine ait sonuçlar Tablo 41' de gösterildi. Buna göre;

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 4 (LED P) ve bitirme / polisaj prosedürü 1 (P1) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulundu ($p \leq 0,01$). En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri kompozit materyalinde gözlenirken en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri kompomer materyalinde gözlendi.

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 4 (LED P) ve bitirme / polisaj prosedürü 2 (P2) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulundu ($p \leq 0,01$). En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri kompomer materyalinde gözlenirken en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri kompozit materyalinde gözlendi.

Biaksiyal fleksural dayanım özelliği bakımından, polimerizasyon yöntemi 4 (LED P) ve bitirme / polisaj prosedürü 3 (P3) iken, yapılan Mann-Whitney U Testi sonucunda materyallerin Rank ortalaması arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p \leq 0,05$). En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri kompomer materyalinde gözlenirken en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri kompozit materyalinde gözlendi.

5. TARTIŞMA

5.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Tartışılması

Dental dolgu maddelerinin temel başarısızlık nedeni, bakteriler tarafından oluşturulan ikincil çürüklerdir (83, 122). Rezin restorasyonların yüksek yüzey enerjisine sahip olması ve yüzey pürüzlülüğünün fazla olması, çürük oluşumuna neden olan bakterilerin materyal yüzeyine olan kolonizasyonlarını artırmaktadır (123).

Ayrıca uygun içeriğe, boyuta, tipe ve organik matriks oranına sahip olmayan bir materyalin seçilmesi, yeterli polimerizasyonun sağlanmamış olması ve bitirme ve polisaj işlemlerinin yeterli ve düzgün uygulanmaması da restorasyon yüzeylerinde pürüzlülüklere neden olabilmektedir. Rezin restorasyonlarda, oluşan bu yüzey pürüzlülüğüne bağlı olarak, plak retansiyonunda artış görülmekte ve bu problemin devamında gingival ve periodontal problemler, restorasyon renklenmeleri ve ikincil çürükler görülmektedir (123-125).

Bitirme / polisaj prosedürleri, rezin bazlı materyallerin estetiğinin yeterli düzeyde sağlanmasında ve restorasyon kalitesinin uzun dönemde devamlılığını artırmada oldukça önemli aşamalar arasında yer almaktadırlar (124, 125).

Restoratif prosedürler için hem estetik hem de mekanik performansta gelişmiş özelliklere sahip en geleneksel kompozitler, sırasıyla 0,5-4 µm ve 0,02-0,09 nm arasında değişen doldurucu partiküller içeren hibrit ve mikrofil kompozitlerdir (126, 127). Çalışmamızda kullanılan mikrohibrit kompozit rezin materyalin doldurucu partikül büyüklüğü ortalama 0,6 µm (43), kompomer materyalinin ise doldurucu partikül büyüklüğü ortalama 0,8 µm'dir (128).

Yapılan daha önceki çalışmalarda, örneklerin hazırlanmasında standardizasyonun sağlanması amacı ile çeşitli boyutlarda, standart metal, teflon veya plastik kalıplar vb. kullanıldığı bildirilmiştir (129, 130). Çalışmamızda ise önceden hazırlanmış, iç çapı 12,5 mm, kalınlığı 1,5 mm olan standart plastik bir kalıp kullanılmıştır.

Geleneksel rezin bazlı materyallerde uygun fiziksel ve mekanik özellikler, aşınma direnci ve biyouyumluluk elde edebilmek için rezin bazlı materyallerin yeterli polimerizasyonun sağlanması oldukça önemlidir (67). Yeterli polimerizasyonun sağlanmasında etkili olan faktörlerden en önemlisi ise materyalin yerleştirilme kalınlığıdır. Tabakalama tekniğinde (Incremental Tecnique) rezin bazlı materyaller için bu kalınlık artışının 2 mm'yi geçmemesi gerektiği gösterilmiştir (131). Bu tekniğin olumsuz yanı uygulanma süresinin uzun olmasıdır (132), özellikle tedavi süresinin önemli olduğu çocuk diş hekimliğinde bu özellik kritik önem taşımaktadır. Tabakalama tekniğinin süre probleminin önüne geçebilmesi ve polimerizasyon kalınlığının artırılması adına kütleli yerleştirme tekniği (Bulk-fill Tecnique) geliştirilmiştir. Yeni geliştirilen bu teknikte rezin bazlı materyallerin yeterli polimerizasyonu için 4 mm' ye kadar tek seferde polimerizasyonun sağlanabileceği bildirilmiştir (133). Çalışmamızda ise rezin kompozit (Filtek Z250, 3M / ESPE, ABD) ve kompomer (Dyract XP, Dentsply, Almanya) materyaller, örnek kalınlığının 1,5 mm olması nedeniyle tabakalama tekniğinin uygulanmasına gerek kalmadan tek bir seferde (Bulk-fill Tecnique-Kütle Tekniği) plastik kalıp boşluğuna yerleştirilmiştir.

Gordan ve ark. (2003) (134), rezin bazlı materyallerin polimerizasyonları esnasında, havadaki oksijen ile temas etmesi halinde polimerizasyonlarının tam olarak gerçekleşemeyebileceğini bildirmişlerdir. Örtengren ve ark. (2000) (135), Fan ve ark. (2002) (136), Price ve ark. (2002) (137) ile Soh ve ark. (2004) (54)'nın çalışmalarına benzer şekilde, araştırmamızda da rezin materyalin polimerizasyonu esnasında havadaki oksijen ile temasının kesilmesi amacıyla örnek / kalıp sisteminin altına ve üstüne şeffaf bantlar yerleştirilmiştir. Ayrıca yapılan çalışmalar sonucunda en pürüzsüz yüzeylerin, şeffaf bant altında polimerizasyonları gerçekleşmiş yüzeylerde görüldüğü bildirilmiştir (138, 139).

Rezin materyalin plastik kalıba düzgün yerleşmesini sağlamak ve örnek yüzeylerinin birbirine paralel olması amacıyla, Kurachi ve ark. (2001) (140), yaptıkları çalışmadaki gibi bantların üzerine 1 mm kalınlığında lam yerleştirilmiştir. 30 sn sonra lam kaldırılmış ve polimerizasyonun standart mesafeden gerçekleştirilmesi için ışık cihazlarının uç kısımları kompozit rezin örnek yüzeylerine direkt temasta ve dik olarak yerleştirilmiştir.

Işıklı polimerize olan rezin restorasyonların klinik başarısı, ışık kaynaklarının kalitesinden de yüksek oranda etkilenmektedir (97). Işık ile polimerizasyon teknolojisi (LCU), yüksek yoğunluklu kuartz tungsten halojen (QTH), ışık saçan diyotlar (LED) ve plazma arkı (PAC) ışık cihazlarının piyasaya sürülmesiyle geliştirilmiştir (141, 142). Geleneksel kuartz tungsten halojen kaynaklar ve LED ışık kaynakları günümüze kadar rezin materyallerin polimerizasyonu için en yaygın kullanılan kaynaklar olmaları sebebiyle çalışmamızda da bu ışık kaynakları tercih edilmiştir (143, 144).

Birçok çalışmada, 2 mm kalınlığındaki rezin bazlı materyallerin polimerizasyonları için, 400-500 nm dalga boyuna sahip ve minimum 300 mW / cm² ışık gücü yoğunluğunda bir halojen ışık cihazının, 40 sn boyunca uygulanmasının daha etkin polimerizasyon sağlayacağını belirtmişlerdir. Işık gücü yoğunluğunun 1000 mW / cm², den fazla olduğu kaynakların kullanıldığı araştırmalarda ise, uygulama süresinin 10 sn civarında olduğu belirtilmiştir (145-147). Çalışmamızda daha önceki araştırmalar ve üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda, 800 mW / cm² ışık gücü yoğunluğundaki bir halojen cihazın 20 sn uygulama süresi ile, 1000 mW / cm² ışık gücü yoğunluğunda bir LED cihazının F modunda 20 sn uygulama süresi, R modunda 20 sn uygulama süresi ve P modunda 40 sn uygulama süresi ile polimerizasyon işlemleri gerçekleştirilmiştir. LED ışık cihazının P modunda uygulama süresinin diğer ışık uygulama sürelerine göre 2 kat daha fazla olmasının nedeni, daha önceki çalışmalara benzer şekilde, pulsatif ışık atımı sırasında ışığın söndüğü andaki zaman kaybını dengelemektir (148).

Polimerizasyon sürecinin %75' inin ilk 10 dk içerisinde gerçekleşmekte iken kalan reaksiyon işlemi 24 saate kadar sürebilmektedir (149). Polimerizasyondan hemen sonra yapılan bitirme / polisaj prosedürlerinin sertliğin yanısıra marjinal bütünlüğü de etkileyerek diş ve restorasyon arasında boşluklar oluşumuna ve materyalin yüzey pürüzlülüğü değerlerini etkileyebileceği belirtilmektedir (150). Literatürdeki çalışmalar arasında tam bir standartizasyon bulunmasa da çoğunluğunda örnekler 37 C'de 24 saat, sulu ortamda bekletilmiştir (78, 80, 138, 151).

Yapılan çalışmalarda, kontrol grubu olarak kabul edilen, herhangi bir polisaj işlemi görmemiş ve sadece şeffaf bantlarla elde edilmiş yüzeylerin pürüzlülük değerlerini, polisaj işlemi uygulanmış olan yüzeylerin pürüzlülük değerleri ile kıyaslandığında daha düşük bulunduğunu bildirmişlerdir (138, 152). Bununla birlikte,

rezin materyallerin yüzeylerinin polisaj işlemleri uygulanmadan bırakılması, oksijen inhibisyon tabakasının kaldırılmaması anlamına gelmektedir. Eğer bu tabaka kaldırılmaz ise resin materyalde yüksek su emilimi ve renk bozulmasına neden olmaktadır. Bu nedenle araştırmacılar, resin bazlı materyallerde polisaj işlemlerinin yapılmasının gerekli olduğunu bildirmişlerdir (85, 153).

Restoratif işlemlerde klinisyen tarafından şeffaf bant her ne kadar dikkatli yerleştirilse bile, polimerizasyondan sonra yapılan dolguya yeniden düzenlemeler yapılması gerekli olabilmektedir. Aynı zamanda oksijen inhibisyon tabakasının kaldırılması amacıyla bitirme / polisaj işlemlerine her zaman gereksinim duyulmaktadır (154, 155). Bu amaçla bizim çalışmamızda da tüm resin örneklerle, şeffaf bant ile polimerizasyonun ardından farklı bitirme / polisaj prosedürleri uygulanmıştır.

Oksijen inhibisyon tabakası, kompozitin ana kütesinden daha zayıftır (134). Rezinden zengin bu tabakanın kalınlığı yaklaşık olarak 5 µm olduğu yapılan bir SEM çalışması ile bildirilmiştir. Ayrıca klinikte bu değerdeki bir kalınlığın herhangi bir bitirme ve polisaj işlemi ile uzaklaştırılabileceği rapor edilmiştir (156). Antoniadi ve ark. (1991) (157), bitirme / polisaj işlemlerinin uygulanmasının ardından yüzeyden uzaklaştırılacak olan 250 µm kalınlığında bir tabaka ile resin bazlı materyallerin mekanik özelliklerinin artırılabilceğini rapor etmişlerdir.

Kompozit materyallerin içeriği yüzey pürüzlülüğü ile direkt ilişkilidir. Özellikle doldurucu partiküllerin tipi, büyüklüğü ve yüzdesinin en önemli kriterler olduğu belirtilmiştir (159). Doldurucu partiküllerin boyutlarının küçültülmesi ile estetik özellikleri yüksek ve iyi polisajlanmış resin materyal yüzeyleri elde edebilmektedir. Yapılan çalışmalarda, doldurucu partikül büyüklüğünün azalması yüzey pürüzlülüğünün de azalmasını sağladığı bildirilmiştir (158, 160). Çalışmamızda da bu amaçla mikrohibrit bir kompozit materyal tercih edilmiştir.

Barbosa ve ark. (2005) (138), yaptıkları çalışmada mikrofil dolduruculu, hibrit ve tepilebilir kompozitlerin, şeffaf bandın çıkarılmasının ardından elde edilen yüzeylerinin pürüzlülüğünü karşılaştırmışlar ve en düşük yüzey pürüzlülüğünün mikro doldurucu kompozitlerde olduğunu, sonrasında ise sırasıyla hibrit ve tepilebilir kompozitlerde gözlemlendiğini belirtmişlerdir.

Bitirme / polisaj sisteminin etkin olabilmesi için, kullanılan bitirme /polisaj materyalinin kesici partikülleri, rezin materyalin doldurucu partiküllerinden daha sert olması gerekmektedir. Aksi takdirde kesici partiküller, rezin materyalin sadece yumuşak matriksini aşındırırlar veya doldurucu partikülleri kesemedikleri için şekillerini değiştirirler. Netice olarak bu çelişkili durum, daha da yüksek yüzey pürüzlülüğü ile sonuçlanabilir (161).

Ayrıca disklerde ve materyallerde bulunan aşındırıcı partiküllerin boyutu arasındaki farkın, polisajlı yüzeylerde çizik, oluk veya çukurcuk oluşumunu azaltmak için minimum düzeyde olması gerekmektedir (162). Çalışmamızda bitirme / polisaj prosedürlerinde kullanılan materyaller, kalın grenli materyallerden ince grenli materyallere doğru dizayn edilmiş ve bu dizayna göre sıralanmıştır.

Farklı bitirme ve polisaj işlemlerinin dental materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ilişkin etkilerini değerlendiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır (72, 138, 163, 164). Ancak standart olarak kabul edilmiş bir bitirme / polisaj işlemi ve sıralaması henüz mevcut değildir.

Hibrit kompozit rezin restorasyon yüzeylerinde, elmas bitirme frezlerinin karbid frezlere kıyaslandıklarında daha pürüzlü yüzeyler oluşturdukları gösterilmiştir (165). Ancak Koh ve ark. (2008) (166), bitim elmas frezleri, rezin bazlı materyallerin, kaba düzeltilme aşamasında ve şekillendirilmesinde kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Georges ve ark. (2005) (167) da, bitirme / polisaj işlemlerinde karbid ve bitim elmas frezlerin kullanılmasına vurgu yapmışlardır. Bu amaçla çalışmamızda da boyutu; 10.0 / 24.0 mm olan ve çapı: 1,4 mm olan elmas bitirme frezi (Anyang Dimei, Çin) kullanılmıştır.

Bununla birlikte; elmas frezlerin özellikle erişilmesi zor bölgelerde, restorasyon yüzeylerindeki ana pürüzleri gidermelerine rağmen, yine de yüzeylerde mikroskobik düzeyde ince pürüzlü bir tabakanın kaldığı gösterilmiştir. Bu sebeple yapılan araştırmalarda, elmas bitirme frezlerinin uygulanmasının ardından restorasyon yüzeylerinin; beyaz taş (mölet) ve / veya disk ve lastiklerle bitirme / polisaj işlemlerinin tamamlanması gerektiği bildirilmiştir (168).

Ferraris ve ark. (2014) (169), benzer şekilde çalışmalarında, rezin restorasyonlarda elmas frezlerin neden olduğu pürüzlerin en aza indirilmesi gerektiğini savunmuşlardır.

Bu amaçlarla çalışmamızda da bitim elmas frezlerden sonra beyaz taş, alüminyum oksit kaplanmış diskler ve polisaj lastiği kullanılmıştır.

Daha önceki çalışmalara benzer şekilde çalışmamızda da, yüzey pürüzlülüğü değerleri “Ra” şeklinde kaydedilmiştir. Her bir örnek yüzeyinin üç farklı noktasından ölçümler gerçekleştirilmiştir ve ortalama Ra değerleri kaydedilmiştir (138, 170).

Literatürde bitirme / polisaj prosedürlerinin kompomer materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerlerine etkilerini araştıran kaynakların sayısı sınırlıdır. Bu çalışmaların genellikle çok aşamalı veya iki aşamalı polisaj sistemlerini içerdikleri ve özellikle çok aşamalı sistemlerle daha pürüzsüz yüzeylerin elde edildiği bildirilmektedir (171, 172).

Cam iyonmer içerikli kompomer materyaller, kompozit rezin materyallerden farklı kimyasal bileşimlere sahip olmakla birlikte, üretici firmaları tarafından bu materyaller için de kompozit rezin materyalinin bitirme / polisaj prosedürüne benzer prosedürler önerilmektedir. Bu bakımdan; bu tip materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerini koruyabilmek amacıyla, bitirme ve polisaj işlemleri bakımından henüz spesifik bir metodun mevcut olmadığı görülmektedir (173).

Gladys ve ark. (1997) (16) ve Bouvier ve ark. (1997) (171), yaptıkları çalışmaların sonuçlarına göre, bitirme / polisaj söz konusu olduğunda, Dyract kompomer materyalinin, bir cam-iyonmer simandan daha çok bir kompozit gibi davrandığını belirtmişlerdir. Gladys ve ark. (1997), Dyract ile yapılan restorasyon yüzeylerinde daha iyi polisaj sonuçları elde edilmesini, materyalin küçük partikül büyüklüğüne sahip olmasına ve içeriğinde hava kabarcıklarının bulunmamasına bağlı olduğunu düşünmüşlerdir (16).

Yapılan bir çalışmada, üç kompomer materyale ait (Compoglass, Dyract ve Hytac); gerilme dayanımı, biaksiyal fleksural dayanım, mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü değerlerini belirlemişler ve bu değerleri bir RMCİS (Vitremar) ve bir kompozit materyale (Z100) ait değerler ile karşılaştırmışlardır. Çalışmada, materyallere herhangi bir bitirme işlemi uygulanmadan Ra değerleri belirlenmiş ve materyaller arasında istatistiksel düzeyde farklılık bulunmadığı bildirilmiştir (174).

Bozkurt ve ark. (2012) (175), poliasit modifiye kompozit rezin materyallerde en düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerinin, bitim elmas frezler veya karbid frezler ile Al_2O_3 içeren disk sistemi kullanılarak yapılan bitirme / polisaj prosedürünün ardından,

elde edildiğini belirtmişlerdir. Daha önceki araştırmaların sonuçlarına benzer şekilde çalışmamızda da tüm polimerizasyon yöntemlerinde, en pürüzsüz kompomer yüzeyleri, istatistiksel olarak belirgin şekilde, elmas frez ile yapılan bitirme işleminin ardından, Al₂O₃ içeren disk sistemi kullanılan polisaj prosedürü grubunda (P2) gözlenmiştir ($p \leq 0,01$).

Ayrıca kompomer ve kompozit materyallerinin yüzey pürüzlülüğü karşılaştırıldığında “halojen + P1”, “LED F + P2”, “LED F + P3” grupları hariç tüm polimerizasyon yöntemleri ve tüm polisaj prosedürleri gruplarında istatistiksel düzeyde önemli bir farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$).

Rezin içerikli farklı materyallerin, restorasyon tipleri için farklı bitirme / polisaj prosedürleri ve cihazları mevcuttur. Hibrit ve mikrofil doldurucu kompozit rezinler için, alüminyum oksit diskler ve kauçuk parlatma sistemleri bir protokol olarak önerilmiştir (83).

Ayrıca tepilebilir kompozitlerin doldurucu tipi ve oranlarının fazla olması materyalin polisaj uygulanabilme yeteneğini de etkilediği gösterilmiştir (176). Bundan ötürü, mikrodoldurucu, hibrit ve tepilebilir kompozitlere aynı bitirme / polisaj prosedürleri uygulanmış olsa bile, farklı yüzey pürüzlülüklerine sahip olmaları muhtemeldir. Bu nedenle hangi bitirme / polisaj prosedürünün, piyasada bulunan bir rezin bazlı materyallerde daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduğu her zaman merak konusu olmaktadır.

Barbosa ve ark. (2005), farklı doldurucu içeriğine sahip kompozitlerin sekiz değişik teknikte polisaj uygulanabilme özelliklerini karşılaştırmışlar ve en düşük ortalama Ra değerinin, mikrofil doldurucu kompozitler için, esnek alüminyum disklerle (Sof-Lex alüminyum oksit disk) elde edildiğini bildirmişlerdir. Bunun sebebinin; alüminyum oksit disklerin rezin bazlı materyallerin yapısındaki inorganik doldurucuları yerinden çıkarmaması olduğu düşünülmektedir. Araştırmacılar çalışmalarındaki en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerini ise, tek başına kullanılan elmas frezlerin ardından elde ettiklerini bildirmişlerdir (138).

Çalışmamızda da kompozit materyallerde uygulanan tüm polimerizasyon yöntemlerinde istatistiksel olarak önemli derecede en düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri alüminyum oksit disklerle polisajın bitirildiği P2 polisaj prosedürü grubunda gözlenirken; en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri ise LED P grubu hariç tüm

polimerizasyon yöntemi gruplarında istatistiksel olarak önemli derecede alüminyum oksit disklerin kullanılmadığı P3 polisaj prosedüründe gözlenmiştir ($p \leq 0,01$). LED P grubunda ise en düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri P2 grubunda gözlenirken, P1 ve P3 grupları arasında istatistiksel düzeyde anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$).

Dil ucuyla $0,3 \mu\text{m}$ 'lik yüzey pürüzlülüğü dahi algılanabilmektedir. Bu pürüzlülük hissi hastanın konforunu da olumsuz yönde etkilemektedir (22). Restorasyon yüzeyinde plak birikimi ve gingival ve periodontal problemler oluşturması riski nedeniyle Ra değerinin $0,2 \mu\text{m}$ 'den düşük olması istenmektedir (177). Araştırmacılar, ortalama Ra değerinin $0,2 \mu\text{m}$ 'nin altında olmasını önermişlerdir (178).

Çalışmamızda ise P2 polisaj prosedürü sonrasında elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri $0,2 \mu\text{m}$ 'den daha düşük bulunmuştur. Bu sonuç alüminyum oksit disklerin bitirme / polisaj prosedüründeki önemine bağlanmıştır.

Yapılan bir çalışmada, elmas frez ile yapılan bitirme işleminden sonra, Super-Snap polisaj sistemi uygulanan üç farklı kompozit yüzeyinde, Sof-Lex polisaj sistemi uygulamasına göre daha pürüzsüz yüzeylerin elde edildiği rapor edilmiştir. Araştırmacılar bu sonucun, Super-Snap polisaj sisteminin, restorasyon yüzeyinde oluşan çizikleri ortadan kaldırma özelliğinin daha iyi olması ile ilişkilendirmişlerdir (138).

Yap ve ark. (2004), rezin esaslı olan ve olmayan sekiz farklı restoratif materyalin yüzey pürüzlülük değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, rezin esaslı olmayan restoratif materyallerin, rezin esaslı olan materyallere oranla, daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri göstermiş olduğunu bildirmişlerdir (72).

Yap ve ark. (2004) RMCİS, visköz cam iyonomer, kompomer, minifil kompozit, mikrofil kompozit, ormoser ve nanokompozit olmak üzere farklı tip estetik restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, en iyi yüzey değerlerini nanomer kompozit ve ormoser materyallerinde gözlemlediklerini rapor etmişlerdir (241).

Barakah ve ark. (2014), 3 farklı polisaj sisteminin (PoGo, Astropol, Hi-Shine), 2 nanokompozit rezin (Filtek Supreme XT ve TetricEvoCeram) ve bir mikrohibrit kompozit rezin (Z250) materyallerinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini

karşılaştırmışlar ve sonuç olarak tüm polisaj sistemlerinin, materyal yüzeylerinde kabul edilebilir yüzey pürüzlülüğü değerleri sergilediğini bulmuşlardır (179).

Nair ve ark. (2016), nanofil, hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit kompozit rezin materyallere farklı polisaj prosedürleri (Soflex (3M ESPE), Enhance + Pogo (Dentsply Caulk) uygulamışlar ve kompozit rezinlerin en düşükten en yüksek yüzey pürüzlülüğü sıralamasını; nanofil < mikrofil < nanohibrit < hibrit olarak bulmuşlardır. Ve en düzgün yüzeyleri Sof-Lex polisaj prosedürü ile elde ettiklerini bildirmişlerdir (180).

Nagem Filho ve ark. (2003) (161), rezin bazlı materyallerin bitirme / polisaj prosedürlerinde alüminyum oksit aşındırıcı partikülleri içeren disklerin, bitim elmas frezlerinden daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduklarını bildirmişlerdir. Benzer şekilde başka bir çalışmada da bitim elmas frezlerle elde edilen yüzeylerin, pürüzlülük değerlerinin yüksek olduğunu rapor edilmiştir (181).

Yapılan çalışmalarda; hibrit ve tepilebilir kompozitlere, Sof-Lex ve Super-Snap polisaj prosedürlerinin uygulanmasından sonra elde edilen ortalama Ra değerlerinin benzer bulunduğu bildirilmiştir (138, 176).

Alüminyum oksit içeren polisaj disk sistemi ile elmas partikülleri kaplanmış polisaj sistemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine benzer etkilerinin olduğu beliren çalışmalara (122, 167) karşın; elmas partikülleri kaplanmış polisaj sistemlerinin, daha iyi olduğunu bildiren araştırmalar da rapor edilmiştir (72, 152).

Tagtekin ve ark. (2004) (182), ormoser ve mikrohibrit materyallerde, karbid frezler ve Sof-Lex bitirme / polisaj prosedürlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, en düşük yüzey pürüzlülük değerlerinin mikrohibrit restoratif materyalinde görüldüğünü bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçlarında da benzer şekilde mikrohibrit kompozit rezin olan Z250' de kompomer materyale göre daha düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri elde edilmiştir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre,

Kompozit materyali için P1 polisaj prosedürü grubunda; LED P ve LED R grubunda en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri elde edilmişken, halojen ve LED F grubunda ise en düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri bulunmuştur. Halojen ve LED F arasında ve LED R ve LED P arasında istatistiksel düzeyde farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$). P2 ve P3 gruplarında ise, farklı polimerizasyon yöntemlerinin yüzey

pürüzlülüğü değerleri üzerinde istatistiksel düzeyde farklılık oluşturmadığı tespit edilmiştir ($p > 0,05$).

Kompomer materyalinde ise, P1 ve P3 bitirme / polisaj prosedürü gruplarında uygulanan tüm polimerizasyon yöntemlerinin, yüzey pürüzlülüğüne olan etkileri arasında istatistiksel düzeyde fark gözlenmemiştir ($p > 0,05$). P2 bitirme / polisaj prosedürü grubunda ise, en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri polimerizasyonu LED ışık cihazının F modu ile gerçekleştirilen grupta gözlenmişken, diğer polimerizasyon grupları arasında istatistiksel düzeyde fark gözlenmemiştir ($p > 0,05$).

Yapılan bir çalışmada, Al_2O_3 içeren diskler kullanılarak gerçekleştirilen bitirme / polisaj prosedürlerinden sonra yüzey pürüzlülüğü değerlerinin daha düşük olduğunu rapor edilmiştir. Bu sonuçları da, kompozit yapısındaki inorganik doldurucu ve rezin matriksin, farklı sertliklere sahip olmalarına ve uniform bir şekilde aşınma göstermemelerine bağlamışlardır (82). Benzer şekilde bir başka çalışmada da, mikrohibrit bir materyale uygulanan farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin yüzey pürüzlülüğü değerlerine etkileri incelenmiş ve en düşük değerlerin, Al_2O_3 ve elmas partikül içeren disk ve lastiklerle oluşturulduğunu; en yüksek değerlerin ise silikon karbid fırçalar ile oluşturulduğunu rapor etmişlerdir (84),

Başeren ve ark. (2004) (183), Al_2O_3 içeren disklerin (Super-Snap, Shofu), lastik ve fırçalardan daha iyi yüzey pürüzlülüğü değerleri gösterdiklerini, ancak disklerin ulaşılabilirlik bakımından, tüm yüzeyler için uygun olmadıklarını bildirmişlerdir.

Elmas bitim frezleri ve polisaj lastiklerinin, alüminyum oksit kaplanmış disklerden daha sert materyaller olmaları sebebiyle, rezin restorasyonların yüzeylerinde daha derin çizikler oluşturabildikleri düşünülmüştür (82). Bizim çalışmamızın sonucunda da, kompozit ve kompomer materyallerin, LED P grubu hariç tüm polimerizasyon yöntemlerinde P3 polisaj prosedüründe, P1 ve P2 polisaj prosedürü gruplarına göre istatistiksel olarak önemli derecede yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri elde edilmesinin polisaj lastiklerinin, alüminyum oksit kaplanmış disklerden daha sert materyaller olmasının etkili olabileceği düşünülmüştür.

Berger ve ark. (2011) (184), bitirme / polisaj işlemleri sırasında doldurucu partiküllerin çıkarılmasına bağlı olarak çiziklerin ve çatlakların oluştuğunu

göstermişler ve bu tip çiziklerin ve çatlakların, restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü daha fazla arttırdığını belirtmişlerdir.

Bitirme / polisaj prosedürlerinde bulunan Al_2O_3 partikülleri, rezin materyallerin içeriğinden daha yüksek sertlik değerine sahiptirler. Sertlik özelliklerinin yüksek olması sayesinde, materyalde homojen bir aşınma meydana getirdikleri ve daha pürüzsüz yüzeyler oluşturdukları düşünülmektedir (166).

Kompozit çalışmalarına paralel olarak, Bouvier ve ark. (1997) (171)' nın, kompomer materyalinin yüzey pürüzlülüğü üzerinde yaptığı çalışmanın sonuçlarında da, en pürüzsüz yüzeylerin Al_2O_3 partiküller içeren bitirme / polisaj sistemlerinde görüldüğünü belirtmişlerdir. Çalışmamızın sonuçlarında, kompozit ve kompomer materyallerin, tüm polimerizasyon yöntemi gruplarında, final bitirme / polisaj işleminde Al_2O_3 partiküller içeren sistemlerin kullanıldığı P2 grubunda, en düşük yüzey pürüzlülüğünün görülmesi, önceki çalışmalarla uyumludur.

Jung ve ark. (2005) (185), bitim elmas frezlerin, Al_2O_3 partiküllerinden daha kalın grenli olduklarını ve dikkatli kullanılmaması durumunda restorasyon yüzeyinde derin oluklara neden olarak pürüzlülüğü artırdığını bildirmişlerdir.

Yapılan bir çalışmada, bir ve birden fazla basamağı olan bitirme / polisaj prosedürlerinin etkinlikleri değerlendirilmiş. Ve araştırmacılar birden fazla basamağı olan bitirme / polisaj sistemlerinde daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri gözlemlediklerini rapor etmişlerdir (81). Ancak Watanabe ve ark. (2005) (186) ise, çalışmalarında rezin bazlı materyallerde en pürüzsüz yüzeylerin birden fazla basamağı olan bitirme / polisaj prosedürleri ile elde ettiklerini bildirmişlerdir. Ayrıca elmas emdirilmiş polisaj lastiği (Compomaster, Shofu) ile bir basamaklı bitirme / polisaj prosedürünün de; daha az zaman alması ve kabul edilebilir bir yüzey polisajı sağlaması sebebiyle, klinik olarak kullanılabilir olduğunu bildirmişlerdir. Ancak literatürdeki çalışmaların tek aşamalı yerine sıklıkla çok aşamalı bitirme / polisaj prosedürleri üzerinde yoğunlaşması nedeniyle bizim çalışmamızda da çok aşamalı bitirme / polisaj prosedürleri tercih edilmiştir.

Borges ve ark. (2004) (187), yaptıkları çalışmada en pürüzsüz kompozit yüzeylerini, Al_2O_3 içeren diskler ve lastikler ile sağlandığını rapor etmişlerdir (108). Ancak çalışmamızın sonuçlarında, alüminyum oksit kaplanmış disk (Super-Snap) +

Polisaj lastiğinin uygulandığı P1 polisaj prosedürü grubunda yüzey pürüzülülüğü değerleri, P2 grubundan daha yüksek bulunmuştur.

5.2. Yüzey Sertliğinin Tartışılması

Bir malzemenin sertliği, belirli ve sabit bir yük uygulandığında, kırılmaya karşı gösterdiği direnç ile göreceli olarak ölçülür. Dolayısıyla sertlik, bir malzemenin kırılmaya veya çizilmeye karşı dayanıklılığının bir ölçüsü olarak da tanımlanabilmektedir (188).

İn vitro çalışmalarda; sertlik ölçüm testlerinin sık olarak tercih edilmesinin nedenleri arasında; nispeten kolay uygulanmaları, sonuçlarının güvenilir olması ve materyallerin polimerizasyon düzeylerinin değerlendirilmesinde indirekt bir yöntem olarak kullanılabilmeleri bulunmaktadır (97, 146, 189-191). Ayrıca Yüzey Sertlik Testlerinin, kalınlığı bilinen herhangi bir rezin bazlı materyalin polimerize edilebilme seviyelerinde, farklı polimerizasyon tekniklerinin ve farklı ışık kaynaklarının etkinliğinin karşılaştırılabilmeleri bakımından da elverişli oldukları bildirilmiştir (192).

Mikrosertlik testleri, rezin materyallerin polimerizasyon derecesini ve test edilen ışık kaynaklarının verimliliğini değerlendirmek için etkili bir yöntemdir (188). Yap ve ark. (2000a-b) (193, 194) da, yüzey sertliğinin polimerizasyon derecesinin bir göstergesi olduğunu belirtmişlerdir. Yüzey sertliği testlerinin uygulama kolaylıkları ve sonuçlarının güvenilir olması nedeniyle, polimerizasyon derecesinin değerlendirilmesi açısından en sık kullanılan metotlar arasında olduğu bilinmektedir. “**Knoop**” ve “**Vicker’s**” Yüzey Sertliği Testleri, diş hekimliğinde genelde tercih edilen testlerdir. Knoop ve Vicker’s sertlik değerlerinin benzerliğini karşılaştıran bir çalışmada ise, iki test sistemi ile de benzer sonuçların elde edildiği bildirilmiştir (195).

Araştırmamızda, Dietschi ve ark. (2003) (196), Tsai ve ark. (2004) (197) ve Price ve ark. (2004) (198) gibi araştırmacıların çalışmalarına paralel olarak, farklı ışık kaynaklarının, çeşitli rezin materyallerin polimerizasyonları üzerine etkinliğini karşılaştırmak amacıyla; Yüzey Sertlik Testleri kullanılmıştır. Bununla birlikte pek çok çalışmada, yüzey sertliğinin belirlenmesinde kullanılan alternatif metotlar

arasında, “**Vicker’s Yüzey Sertlik Testinin**” en sık kullanılan test yöntemi olduğu görülmektedir (199-201).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonlarında kullanılan ışık kaynaklarının restorasyon yüzeylerinin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilediği bildirilmiştir (191).

Halojen ışık kaynakları, diş hekimliğinde uzun süredir kullanılmakta olan ayrıca ulaşılması ve kullanımı kolay olan cihazlardır. Ancak sahip olduğu bazı dezavantajları sebebiyle alternatif ışık kaynakları da piyasaya çıkmıştır (202). Piyasaya çıkan bu ışık kaynakları arasında LED, Plazma ark ve lazer gibi ışık kaynakları bulunmaktadır (203). Geleneksel halojen ve LED ışık kaynakları günümüze kadar rezin bazlı materyallerin polimerizasyonlarını sağlamak için kliniklerde en yaygın kullanılan kaynaklar olmuşlardır (143, 144). Çalışmamızda ise, bir LED ışık kaynağı ve üç farklı modu ve bir halojen ışık kaynağı kullanılarak, polimerizasyon sonrası rezin bazlı materyallerin mekanik özellikleri incelenmiştir.

Farklı doldurucu oranlarına sahip kompozitlerin, yüzey sertliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda; doldurucu partikül oranlarının artmasıyla materyalin sertlik değerlerinin de arttığını, doldurucu oranı ve sertlik arasında önemli bir ilişki olduğunu vurgulamışlardır (189, 191, 204, 205).

Çalışmamızda mikromekanik test verilerinde ortaya çıkabilecek farklılıkların, sadece ışık kaynakları ve bitirme / polisaj prosedürleri ile ilişkisini değerlendirmek amacıyla, tek tip mikrohibrit kompozit rezin ve tek tip poliasit modifiye kompozit rezin materyal tercih edilmiştir.

Bala ve ark. (2005) (206), farklı doldurucu oranlarına sahip materyallerin, LED ve halojen ışık cihazları ile polimerize edilmeleri sonrasında elde edilen yüzey sertlik değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, diğer çalışmalarla benzer şekilde, en düşük doldurucu oranına sahip materyalde en düşük sertlik değerini bulduklarını rapor etmişlerdir.

Yapılan bir çalışmada, farklı kompomer materyallerin, biaksiyal fleksural dayanımı, mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü değerlerini, bir rezin modifiye cam iyonomer ve bir kompozit rezin ile kıyaslamışlardır. Bu çalışmamızın sonuçlarına göre RMCİS, kompomer materyallerden, Compoglass ve Dyract materyallerinin yüzey sertliği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir (174).

Kompozit rezinler ile kompomerlerin yüzey sertlik değerleri karşılaştırıldığında ise kompozit rezinlerin yüzey sertlik değerlerinin kompomerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu belirtilmiştir. Bu sonuçlar kompomerlerin kompozit rezinlere göre daha düşük oranda ve farklı tipte doldurucu içermelerine bağlanmıştır (50).

Çalışmamızda da benzer şekilde, kompozit rezin materyallerin Vicker's sertlik değerleri, tüm polimerizasyon yöntemlerinde ve tüm farklı bitirme / polisaj prosedürleri alt gruplarında, kompomer materyaline göre daha yüksek bulunmuştur.

Literatürde kalıp sistemleri ile ilgili yapılan araştırmalarda (52, 207), ışığı yansıtan beyaz plastik kalıplar ile metal kalıplara kıyasla daha yüksek polimerizasyon derinliği tespit edildiği rapor edilmiştir. Bu amaçla çalışmamızda da beyaz plastik kalıp kullanılmıştır.

Sertlik ölçüm testi için kullanılan elmas uç zamanla bozulmamaktadır ve elde edilen değerler doğru ve güvenilirdir. Ancak test örneğinin bir yüzeyine uygulanan piramit ucun örneğin diğer yüzünde bir çıkıntı meydana getirmemesi için materyalin kalınlığının iyi ayarlanması gerekmektedir (102). Çalışmamızda bu amaçla ISO 4049 / 2009 standartlarına (116) uygun olarak çapı 12,5 mm ve kalınlığı 1,5 mm olan kompozit ve kompomer disk şeklinde örnekler oluşturulmuştur.

Rueggeberg ve ark. (1993) (208), rezin bazlı materyallerin 2 mm kalınlığı geçmeyen tabakaları için, 400 mW / cm² ışık gücü yoğunluğunda bir ışık cihazının 60 sn uygulanmasını önerirken; Caughman ve ark. (1995) (209), rezin bazlı materyallerin 1 mm kalınlığı geçmeyen tabakaları için, 280 mW / cm² ışık gücü yoğunluğunda bir ışık cihazının 60 sn uygulanmasını önermişlerdir; Anusavice (2013) (75) ise, rezin bazlı materyallerin 2 mm kalınlığındaki tabakaları için toplam 16 J / cm² enerjinin gerektiğini ve bu enerjinin 800 mW / cm² şiddetindeki bir ışık kaynağı ile 20 sn sürede veya 1200 mW / cm² şiddetinde ışık kaynağı kullanılarak yaklaşık 13 sn sürede elde sağlanabileceğini rapor etmişlerdir. Bucuta ve Ilie (2014) (210), çalışmalarında kullandıkları 14 farklı kompozit rezinin tam olarak polimerize olabilmeleri için, ışık kaynağının 20 sn süre boyunca kullanılmasının yeterli olduğunu belirtmişlerdir. Bu amaçla çalışmamızda polimerizasyon için; 1000 mW / cm² ışık gücü yoğunluğuna sahip LED ışık kaynağı F ve R modunda 20 sn (20 sn x 1000 mW / cm² = 20 J / cm²),

P modunda ise 40 sn; 800 mW / cm² ışık gücü yoğunluğuna sahip kuartz tungsten halojen ışık kaynağı ise 20 sn (20 sn x 800 mW / cm² = 16 J / cm²) kullanılmıştır.

Rezin materyallerin polimerizasyonlarının tam olabilmesi için gerekli olan ışık uygulama süresi hakkında genel bir fikir birliği olmadığı görülmektedir. Kullanılacak ışık kaynaklarının ışık gücü çeşitli değişkenlere duyarlı olduğu ve farklılık gösterebileceği kanıtlanmıştır. Ayrıca, toplam enerjinin esas alındığı hesaplamalarda üretici firmanın belirttiği değerlerden farklılık olabileceği ve cihazın özelliklerinin iyi bilinmesi gerektiği bildirilmiştir (211). Yapılan bir çalışmada, literatürdeki ışık şiddeti sonuçları arasındaki farklılıkların, ölçüm metotları ve aletlerin kullanımındaki farklılıklardan kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir ve ışık kaynaklarının kullanımında, ışık kaynağının şiddetinin önemine vurgu yapmışlardır (212).

Bu amaçla kompozit ve kompomer materyaller polimerize edilmeden önce, halojen ve LED ışık kaynaklarının ışık gücü yoğunlukları bir radyometre cihazı (Hilux, Benlioğlu, Ankara, Türkiye) ile ölçülerek kalibrasyonları sağlanmıştır. Halojen ışık cihazının ışık gücü yoğunluğunun 800 mW / cm², LED ışık cihazının ise 1000 mW / cm² olduğu tespit edilmiştir ve cihazların ışık güçleri, her 10 örnekte bir, aynı radyometre ile tekrar kontrol edilmiştir.

Maksimum polimerizasyon için, uygun dalga boyu aralığında, etkili bir şiddette ve yeterli sürede ışık verilmelidir ve ışık restorasyonun tüm yüzeyine ulaşmalıdır (213). Bu kriterler dikkate alınarak kompozit restorasyonların yeterli polimerizasyonu, restorasyonun başarısı ve uzun ömürlülüğü için oldukça önemlidir. Bu, sadece polimerizasyon kaynağından çıkan ışığa ve süresine değil, aynı zamanda ışık ucunun restoratif materyalden olan uzaklığına da bağlıdır (214).

Işık yoğunluğu, ışık kaynağının ucu rezin kompozitin yüzeyinden uzaklaştıkça azaldığından, ışıkla sertleşen uç birimi restorasyon yüzeyi ile doğrudan temas halinde olmalıdır. Bununla birlikte, bazen kavite dizaynı bu mesafe içerisinde polimerizasyona izin vermeyebilmektedir (215). Çalışmamızda hazırlanan kompozit ve kompomer örneklerin polimerizasyonu, ışık cihazlarının ucu örnek yüzeyiyle 90° açı yapacak şekilde ve örnek ile direkt temasta tutularak gerçekleştirilmiştir.

Cekic-Nagas ve ark. (2010) (216), yaptıkları çalışmada, farklı ışık cihazlarının (QTH, LED ve Plazma Ark) uçlarının kompozit restorasyona olan mesafelerinin (2 mm ve 9 mm), farklı rezin kompozitlerinin mikrosertlik (VHN) değerleri üzerindeki

etkisini değerlendirilmiştir. Yapılan kör hipoteze göre, ışık cihazlarının restorasyondan uzaklığı ve tipi, test edilen rezin kompozitlerin mikrosertlik değerlerini etkilediği belirtilmiştir.

Vandewalle ve ark. (2005), ışık gücü çıkışının en yüksek değerde olduğu ve benzer ışık gücü çıkışına sahip bir LED ve bir halojen ışık kaynağının materyalde benzer yüzey sertlik değerleri oluşturduğunu gözlemlemişlerdir. Bununla beraber her iki ışık kaynağı ile polimerizasyonun ardından, estetik restoratif materyaller arasından en yüksek yüzey sertlik değerleri Filtek Z250 materyalinde bulunmuştur. Araştırmacılar bu sonuçta, materyaldeki translüsent doldurucu içeriği sayesinde ışığın rezin matrikse geçisine izin vermesiyle açıklamışlardır (50). Bu özelliğinden faydanabilmek adına çalışmamızda da Filtek Z250 restoratif materyali tercih edilmiştir.

Halvorson ve ark. (2004) (91), LED ışık kaynaklarının halojen ışık kaynaklarından daha etkin polimerizasyon sağladıklarını belirtirken; literatürdeki bazı çalışmalarda ise LED ışık kaynaklarının halojen ışık kaynakları ile benzer polimerizasyon etkinliği gösterdiği bildirilmiştir (50, 213, 217).

Rezin bazlı restorasyonlarda LED ışık kaynaklarının kullanılması, halojen ışık kaynağı ile karşılaştırıldığında, polimerize edilen rezin materyallerin benzer veya daha iyi mekanik özellikler gösterdiği bildirilmiştir (39, 206, 218). Bu çalışmaların aksine LED ışık kaynakları ile polimerizasyon sonrası, artık monomer oluşumunun halojen ışık kaynakları ile elde edilen yüzdeden daha yüksek görüldüğü bildirilmiştir (57, 219).

Yine literatürde ışık kaynaklarının karşılaştırıldığı bazı çalışmalarda, LED ışık kaynaklarının tabaka kalınlığına dikkat ederek materyallerin polimerizasyonunda rutinde kullanılabilmesini belirtirken (197, 220); Kurachi ve ark. (2001) (140), Dunn ve Bush (2002) (203) gibi araştırmacılar ise, LED ışık kaynaklarının polimerizasyon performanslarının zayıf olduğunu ve rezin bazlı kompozitlerin 2 mm'lik tabakalarının polimerizasyonlarında yeterli sağlamayabileceğini iddia etmişlerdir.

Rueggeberg ve ark. (1994) (214), Yap (2000) (221), Ilie ve ark. (2013) (199), Ilie ve Stark (2014) (201), rezin bazlı materyallerin polimerizasyonu sırasında, örneklerin alt yüzeylerine ulaşan ışığın şiddetinde azalma meydana geldiğini belirtmişlerdir (149, 263, 264, 270). Bu nedenle görünür ışık ile sertleşen rezin materyallerin tabaka kalınlıklarının en fazla 2 mm uygulanmasını tavsiye edilmiştir

(214). Ayrıca Ilie ve ark. (2013) (199) ışığın şiddetindeki bu azalmayı rezin bazlı materyallerin doldurucu içeriği ile ilişkilendirmişlerdir. Bu amaçla çalışmada örneklere polimerizasyonları esnasında hem alttan hem üstten ışık tutulmuştur.

Price ve ark. (2003) (222), çalışmalarında, ikinci jenerasyon LED ışık kaynaklarını kullanarak polimerize edilen 10 farklı kompozitin tamamında, halojen ışık kaynakları ile polimerize edilen kompozitlere göre % 80 daha fazla sertlik değerleri görüldüğünü belirtmişlerdir.

Park ve ark. (2005) (223), farklı ışık şiddetine sahip (980, 560 ve 310 mW / cm²) LED ışık cihazlarını mikrohibrit yapıdaki kompozit rezin örneklerin polimerizasyonu için kullanmışlardır. Örneklerden elde ettikleri sertlik değerleri arasında fark bulunmadığını rapor etmişlerdir.

Bir başka çalışmada ise, enerji yoğunluğunun aşırı artırılmasının kompozit rezinin sertliğini arttırmayacağını aksine fiziksel özelliklerini olumsuz etkileyebileceği rapor edilmiştir (224).

Farklı ışık şiddetine sahip üç LED ve iki halojen ışık cihazının kullanıldığı başka bir çalışmada, kompozit rezinler 40 sn polimerize edilerek ve örneklerin polimerizasyon derinliği ve yüzey sertlikleri değerlendirilmiştir. Halojen ışık cihazları ile daha fazla polimerizasyon derinliği sağlanırken, diğer üç LED ışık cihazı ile benzer sertlik ve polimerizasyon derinliği değerleri bulunmuştur. Ayrıca, çeşitli ışık kaynakları kullanılan materyallerin sertlik değerleri arasında fark olmadığı belirtilmiştir (225).

Cefaly ve ark. (2005), yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre kompozit ve kompomer materyallerin LED ve halojen ışık kaynakları ile polimerizasyon ardından yüzey sertlikleri arasında istatistiksel bir farklılık bulamamışlardır (226).

Kurachi ve ark. (2001) (227), çalışmalarında kullandıkları bir LED ışık kaynağının (79 mW / cm²), yaklaşık 100 sn sonra yüzeyde oluşturduğu Vicker's sertlik değerini, halojen ışık kaynağının (475 mW / cm²) 1,8 mm derinlikte 40 sn' de oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Dunn ve Bush (2002) (203), halojen bazlı ışıkla kaynaklarının (900 ve 1030 mW / cm²), test edilen ticari olarak temin edilebilen iki LED ışık kaynağından (150 mW / cm²) kompozit rezin materyalde belirgin şekilde daha sert üst ve alt yüzeyler oluşturduğunu göstermişlerdir. Diğer taraftan, bir başka araştırmacı benzer çıkış

gücüne ve enerji yoğunluğuna sahip bir LED ışık kaynağı ile halojen ışık kaynağının birbirine yakın sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (50).

Roy ve ark. (2018) (228), yaptıkları çalışmada halojen ve LED ışık kaynakları ile yeterli polimerizasyon derinliğinin sağlandığını, ayrıca “soft-start” yöntemi ile polimerizasyon sonrası Vicker’s sertlik değerlerini daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

LED ve halojen ışık kaynakları kullanılarak rezin bazlı materyallerin yüzey sertlik değerlerinin incelendiği çalışmalarda, elde edilen değerlerin birbirinden çok farklı olmadığı belirtilmiştir (140, 229, 230).

Peris ve ark. (2005) (231), mikrofil, mikrohibrit, tepilebilir ve ormoser bazlı rezin kompozitlerde, LED ve halojen ışık kaynaklarının, kompozitlerin yüzey sertliği üzerine olan etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında; LED ve halojen ışık kaynağı ile polimerize edilen mikrohibrit kompozitlerin sertlik değerlerini benzer bulduklarını; ancak sonuçların kompozitin tipi, markası ve ışık cihazının tipi ve derinliği ile büyük oranda değiştiğini bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da literatürdeki bulgulara paralel olarak; kullanılan iki ışık kaynağında da, kompozit materyallerin yüzey sertlik değerlerinin birbirinden çok farklı olmadığı gözlenmiştir. Kompomer materyalinde ise, uygulanan tüm bitirme / polisaj prosedürü alt gruplarında polimerizasyon yönteminin, Vicker’s sertlik değerleri üzerinde istatistiksel düzeyde önemli bir farklılık oluşturmadığı gözlenmiştir ($p > 0,05$).

Aynı şekilde LED F ve LED R polimerizasyon yöntemlerinde, kompozit materyalinin Vicker’s sertlik değerleri arasındaki istatistiksel farklılıklar önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$).

Ancak halojen ışık kaynağı ile polimerizasyonu sağlanan kompozit rezinlerin Vicker’s sertlik değerlerinin sıralaması ise; en düşük değerden en yükseğe doğru $P3 < P2 < P1$ şeklinde bulunmuştur ($p \leq 0,01$).

LED ışık cihazının P modu ile polimerize edilen kompozit rezin materyal grubunda ise, en yüksek Vicker’s sertlik değerleri P1 grubunda gözlenmişken, P2 ve P3 grupları arasında istatistiksel düzeyde farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$).

Bu sonuçlar, rezin bazlı materyallerin polimerizasyonlarının yeterli düzeyde sağlanmasında, halojen ve LED ışık kaynaklarının kullanılabilir olduğunu; ancak,

polimerizasyon işleminin ardından uygulanacak bitirme / polisaj prosedürlerinin de materyalin mekanik özellikleri üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Çalışmamızın sonuçları arasında görülen farklılıkların da, materyalde uygulanan bitirme / polisaj prosedürlerinin de etkili olabileceği düşünülmüştür.

Gordan ve ark. (2003) (134), farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin kompozitlerin yüzey sertliğine etkilerini incelemişler, şeffaf bantlar ile bitirilen grubun oksijen inhibisyon tabakası nedeniyle en düşük Vicker's sertlik değerini gösterdiğini belirtmişlerdir. Oksijen inhibisyon tabakasının bitirme ve polisaj işlemleriyle uzaklaştırılması ile Vicker's sertlik değerlerinin önemli ölçüde arttığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda da oksijen inhibisyon tabakasının kaldırılması amacıyla tüm bitirme / polisaj prosedürlerinde möl ve mölet kullanılarak başlanmıştır.

Rezin bazlı materyallerin rengi, ışık kaynağının iletim katsayısını etkileyerek polimerizasyon derinliğini etkileyebilmektedir. Yapılan çeşitli çalışmalarda, iletim katsayısının, pigmentasyonun daha fazla olduğu rezin bazlı materyallerde ve özellikle kahverengi tonlarında en az olduğu ve polimerizasyonun açık tonlara göre daha düşük düzeylerde sağlanabildiği gösterilmiştir (48, 198, 232, 233). Bu konu ile ilgili yapılan bir çalışmada, polimerize edildikten sonra, A4 rengi kullanılan rezin bazlı materyalin A2 rengine kıyasla daha düşük mekanik özellikler sergilediği gösterilmiştir (94). Yine benzer şekilde bir başka çalışmada, benzer kalınlığına sahip, A1, A2 ve A3 rengi kullanılan rezin bazlı materyal örneklerin alt ve üst yüzeylerinin sertlik değerleri, farklı polimerizasyon sürelerinde karşılaştırılmış ve alt ve üst yüzeylerinin sertlik değerleri arasındaki en çok farkın A3 rengine görüldüğü bildirilmiştir. Ayrıca 40 sn uygulama süresi sonrasında tüm renklerde benzer alt ve üst yüzey sertlik değerleri elde edilmiştir (234).

Bizim çalışmamızda da rezin bazlı materyallerin polimerizasyonlarında görülen olası derinlik farklarının önüne geçebilmesi amacı ile daha önceki çalışmalara (62, 94) benzer şekilde bütün materyaller A2 rengine seçilmiştir.

Fujita ve ark. (2005) (235), rezin bazlı materyallerin fiziksel özelliklerinin monomer değişim derecesi ile ilişkili olduğunu ve sertlik ölçümünün monomer değişim derecesinin değerlendirilmesinde etkili bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

Rezin bazlı restorasyonlarda görülen polimerizasyon büzülmesi, jelasyon öncesi ve jelasyon sonrası olmak üzere iki aşamaya ayrılmaktadır. Jelasyon öncesi

süreçte rezin bazlı materyalde oluşan stresler tolere edilebilirken, jelasyon tamamlandıktan sonra artık tolere edilememektedir. Ve bu da materyal içinde streslerin oluşmasına neden olmaktadır (218, 236-238).

“Pulse-delay” ve “soft-start” polimerizasyon teknikleri kullanılarak gerçekleştirilen polimerizasyon yöntemlerindeki temel amaç; başlangıç ışık şiddetinin düşürülmesi ve böylelikle materyalin jelasyon öncesi faz süresinin uzatılmasıdır (218).

Literatürdeki bazı çalışmalarda, rezin bazlı materyallerin polimerizasyonlarının düşük ışık gücü yoğunluğu ile başlatılmasının ve kademeli olarak artırılarak polimerizasyonlarının tamamlanmasının ve böylelikle polimerizasyon işleminin kontrollü olarak bitirilmesinin ardından, materyallerin özelliklerinde herhangi bir kayıp olmaksızın, polimerizasyon büzülmesi oranlarında azalma sağlanabileceği de gösterilmiştir (218, 236, 238, 239).

Yap ve ark. (2002) (240), tarafından yapılan; “soft-start” ve farklı zaman aralıklarına sahip “pulse-delay” polimerizasyon tekniklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, tüm zaman aralıklarında “pulse-delay” polimerizasyon yönteminde jelasyon sonrası gerçekleşen polimerizasyon büzülmesi, “soft-start” polimerizasyon yöntemine göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Yapılan bazı çalışmalarda, ışık cihazlarının sabit ışık çıkışı olan standart modlarından farklı olarak; R (rampand / artan) ve P (pulsative / pulsatif) modlarında, polimerizasyon büzülmesinin azaldığı bildirilmiş, ayrıca rezin bazlı materyallerin ideal olarak polimerize edilmelerine de katkıda buldukları gösterilmiştir (331-333). Bu amaçla çalışmamızda da; LED ışık cihazının sabit (F), artan (R) ve pulsatif (P) modlarında polimerizasyon yöntemleri gerçekleştirilerek, materyallerin yüzey sertliği ve biaksiyal fleksural dayanımları üzerine olan etkileri değerlendirilmiştir.

LED ışık cihazının artan (R) ve pulsatif (P) modları, literatürde "soft-start" polimerizasyon olarak kabul edilmektedir. "Soft-start" polimerizasyon tekniği; düşük ışık yoğunluğu uygulanarak başlatılan ilk polimerizasyon işleminin ardından, yüksek ışık yoğunluğu uygulanarak sağlanan son bir polimerizasyon işleminin gerçekleştirilmesi olarak tanımlanmaktadır (148, 218).

Mehl ve ark. (1997) (148), çalışmalarında "soft-start" tekniğinin, rezin materyalin mikrosertlik değerlerini etkilemediğini, ancak bu polimerizasyon

teknığının eğilme modülünü ve fleksural dayanımı arttırdığını ve daha iyi marjinal bütünlük sağladığını tespit etmişlerdir.

Chandurkar ve ark. (2014) (241), yaptıkları çalışmada LED ve halojen ışık kaynaklarının, standart ve "soft-start" polimerizasyon modlarının, sınıf V kavitelere uygulanan rezin restorasyonların mikrosızıntı seviyeleri üzerindeki etkilerini karşılaştırmışlardır. Bu in-vitro çalışmanın sonucunda; (Grup I: QTH-Standart modu, Grup II: QTH-"soft-start" modu, Grup III: LED-Standart modu ve Grup IV: LED-"soft-start" modu), "soft-start" polimerizasyonun, QTH ve LED ışık kaynaklarının standart polimerizasyon modlarına kıyasla oldukça önemli bir fark gösterdiğini bildirmişlerdir.

Yap ve ark. (2001) (238) ise, rezin bazlı materyallerin polimerizasyonlarında kademeli olarak ışık gücünün artırılmasının gerçekleşen polimerizasyon büzülmesinde herhangi bir değişiklik oluşturmadığını belirtmişlerdir.

Dennisson ve ark. (2000) (236), yaptıkları çalışmanın sonuçlarında, ışık gücü yoğunluğunun kademeli olarak artırılmasının, materyalin polimerizasyon derinliğinde herhangi bir etkilenme olmaksızın polimerizasyon büzülmesinin belirgin olarak azalma gösterdiğini bildirmişlerdir.

Yoshikawa ve ark. (2001) (242), 10 sn süreyle düşük ışık gücü yoğunluğu ($270 \text{ mW} / \text{cm}^2$) uygulanması, 5 sn boyunca beklemenin ardından, 40 sn boyunca yüksek ışık şiddeti ($600 \text{ mW} / \text{cm}^2$) uygulanan polimerizasyon yönteminde, diğer polimerizasyon yöntemlerine kıyasla daha iyi marjinal adaptasyonun sağlandığı ve daha az polimerizasyon büzülmesi stresinin oluştuğu bildirilmiştir.

Literatürdeki bazı araştırmalarda, ışık kaynağının uygulama tipinin, yüzey sertliğine ve polimerizasyon derinliğine etki etmediği bildirilirken (148, 243, 244), bazı araştırmalarda ise, ışığın uygulanma tipinin materyalin yüzey sertliği ve polimerizasyon etkinliğinde önemli rol oynadığı belirtilmiştir (212, 239).

Bizim çalışmamızda ise, farklı polimerizasyon yöntemlerinin uygulandığı kompozit materyalinin Vicker's sertlik değerleri üzerinde, bitirme / polisaj prosedürlerinin istatistiksel bir farklılık oluşturmadığı bulunmuştur ($p > 0,05$). Kompozit rezin materyalde ise, LED ışık cihazının F ve R modlarında polimerize edilen gruplarda istatistiksel bir farklılık bulunamamışken ($p > 0,05$); halojen ışık kaynağı ile polimerizasyonun ardından P1 grubunda en yüksek Vicker's sertlik

değerleri görülmüş, değerlerin en düşükten en yükseğe doğru sıralanması ise; $P2 < P3 < P1$ şeklinde gözlenmiştir ($p \leq 0,01$). LED ışık cihazının P modu ile polimerize edilen grupta da en yüksek sertlik değeri P1 grubunda görülmüşken, P2 ve P3 grupları arasında istatistiksel düzeyde bir farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$).

Yap ve ark. (2000) (221), yaptıkları çalışmalarında, kompozit rezinlerin polimerize edilmelerinin hemen ardından ölçülen başlangıç sertlik değerleri ile, bir solüsyonda bekletilmelerinden hemen sonraki sertlik değerlerinin ölçülerek kıyaslanmasının hatalı sonuçlar verebileceğini düşünmüşler ve örneklerin belli bir zaman için havada bekletilerek hafifçe kurutulmalarını önermişlerdir. Ancak restorasyonların ağız içinde nemli bir ortamda bulunduğunu düşündüğümüzde bu durumla çelişmektedir. Literatürdeki çalışmaların çoğunda ise, polimerizasyon işleminin tamamlanması, artık monomer oluşumunun azaltılması ve fiziksel testlerde en sağlıklı sonuçların elde edilebilmesi amacıyla, örneklerin sulu ortamda saklanmaları tavsiye edilmiştir (200, 245, 246).

Park ve ark. (2000) (247), bitirme / polisaj prosedürünü şeffaf bant kullanarak gerçekleştirdikleri rezin bazlı materyallerin yüzeylerinin polimerizasyon işleminden 15 dk sonra ve 6 saat sonraki yüzey sertlik değerlerini, polisaj prosedürü uyguladıkları yüzeylere kıyasla belirgin derecede düşük bulmuşlarken; 6 gün sonra ise istatistiksel düzeyde anlamlı bir farklılık gözlemlenemediklerini bildirmişlerdir.

Görünür ışıkla polimerize edilen kompozit rezinlerin yüzey sertliklerindeki artışın büyük bir kısmı ilk birkaç dk içinde gözlemlenirken, örneklerin optimum yüzey sertliğine 1 gün sonra ulaştıkları bildirilmiştir (248, 249).

Chinelatti ve ark. (2006) (250), yaptıkları çalışmada akışkan, mikrofil ve minifil olmak üzere 6 farklı kompozit rezin materyalinin polisaj öncesi ve sonrası yüzey sertliklerini değerlendirmişlerdir. Polisaj sonrasında tüm materyallerin daha yüksek sertlik değerleri gösterdiklerini ve bu sertlik artışının 7 gün sonra daha belirgin hale geldiğini bildirmişlerdir. Ayrıca bu çalışmada, zaman içerisinde, polisaj işleminin gerçekleştirilmesinden bağımsız olarak, yüzey sertliğinde kademeli ve önemli bir artış gözlediklerini belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da aynı amaçlarla, önceki çalışmalara (84, 162, 250) benzer şekilde, örnekler etüv içinde; 37 °C'de, 7 gün, distile suda bekletilmiştir.

Polimerizasyon sürecinin % 75' i ilk 10 dk içerisinde gerçekleşmekte iken, kalan reaksiyon işlemi 24 saate kadar sürebilmektedir. Bu nedenle materyalin sertliğinin etkilenmemesi için polisaj işleminin hemen yapılmaması önerilmiştir (149). Polimerizasyondan hemen sonra yapılan bitirme / polisaj prosedürlerinin sertliğin yanısıra marjinal bütünlüğü de etkileyerek diş ve restorasyon arasında boşluklar oluşumuna neden olabileceği belirtilmektedir (150). Çalışmamızda da bu amaçla bitirme / polisaj prosedürleri, örneklerin polimerizasyonlarından hemen sonra değil, 24 saat bekletilmelerinin ardından uygulanmıştır.

Yapılan çalışmalarda yüzey sertliği ve biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin, saklama koşullarının sıcaklığı ve içine konulduğu solüsyonun özelliklerinin yanı sıra, bitirme / polisaj prosedürlerinden de etkilendiği bildirilmiştir (134, 251).

Gordan ve ark. (2003) (134), doldurucu partikül içeren rezin materyallerin sertlik değerleri üzerine hem bitirme / polisaj prosedürlerinin, hem de saklanma ortamının önemli etkilere sahip olduğunu, ancak bitirme / polisaj prosedürleri ile saklanma ortamının arasında herhangi bir etkileşim olmadığını belirtmişlerdir.

Vicker yüzey sertlik ölçümü esnasında materyal yüzeyine yük bindirildiğinde, test örneklerinin alt ve üst yüzeylerinin, test örneğinin hareket etmesini ve kaymasını engellemek amacıyla, düz olarak hazırlanmış olması da gerekmektedir (102). Bu amaçla çalışmamızda da örneklerin düz durması için ağırlıklı kalıp sistemi kullanılmıştır. Ve uygulanan bitirme / polisaj prosedürlerinden sonra yüzeylerin düz olup olmadığı kontrol edilmiştir.

Khodadi ve ark. (2016) (304), kompomer materyalinin halojen ışık kaynağı ile polimerizasyonu sonrasında elde edilen Vicker's yüzey sertlik değerlerinin LED ışık kaynağı ile elde edilenden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Chung ve Yap (2005) (252) ise, dental kompozit restorasyonların yüzey bitirme ve polisaj işlemlerinin, materyallerin yüzey sertlikleri ve modülüs değerleri üzerine olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında, yüzey sertlik ve modülüs değerlerinin yüzey bitirme işlemlerinden bağımsız olduğunu göstermişlerdir.

Çalışmamızın sonuçlarında ise, önceki çalışmalara benzer şekilde, kompomer materyaline uygulanan tüm bitirme / polisaj prosedürü gruplarında, materyalin Vicker's yüzey sertlik değerleri arasında istatistiksel düzeyde bir fark

belirlenememiştir ($p > 0,05$). Kompozit materyalinde uygulanan P1 ve P2 polisaj prosedürü gruplarında da, materyalin Vicker's yüzey sertlik değerleri arasında istatistiksel düzeyde bir fark gözlenmemişken ($p > 0,05$), P3 grubunda ise önemli farklılıklar bulunmuştur ($p \leq 0,01$). Kompozit rezinin halojen ve LED F modu ile polimerizasyonunun ardından, uygulanan P3 bitirme / polisaj prosedürü grubunda ise, Vicker's sertlik değerleri LED P ve LED R modları ile polimerize edilen gruplara göre daha yüksek olarak gözlenmiştir.

Venturini ve ark. (2006) (253), yaptıkları çalışmalarında, polimerizasyondan hemen sonra uygulanan ve geciktirilmiş polisaj işleminin, bir mikrofil (Filtek A110) ve bir mikrohibrit (Filtek Z250) rezin kompozitin yüzey pürüzlülüğü, yüzey mikrosertliği ve mikrosızıntısı üzerine olan etkilerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada mikrosertlik ile ilgili olarak, kompozitlerin polisaj teknikleri ile uygulama zamanları arasında istatistiksel düzeyde anlamlı etkileşimler bulunmakla birlikte, herhangi bir faktörün etkisinin diğer faktörlerle elde edilen bütün kombinasyonlar üzerinde aynı derecede anlamlı etkiler göstermediği de belirtilmiştir. Anlamlı bulunanlar faktörlere bakıldığında; öncelikle mikrohibrit kompozit örnekler, hem kontrol hem de deney gruplarında, mikrofil kompozit örneklerden daha yüksek yüzey mikrosertlik değerleri göstermişlerdir. Bunun yanı sıra, her iki kompozit için de; polimerizasyondan hemen sonra uygulanan polisaj işlemi sırasında alüminyum oksit diskler kullanılan grubun en düşük sertlik değerlerini gösterdiği bildirilmiştir. Mikrofil kompozitte uygulanan geciktirilmiş polisaj işleminde, sıralı polisaj tekniği üç tekniğin içinde en düşük sertlik değerlerini gösterirken, mikrohibrit kompozit rezine uygulanan gecikmiş polisaj işlemi ile ilgili örneklerde ise; sıralı polisaj tekniği ile elde edilen sertlik değerleri diğer tekniklerden daha yüksek değerler sergilemişlerdir ve alüminyum oksit diskleri lastiklere göre daha yüksek sertlik değerlerini ortaya koymuşlardır. Bizim çalışmamızın bulguları da bu çalışmanın çoğu sonucu ile uyumludur. Mikrohibrit kompozit rezine uygulanan bitirme / polisaj prosedür gruplarından P1 grubunda elde edilen Vicker's sertlik değerleri, diğer tekniklerden daha yüksek değerler göstermiştir.

Rezin bazlı materyallerin sertliği, doldurucu partiküllerin boyutuna, yüzdesine, bileşimine, rezinin tipine ve polimerizasyonu gerçekleştiren cihazın tipine ve polimerizasyon derinliğine bağlıdır. Polimerizasyon işlemine katılmamış olan artık

monomerler de materyalin sertliğini etkilemektedir (162, 254). Ayrıca bu durum polisaj sisteminin restorasyon yüzeyini örtme kabiliyeti ile de doğrudan ilişkilidir (254).

5.3. Biaksiyal Fleksural Dayanımın Tartışılması

Dental rezin materyallerin, posterior bölgedeki dişlerde kullanılmasından bu yana, materyallerin mekanik özellikleri daha da önemli hale gelmiştir. Mekanik özelliklerin geliştirilebilmesi için dolduruculu partikül oranlarının artırılmasının; rezin bazlı materyallerin aşınma dirençlerini artırmakla birlikte, aynı zamanda materyalleri daha kırılğan hale getirdiği ve bütünsel kırılmaların prevalansını da arttırdığı bildirilmiştir (26). Dayanım ise, kırılğan materyallerin performansını açıklayan önemli bir mekanik özelliktir (255).

Fleksural dayanım testi, numune üretimi ve uygulanmasının kolaylığı nedeniyle genellikle tavsiye edilmektedir (256, 257). Her ne kadar bazı çalışmalar alternatif eğilme test tasarımlarını önermiş olsalar da, çift eksenli eğilme deneyi gibi diğer test tasarımlarının sonuçlarına kıyasla, üç nokta testi sonuçları; daha düşük standart sapma, daha düşük değişkenlik katsayısı ve daha az çatlak üretimi ve dağılımı nedeniyle kompozitlerin fleksural dayanımlarının değerlendirmesinde sıklıkla tercih edilmektedir(252).

Biaksiyal fleksural dayanım testlerinin seçilmesindeki bir diğer sebep de, çift eksenli kuvvet uygulanmasının, restoratif materyallerin ağız ortamındaki çok eksenli kuvvetlere benzerliği sayesinde, daha güvenilir sonuçların elde edilmesidir (108, 109).

İki eksenli dayanım testlerinin diğer bir avantajları ise, kenar koşullarından bağımsız olması sayesinde tek eksenli uygulamalarda, materyalin kenarlarında görülen mikroçatlak oluşumlarının önüne geçilmesidir (107, 108).

Kompozitler gibi kırılğan materyallerde gerilme stresi altında meydana gelen çatlakların yayılmasıyla oluşan kırıklar, restorasyonlarda gözlenen klinik başarısızlığının ana nedenlerinden birisidir (189). Bu çatlaklar, materyalin yerleştirilmesi sırasında; hekim tarafından istenmeden yahut farkedilmeden kabarcık oluşturulmasıyla, hatalı polisaj uygulamalarıyla veya materyalin mikroyapısal

kusurlarından dolayı ortaya çıkabilmektedir (234). Loughran ve ark. (2005) (256), yaptıkları çalışmaya göre bir çatlak başlangıcının; rezin içerikli bir materyalde stres konsantrasyonlarına, yüzey çiziklerine, mikroçatlaklara vb neden olabilen mikroyapısal durum değişikliklerine yol açtığını rapor etmişlerdir. Ancak termal ve mekanik süreçte büyüyen mikroçatlaklar ve defektler, dayanım ölçümlerini önemli derecede etkileyebilmektedirler. Bu nedenle dayanımın, mevcut koşullarla birebir bağlantılı olduğu düşünülmektedir (258).

Biaksiyal fleksural dayanım testi, sıklıkla rezin bazlı materyal örneklerinin kırılma özelliklerinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Ayrıca rezin bazlı örneklerin başarısızlık mekanizmalarının değerlendirilmesinde ağız içinde karşılaşılan streslere benzer şekilde; gerilme, basma, makaslama stresleri oluşturduğu için kullanımları önerilmektedir (259).

Literatürlerde biaksiyal fleksural dayanım testleri için çeşitli piston başı ve destek konfigürasyonları “**(Top Üstünde Halka (Ball-On-Ring), Üç Top Üstünde Piston (Üç Nokta Testi, Piston-On-Three-Ball), Halka Üstünde Halka (Ring-On-Ring) Ve Üç Halka Üstünde Halka (Ball-On-Three-Ball))**” bildirilmiştir (260, 261). Deneysel çalışmaların sonuçları ve sonlu elemanlı analizlerden, sadece “**Top Üstünde Halka (Ball-On-Ring)**” ve “**Üç Nokta Testi (Ball-On-Three-Ball)**” yükleme yöntemlerinin kırılma diş materyallerinin biaksiyal fleksural dayanım değerlerini doğru bir şekilde belirleyebildiği sonucuna varılmıştır (262).

Benzer şekilde biaksiyal fleksural dayanımın ölçülebilmesi için kullanılan en iyi yöntemin; saf eğilmeyi taklit edebilme ve kenar kayıplarının meydana gelmesini önlemesinden dolayı; Üç Nokta Testi olduğu bildirilmiştir (110, 111). Bu yöntem, ISO 4049' da, rezin bazlı materyallerin fleksural özelliklerini test etmek için; uygun, basit, başarılı / başarısız gibi sonuç değerlerini kalitatif olarak belirleyebilen bir prosedür olarak açıklanmıştır (263).

Bizim çalışmamızda da bütün bu sebeplerden dolayı, çalışmada kullanılan kompozit ve kompozit rezin materyallerin fleksural dayanım değerlerinin ölçülmesinde “**Biaksiyal Fleksural Dayanım Testi**” kullanılmıştır. Ve literatürdeki çalışmalara benzer şekilde örnekler disk şeklinde hazırlanmış ve biaksiyal fleksural dayanım testlerinden; “**Üç Nokta Testi (piston-on-three-ball)**” tercih edilmiştir (88, 264-267).

Örnek çaplarının, fleksural dayanım değerlerini etkilemesi beklendiğinden, klinik olarak gerçekçi boyutlara sahip örneklerin kullanımını içeren bir fleksural dayanım testi uygulanmasının gerekli olduğu bildirilmiştir (264). Yükseklik ve genişlik için ISO standartlarında önerilen uzunluklara göre; molarların mezio-distal çapının yaklaşık 11 mm civarında olduğu ve ön orta kesici dişlerin serviko-insizal uzunluklarının 13 mm civarında olduğu kabul edilmektedir (268). Dişlerin meziodistal genişlikleri ülkelere, cinsiyetlere, dişlerin süt veya daimi diş olmalarına ve alt ve üst çenede bulunmalarına göre farklılıklar gösterebilmektedir (269-271). Türkiye’de, sınırlı örnek sayısı ile yapılmış bir çalışmada; daimi dişlerin en yüksek meziodistal genişlik değerleri; kadınlarda alt çenede $11,79 \pm 0,68$, erkeklerde ise üst çenede $12,67 \pm 0,8$ olarak bildirilmiştir (269). Bu amaçla bizim çalışmamızda da dişlerin meziodistal genişliklerini yaklaşık olarak taklit edebilmek amacıyla, örnek çapları 12,5 mm olarak belirlenmiştir.

Ayrıca numunenin kalınlığı da biaksiyal fleksural dayanım testlerinin en önemli faktörlerinden birisidir ve elde edilen değerlerin standart sapma derecesini ve dağılımını etkilemektedir (260, 262). Çalışmamızda kullanılan örneklerin kalınlığı; fleksural dayanım denklemleri kullanılarak ve tüm varsayımları karşılamak amacıyla, çeşitli deneme testleri ile hesaplanarak; 1,5 mm olarak belirlenmiştir.

Birçok çalışmada doldurucu partikül hacmi ile mekanik özellikler arasında ilişki olduğu gösterilmiştir. Doldurucular; rezin bazlı restoratif materyalleri güçlendirmek, sertliklerini arttırmak, sıcakta ve soğukta meydana gelen boyutsal değişiklikleri azaltmak, polimerizasyon büzülmesinin oranını düşürmek, radyoopasite sağlamak, gelişmiş estetik ve kullanım kolaylığı sağlayabilmek için rezin materyallerin içine ilave edilmektedirler (272).

Asmussen (1998) (218), Bis-GMA / TEGDMA / UEDMA (UDMA) oranındaki farklılıkların, kompozitin mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkilediğini, özel kombinasyonların materyalin spesifik uygulamalarına göre geliştirilmesi gerektiğini ileri sürmüştür. Bununla birlikte inorganik doldurucu içeriği, rezin bazlı materyallerin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesine ilişkin en değerli faktör olarak kabul edilmektedir.

Manhart ve ark. (2000) (189), tepilebilir kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında materyallerin doldurucu sistemlerinin,

biaksiyal fleksural dayanım değerleri ve mekanik özellikleri üzerinde oldukça etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Kobayashi ve ark. (2018) (158), kompozitlerin doldurucu oranlarının ve morfolojilerinin, materyalin fleksural dayanımı üzerinde önemli bir etkisinin olduğunu gözlemlemişlerdir.

Ikejima ve ark. (2003) (108), işlevselleştirilmiş doldurucu partiküller içeren kompozitlerin, hem matriksi hem de doldurucu partikülleri silanize edilmiş kompozitlere kıyasla, daha düşük biaksiyal fleksural dayanım değerlerine sahip olduğunu göstermişlerdir ve bu etkinin doldurucu içeriğın artması ile artmakta olduğunu da belirtmişlerdir. Çalışmada, mikrofil dolduruculu kompozitlerin, doldurucu içermeyen kompozitlere göre biaksiyal fleksural dayanımları daha yüksek bulunmuştur. Ancak bu sonuçların doldurucu oranları ile doğrudan oranlı bulunmadıkları da belirtilmiştir.

Adusei ve ark. (2005) (274), yaptıkları çalışmada farklı oranlarda monomer içeren iki yeni kompomer rezin materyalin biaksiyal fleksural dayanım değerlerini Dyract AP (A3 rengi) materyali ile kuru ve sulu ortam içinde saklayarak değerlendirmişlerdir. Monomer içeriği fazla olan kompomer, 40 sn polimerizasyonun ardından en düşük biaksiyal fleksural dayanım değerlerini gösterdiği bulunmuştur. Araştırmacılar bu sonucu monomer olarak kullanılan vinilfosforik asidin polimerizasyonu azalttığını yönünde yorumlamışlardır. Bu çalışmanın sonucu doldurucu partikülün sadece artırılması ile mekanik değerlerin direkt artmayacağı, kullanılan doldurucu tipinin de mekanik değerler üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Ayrıca sulu ortamda saklanan materyallerde, kuru ortama göre daha düşük biaksiyal fleksural dayanım değerleri gözlemlendiği bildirilmiştir (275).

Musanje ve ark. (2001) (276), yaptıkları çalışmada suni tükruk içeren ortamda saklanan (pH: 6) ve görünür ışık ile polimerize edilen mikrofil kompozit rezinin biaksiyal fleksural dayanım değerlerini, kompomer materyali (Dyract) ile kıyaslandıklarında sonuçları daha yüksek bulmuşlardır. Dyract materyalinin biaksiyal fleksural dayanım değerleri, dentin sertlik değeri (MPa) ile karşılaştırıldığında ise, daha düşük biaksiyal fleksural dayanım değerlerine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Ve materyalin stres bölgelerinde uygulanmamasını önermişlerdir. Yapılan bir çalışmada da yine benzer şekilde kompozit materyalin biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin

çalışmada kullanılan kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer materyallerden daha yüksek olduğu bildirilmiştir (174).

Doldurucu partikül büyüklüklerinin kompozitin mekanik dayanımı üstündeki etkinliği, partikül boyutundaki azalmaya bağlı olarak, doldurucu partikül yüzeyinin materyalin içeriğine oranının artması sayesinde mekanik dayanımı artırmaktadır (277).

Bizim çalışmamızda da yukarıdaki araştırmaların sonuçlarına paralel olarak, alt grupların çoğunda, doldurucu oranı daha yüksek olan kompozit rezin örneklerin biaksiyal fleksural dayanım değerleri, doldurucu oranı daha düşük olan kompomer örneklerden daha yüksek bulunmuştur. Diğer alt gruplar arasındaki istatistiksel düzeydeki farklılıkların nedeninin ise, uygulanan bitirme / polisaj prosedürüne ve polimerizasyon yöntemine bağlı olabileceği düşünülmüştür.

Wille ve ark. (2016) (278), yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre, ağırlıkça % 60 oranında tetrapodal çinkooksit doldurucu partikülleri içeren kompozitlerin, zirkonyum oksit gibi diğer doldurucu partiküller içeren tüm test gruplarının aksine, doldurucu içermeyen kontrol grubuna göre belirgin derecede daha yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri gösterdiğini bulmuşlardır. Biaksiyal fleksural dayanım değerlerindeki bu değişikliklerin nedeninin, düşük partikül / matriks adezyonu olduğu belirtilmiştir.

Chung ve ark. (2004) (265), yaptıkları çalışmalarında, rezin içerikli materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerindeki sıralamanın meydana gelmesinde, materyallerin içeriklerindeki doldurucu oranlarının etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Rodrigues Jr ve ark. (2007) (267), yaptıkları çalışmada, en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerlerini, Z250 kompozit rezin materyal ile elde ettiklerini ve çalışmada kullanılan diğer kompozit rezin materyallerinden de, Z250 materyalinden elde edilen değerlere benzer sonuçların elde edildiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar bu sonuçları, Z250 kompozit rezin materyalinin küçük yuvarlak şekilli partiküller içermesinin, fleksural dayanım değerlerinin en yüksek olmasında etkili olduğunu düşündüklerini bildirmişlerdir. Yuvarlatılmış partiküllerin mekanik stresin eşit olarak dağılmasını ve mikroçatlakların başlayabileceği gerilme yoğunluğu alanları olarak da

bilinen ve keskin açılar gösteren düzensiz şekilli parçacıkları daha düzenli olarak dağıtma eğiliminde oldukları rapor edilmiştir.

Fleksural dayanım, kırılma eğilimi gösteren rezin içerikli materyaller için anlamlı bir mekanik özellik olmakla birlikte, sonuçlar bu materyallerin doldurucu ve rezin oranlarında meydana gelebilecek olan hatalı üretimleri (256) veya yapısal olarak biyolojik yapılar üzerinde meydana getirebilecekleri toksik etkileri göz önünde bulundurarak hesaplanamamaktadır (234).

Yap ve Teoh (2003) (279), yaptıkları çalışmada, mikrofil, minifil ve midifil kompozit rezin materyallerin fleksural dayanım özelliklerini incelemişlerdir. Materyallere uygulanan üç nokta testi sonrasında en düşük biaksiyal fleksural dayanım değeri, mikrofil kompozit rezin materyalinde gözlenmiştir ve midifil kompozit rezin materyalinin de minifil kompozit rezin materyallerine göre istatistiksel olarak belirgin şekilde daha düşük biaksiyal fleksural dayanım değerleri gösterdiği belirtilmiştir.

Alcaraz ve ark. (2014) (280), tarafından yakın zamanda rapor edilen bir derlemede, arka dişlerde kullanılan rezin bazlı restoratif materyallerde gözlenen başarısız olma ihtimallerinin, amalgam restorasyonların başarısızlık ihtimallerinin neredeyse iki katı olduğunu belirtmişlerdir. Başarısızlığın en yaygın iki nedeninin; ikincil çürük oluşumu ve kütleli kırılmalar olduğu bildirilmektedir. Bu başarısızlıkların her ikisi de hem rezin bazlı materyallerin özellikleri ve hem de materyal ile kavite duvarları arasındaki bağlantı kuvvetlerinin yetersiz olmasından kaynaklanmaktadır. Başarısızlıkta etkili faktörlerin en önemlilerinden birisi de, rezin bazlı materyallerin yetersiz foto-polimerizasyonları ve buna bağlı olarak yeterli mekanik dayanım gösterememeleridir.

Yapılan bir başka çalışmada halojen ve LED ışık kaynaklarından yayılan ışığın spektral dağılımına bakılmış ve halojen ışık kaynaklarının toplam ışık salınımının, LED ışık kaynaklarının ışık salınımından 2,2 kat daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Araştırmacılar bu sonuçlara göre, halojen ışık kaynakları ile polimerize edilmiş rezin bazlı materyallerin fiziksel özelliklerinin de, LED kaynakları ile polimerize edilmiş olanlardan 2 kat daha üstün olmasının beklendiğini, ancak durumun aslında o kadar basit olmadığını belirtmişlerdir. Bu durumun sebebinin görünür ışık ile sağlanan polimerizasyon zincirlerinin oranının ışık gücü yoğunluğunun kare kökü ile orantılı

olması ve ışık gücü yoğunluğu 2 katına çıktığı zaman, polimerizasyon oranının sadece 1,44 kat artması olduğu bildirilmiştir (281).

LED ve halojen ışık kaynaklarının performanslarının sadece ışık salınımı karşılaştırmasına dayanan bir değerlendirme ile yapılmasının bu sebepten dolayı kolay olmadığı da rapor edilmiştir ve tüm bu sebeplerden dolayı sadece ışık kaynaklarının ışık salınımlarının karşılaştırılması yerine, LED veya halojen teknolojisi ile polimerize edilmiş rezin bazlı materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin karşılaştırmasının daha etkin olduğu da bildirilmektedir (263). Çalışmamızda da bu amaçla LED ve halojen ışık kaynaklarının rezin bazlı materyallerin mekanik özellikleri üzerine olan etkinliklerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Dental materyallerin polimerizasyonları için mavi LED teknolojisinin uygulanmasına değinen birçok çalışma mevcuttur. Yapılan bir çalışmada dalga boyu 290 nm olan 25 farklı mavi LED ışık kaynağı değerlendirilmiş, aynı ışık gücü yoğunluğuna sahip halojen ışık kaynaklarına göre daha fazla monomer dönüşümü ile daha iyi polimerizasyon derinliği sağladıklarını ve daha yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri gösterdiği bildirilmiştir (53). Yapılan bir başka çalışmada, ışık kaynaklarının aynı ışık gücü yoğunluğu ile uygulandıklarında materyallerin mekanik özelliklerinin de aynı bulunduğu belirtilmiştir (282).

Jandt ve ark. (2000) (229), yaptıkları bir çalışmada, ticari bir halojen ışık kaynağının $755 \text{ mW} / \text{cm}^2$ lik ve $350 \text{ mW} / \text{cm}^2$ lik ışık gücü yoğunlukları ile LED ışık kaynaklarının performansını karşılaştırmışlardır. Her iki ışık kaynağı ile polimerize edilmiş kompozitlerin mekanik özellikleri arasında istatistiksel düzeyde bir farklılık olmadığı ve çalışmada kullanılan tüm ışık kaynaklarının ISO 4049 standartlarına göre en düşük kompozit polimerizasyon derinliğini (minimum 2 mm olacak şekilde) aştıkları rapor edilmiştir (263). Yapılan başka bir çalışmada yine benzer şekilde kompozit ve kompomer materyallerin, farklı ışık kaynakları ve modları ile polimerizasyonlarının ardından mekanik özellikleri değerlendirildiğinde, biaksiyal fleksural dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı bildirilmiştir.

Stahl ve ark. (2000) (263), yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre, LED ve halojen ışık cihazlarının restoratif materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerleri üzerindeki etkileri kıyaslandığında, LED ışık cihazında daha yüksek biaksiyal

fleksural dayanım değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçlarında ise, istatistiksel olarak anlamlı olmasa dahi, LED ışık kaynağının biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin halojen ışık kaynağının biaksiyal fleksural dayanım değerlerinden daha yüksek oldukları gözlenmiştir.

Unterbrink ve Muessner (1995) (283), farklı ışık kaynaklarından ziyade, farklı ışık yoğunluklarının, aynı süre zarfında uygulanmalarının sonucunda, yüzeydeki fleksural dayanım ve elastisite modülü değerleri üzerinde etkisinin olduğu bildirmişlerdir. Aynı uygulama süresi için, düşük ışık yoğunluğuna sahip polimerizasyon cihazları kullanıldığında ve yüksek ışık yoğunluğuna sahip cihazlarla kıyaslandıklarında, bu cihazlarla polimerize edilen rezin bazlı materyallerin daha düşük fleksural dayanım ve elastisite modülü değerleri gösterdikleri bildirilmiştir. Nitekim bizim çalışmamızda, kompomer materyali ile oluşturulan alt grupların çoğunda, kompozit materyal ile elde edilen alt gruplara oranla daha düşük biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin gözlenmesi, farklı ışık kaynaklarının değişik ışık gücü yoğunlukları arasındaki farklılığın da polimerizasyon olgusunu etkilenmiş olabileceğini düşünölmüştür.

Yeterli polimerizasyon derinliği ve mekanik özelliklerin sağlanabilmesi için, minimum uygulama süresi ile kullanılabilen, yüksek yoğunluklu ışık kaynakları önerilmektedir. Bununla birlikte ışık yoğunluğunun düşüklüğünün, polimerizasyon süresinin uzatılması ile telafi edilemeyeceğine dikkat edilmesi gerektiği de bildirilmektedir (283).

Yapılan bir çalışmada araştırmacılar, "soft-start" polimerizasyon tekniğinin, materyalin mikrosertlik değerlerini etkilemediğini, ancak bu polimerizasyon tekniğinin materyallerin eğilme modölünü ve biaksiyal fleksural dayanım değerlerini arttırdığını ve daha iyi marjinal bütünlük sağladığını tespit etmişlerdir. (148). Çalışmamızın sonuçlarında, soft-start polimerizasyon yönteminin (LED R) uygulandığı alt grupların çoğunda, biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin daha yüksek oldukları bulunmuştur.

Küçükylmaz ve ark. (2013) (284), çalışmalarında 3 farklı polimerizasyon moduna sahip bir LED ışık kaynağının, restoratif materyallerin polimerizasyonları anında meydana getirdiği sıcaklık artışını değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar soft polimerizasyon yöntemi ile ısı artışının, bu değişikliğe en az neden olduğunu ve

düşükten en yüksek doğru; “soft-start” mod < kademeli olarak artan mod < polimerizasyonun kısa sürede gerçekleştirildiği mod şeklinde sıralandığını belirtmişlerdir.

Yapılan bazı çalışmalarda, polimerizasyon reaksiyonunun daha yavaş gerçekleşmesi (soft-start metot gibi) sağlandığında, rezin bazlı materyallerin polimer kalitesinde artış sağlanacağı, polimerizasyon sırasında oluşacak streslerin azaltılacağı ve dayanım özelliklerinin arttırılacağı bildirilmiştir (44, 285).

Yapılan başka bir çalışmada ise, polimerizasyon yöntemlerinin, kompomer materyalin (Dyract AP) biaksiyal fleksural dayanım değerleri üzerindeki etkileri incelendiğinde, ışığın kademeli olarak arttırılarak uygulandığı örneklerin 30 gün sulu ortamda bekletilmelerinin ardından daha düşük değerler gösterdikleri rapor edilmiştir (286). Ancak bu çalışmanın sonuçlarını sulu ortamda saklanma süresinin değiştirmiş olabileceği de göz ardı edilmemelidir. Bizim çalışmamızda da diğer polimerizasyon yöntemlerine ilave olarak soft-start polimerizasyon yöntemi (LED R) de rezin bazlı materyal örneklerinin polimerizasyonlarında kullanılmış ve çalışmanın sonuçlarında ise; soft-start polimerizasyonun gerçekleştirildiği alt grupların çoğunda daha yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin sağlandığı görülmüştür.

Genel olarak alt grupların biaksiyal fleksural dayanım değerleri ise şu şekildedir;

-Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompozit rezin materyalinin P1 polisaj prosedürü grubunda; en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri, LED ışık cihazının F modu ile polimerize edilen alt grupta, en düşük biaksiyal fleksural dayanım değerleri ise halojen ışık cihazı ile polimerize edilen alt grupta görülmüştür. LED R ve LED P grupları arasında istatistiksel düzeyde fark gözlenmemiştir ($p > 0,05$). Biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru sıralaması ise; halojen < LED R = LED P < LED F şeklindedir.

-Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompozit rezin materyalinin P2 polisaj prosedürü grubunda; en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri LED ışık cihazının R modu ile polimerize edilen alt grupta görülmüşken, halojen, LED F ve LED P alt grupları arasında ise istatistiksel düzeyde farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$). Biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru sıralaması ise; halojen = LED F = LED P < LED R şeklindedir.

-Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompozit rezin materyalinin P3 polisaj prosedürü grubunda; en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri LED ışık cihazının F modu ile polimerize edilen alt grupta görülmüşken, halojen, LED F ve LED P alt grupları arasında ise istatistiksel düzeyde farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$). Biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru sıralaması ise; halojen = LED F = LED P < LED R şeklindedir.

-Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompomer materyalinin P1 polisaj prosedürü grubunda; en düşük biaksiyal fleksural dayanım değerleri halojen ışık cihazı ile polimerize edilen grupta görülmüşken, LED ışık cihazının tüm modları ile polimerize edilen tüm alt gruplarından elde edilen biaksiyal fleksural dayanım değerleri istatistiksel olarak önemli farklılıklar belirlenmemiştir ($p > 0,05$). Biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru sıralaması ise; halojen < LED F = LED R = LED P şeklindedir.

-Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompomer materyalinin P2 polisaj prosedürü grubunda; en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri LED R ile polimerize edilen alt grupta gözlenmişken, halojen, LED F ve LED P ile polimerize edilen alt gruplardan elde edilen biaksiyal fleksural dayanım değerleri arasında istatistiksel düzeyde anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$). Biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru sıralanması ise; halojen = LED F = LED P < LED R şeklindedir.

-Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompomer rezin materyalinin P3 polisaj prosedürü grubunda; en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri LED ışık cihazının R modu ile polimerize edilen alt grupta, en düşük biaksiyal fleksural dayanım değerleri ise LED ışık cihazının P modu ile polimerize edilen alt grupta görülmüştür. Halojen ve LED F alt gruplarından elde edilen biaksiyal fleksural dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$). Biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru sıralanması ise; LED P < LED F = halojen < LED R şeklindedir.

Yapılan çalışmalarda kompozit rezinlerin doldurucu içeriği kadar, su içerisinde saklanma sürelerinin de biaksiyal fleksural dayanım değerleri üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (395).

Araştırmacılar yaptıkları çalışmanın sonuçların göre, materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin saklama ortamından etkilendiği bildirmişlerdir (287). Yapılan çalışmalarda 24 saat boyunca ağız içi sıcaklığının ortalama değerlerinin, oral kaviteye alınan çeşitli ısılara sahip yiyecek ve içeceklerin sıcaklık derecelerine bağlı olarak, 0 C ile 70 C arasında değişiklikler gösterdikleri ve normal ağız içi ısısının ise ortalama 33-37 C arasında bulunduğu bildirilmiştir (288, 289). Chung ve ark. (2004) (265), materyallerin suda bekletilme süreleri arttığında, genel olarak sertliklerinin artışıında da kademeli ve önemli bir artışın gözlendiğini, 7 gün sonra ise bu artışın belirgin hale geldiğini bildirmişlerdir. Bu verilerin (288, 289) ve daha önceki yapılan biaksiyal fleksural dayanım testi çalışmalarının (250, 265) doğrultusunda bizim çalışmamızda da örnekler etüv içerisinde; 7 gün boyunca, distile suda bekletilmiştir.

Yap ve ark. (2002) (290) ise, kompomerlerin sulu ortamda saklanma sürelerinin artması ile biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin de arttığını ve bunun materyalde su emilimine bağlı gerçekleşen asit-baz reaksiyonu ile ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan bir başka çalışmada ise, saklama süresinin, kompozit ve kompomer materyallerin mekanik özellikleri üzerinde, çok az etkili olduğunu veya hiç etkisinin olmadığı bildirilmiştir (13).

Piwowarczyk ve ark. (2002) (291), cam iyonomer, kompomer ve kompozit rezin materyallerin 24 C’de, sulu ortamda 15 dk, 1 saat ve 24 saat bekletildikten sonra, biaksiyal fleksural dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, cam iyonomer simanların en düşük biaksiyal fleksural dayanım değerlerini gösterdiklerini, otopolimerizan kompozit rezin materyalin ise, zaman içerisinde biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin arttığını ve kompomer materyalin en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin ise; 1 saat ve 24 saat boyunca bekletilme srelerin ardından gözlendiğini rapor etmişlerdir.

Rodrigues Filho ve ark. (2006) (286) ise, yaptıkları çalışmada, kompomer materyallerin 1 hafta boyunca sulu ortamda saklanmalarının biaksiyal fleksural dayanım değerlerini etkilemediği, ancak 1 ay sonunda değerlerin düştüğünü rapor etmişlerdir. Yapılan bir başka çalışma da ise, kompomer örneklerin 1 hafta boyunca sulu ortamda saklanmalarının, örneklerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerini düşürebileceği bildirilmiştir (292). Milward ve ark. (2011) (293), Dyract AP’nin de içerisinde bulunduğu 6 farklı restoratif materyalin; 1 saat, 1 hafta ve 4 haftalık süreler

boyunca distile suda bekletilmelerinin ardından elde ettikleri biaksiyal fleksural dayanım değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda tüm materyallerde, zamanla biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin azaldığını bildirmişlerdir.

Literatürdeki çeşitli çalışma sonuçları arasında gözlenen bu tip farklılıklar, biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin; sadece örneklerin suda saklanma koşulları ve sürelerinden değil, aynı zamanda kullanılan materyalin doldurucu tipinden, içeriğinden, çalışma düzeneği dizaynından ve biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin ölçülmesi esnasında kullanılan test cihazının piston başı çapı ve hızı gibi faktörlerden de etkilendiğini düşündürmektedir.

Ayrıca kompozit rezin materyallerin polimerizasyonları, görünür ışık ile aktive edilerek gerçekleştirildiğinden ve materyal örnekleri sulu çözeltilerde bekletildiklerinden dolayı, polimer zincirleri arasında su Emilimi meydana gelmektedir. Ve su Emilimi olgusu, polimer zincirleri arasındaki bağlanma kuvvetinin azalmasına yol açabilen bir faktördür.

Kompomer materyallerin polimerizasyonları ise, ışık aktivasyonu ile başlamakta ve ardından su Emilimi ile geç asit-baz reaksiyonu gerçekleşmektedir. Materyalin bileşimindeki bir kısım iyon salınımı yapabilen cam partikülün bu amaçla silanlanmadığı da bildirilmiştir (286).

Dolayısıyla materyallerin sadece görünür ışıkla mı, yoksa “ışık + asit-baz reaksiyonu” ile mi polimerize olduklarının da, biaksiyal fleksural dayanım değerlerini etkiledikleri görülmektedir.

İrie ve ark. (1998) (292), yaptıkları çalışmada kompomer, RMCİS ve mikrofil rezin bazlı materyal örneklerinin polimerizasyon işleminin hemen ardından ve 1 hafta boyunca su içinde saklandıktan sonra mekanik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada 1 hafta su içinde bekletilen kompomer materyal örneklerinde, RMCİS ve kompozit rezin materyallere kıyasla, elde edilen değerlerden yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri saptandığı rapor edilmiştir.

Test düzeneklerinin dizaynları arasındaki küçük değişikliklerin daha önceki çalışmalarda elde edilen biaksiyal fleksural dayanım değerleri arasında farklılıklara yol açtığı izlenmiştir (294). Literatürdeki bazı çalışmalarda, test düzeneğindeki piston başı çaplarının 1,3 mm’ den 1,6 mm’ ye kadar değişiklikler gösterdiği izlenmekte ve bazı örneklerde daha düşük dayanım değerleri gözlenmesinin bu faktörden de

etkilenmiş olabileceği bildirilmektedir (111, 294-296). Albarky ve ark. (2003) (294), yaptıkları çalışmada piston başı çapını 0,75 mm olarak seçmişler ve bu durumun maksimum gerilme stresine maruz kalan örnek alanını küçültmesinden dolayı, biaksiyal fleksural dayanım değerlerini de artırmış olabileceğini düşünmüşlerdir. Literatürdeki çalışmalarda yapılan biaksiyal fleksural dayanım testlerinde, piston başı hızı 1 mm / dk olarak kullanılmıştır (267, 297-300). Çalışmamızda ise yük, örnek yüzeyinin merkezine, 1 mm / dk piston başı hızı ve piston başı 1,2 mm çapında olan bir dairesel uç ile uygulanmıştır. Ve materyaller kırıldığı anda örneklere uygulanan maksimum yük kaydedilmiştir (135).

Yapılan çalışmalarda yüzey sertliği ve biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin, saklama koşullarının özelliklerinin yanı sıra, bitirme / polisaj prosedürlerinden de etkilendiği bildirilmiştir (251,273, 285, 300).

Gordan ve ark. (2003) (134), doldurucu partikül içeren rezin bazlı materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerleri üzerinde, hem bitirme / polisaj prosedürlerinin, hem de örneklerin saklandıkları ortamın önemli etkilere sahip olduklarını, ancak bitirme / polisaj prosedürleri ile saklanma ortamı arasında herhangi bir etkileşim bulmadıklarını belirtmişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada benzer şekilde polisaj prosedürünün fleksural dayanım değerlerini etkilediği bildirilmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarında ise;

-Kompozit materyalinde halojen ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu gerçekleştirilen grupta, en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değeri P3 grubunda elde edilmişken, en düşük biaksiyal fleksural dayanım değeri ise P1 bitirme / polisaj prosedürü grubundan elde edilmiştir ($p \leq 0,01$). En düşükten en yükseğe doğru biaksiyal fleksural değerlerin sıralanmaları ise; $P1 < P2 < P3$ şeklindedir.

- Kompozit materyalinde LED ışık cihazının F modu ile polimerize edilen alt grupların biaksiyal fleksural dayanım değerleri arasında istatistiksel düzeyde anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p \leq 0,01$). Biaksiyal fleksural değerlerin en düşük değerden en yüksek değere doğru sıralanmaları ise; şu şekildedir; $P1 = P2 < P3$.

- Kompozit materyalinde LED ışık cihazının F modu ile polimerize edilen alt grupların biaksiyal fleksural dayanım değerleri arasında istatistiksel düzeyde farklılıklar gözlenmiştir ($p \leq 0,01$). Biaksiyal fleksural değerlerin en düşükten en yükseğe doğru sıralanmaları ise; $P1 = P3 < P2$.

- Kompozit materyalinde LED ışık cihazının P modunda polimerize edilen alt gruplar arasında istatistiksel düzeyde anlamlı bir farklılık belirlenmemiştir ($p > 0,05$).

-Kompomer materyalinde ise; halojen ve LED ışık cihazının R modu ile polimerize edilen alt gruplarda istatistiksel düzeyde anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$).

-LED ışık cihazının F ve P modu ile polimerize edilen alt gruplarda ise en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri, P1 bitirme / polisaj prosedürü grubunda gözlenirken ($p \leq 0,01$), P2 ve P3 grupları arasında istatistiksel düzeyde anlamlı farklılıklar bulunamamıştır ($p > 0,05$).

Fleksural dayanımın, rezin bazlı materyallerin çiğneme kuvvetlerine karşı direnç göstermesinde etkili bir özellik olduğu bildirilmiştir (220). Anderson (1956) (301) ise, çiğneme sırasında oluşan streslerin 3,9-17,3 MPa aralığında gözlendiğini bildirmiştir. Bizim çalışmamızda elde edilen biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin, Anderson'un belirttiği çiğneme streslerine göre kabul edilebilir düzeyde oldukları, ayrıca literatürdeki bazı çalışmaların sonuçlarıyla benzer olduğu (299, 302), buna karşılık bazı çalışmalarda bildirilen değerlere oranla ise daha düşük oldukları gözlenmiştir (265, 278). Biaksiyal fleksural dayanım test yönteminde gözlemlenen büyük standart sapmalar, geliştirilen karmaşık stres durumuna ve temas yüzeyleri arasındaki sürtünme kuvvetine bağlanabilir. Bu durum ayrıca; Z250 materyalinin doldurucu partiküllerinin küresel şekillerini muhafaza etmekle birlikte, içeriğinde bulunan sinterlenmiş partiküllerin, kırılmanın seyrini değiştirecek kadar sağlam bağlantı göstermemesi (300) ve bunun yanı sıra örnekler üzerinde biaksiyal fleksural dayanım testinin uygulanması sırasında kullanılan piston başı çapındaki farklılıklar ile de ilişkilendirilebilir (278, 294, 295).

Ilie ve Hickel (2009) (303), farklı kompozit rezinlerin makro, mikro ve nano mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, elastisite modülü ve Vicker's sertlik değerlerinin, üç nokta dayanım testinden elde edilen elastisite ve dayanım değerleri ile bağdaştığını göstermişlerdir. Bizim çalışmamızın sonuçlarında ise, Vicker's sertlik değerleri ve biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin bağdaşmadığı gözlenmiştir.

Bu tür in vitro çalışmalarda; tükürük tamponlama kapasitesi ve kazanılmış pelikül gibi diğer faktörler göz önünde bulundurulamamaktadır. Ayrıca uygulamalar

sırasında her aşama çok dikkatli bir şekilde kontrol edilerek gerçekleştirilmiş olsa bile; operatör, zaman, nem ve örneklere uygulanan bitirme / polisaj prosedürleri esnasında uygulanan basınç gibi birtakım değişkenler de elde edilen sonuçları etkileyebileceği unutulmamalıdır.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Günümüzde dental restorasyonlarda kullanılmak amacıyla çok sayıda materyal üretilmektedir. Üretilen bu materyallerin, klinik uygulamalar öncesinde in vitro olarak test edilmesi gerekliliği mevcuttur. Ancak klinik çalışmaların uzun süreler gerektirmesi, klinik ve ağız ortamı şartlarını laboratuvar ortamında olabildiğince taklit eden in vitro laboratuvar testlerinin yapılmasına olan ilgiyi artırmıştır.

Diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen geleneksel kuartz tungsten halojen ve LED ışık kaynaklarının ve farklı polimerizasyon modlarının, bu materyaller üzerinde farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin, materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerine olan etkilerini karşılaştırmayı hedefleyen çalışmamız; yüzey pürüzlülüğü, Vicker's yüzey sertliği ve biaksiyal fleksural dayanım olmak üzere üç farklı test şeklinde gerçekleştirilmiştir. Örneklerimizin uygulanan fiziksel ve mekanik testler için hazırlanmaları aşamalarında; yaptığımız literatür taramaları doğrultusunda, ISO 4049 / 2009 standartları baz alınmıştır.

Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü değerlerine bakıldığında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. Rezin bazlı kompozit ve kompomer materyallerinin, farklı polimerizasyon yöntemleri ile polimerize edilmelerinin ardından elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları, uygulanan 3 farklı bitirme / polisaj prosedürlerinde de benzer bulunmuştur. Kompozit materyalinde uygulanan LED ışık cihazının P modu hariç diğer tüm alt gruplarda gözlenen en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri, P3 polisaj prosedürü grubunda elde edilmiş, en düşük değerler ise P2 grubunda bulunmuştur. Bu sıralanmalardan yol çıkarak, en iyi polisaj prosedürünün daha önceki çalışmalarla benzer şekilde; “alüminyum oksit partikül içeren disklerle” elde edildiği bulunmuştur.

2. Kompozit ve kompomer materyallerinin, farklı bitirme / polisaj prosedürleri uygulamalarından elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında, uygulanan farklı polimerizasyon yöntemleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar

meydana gelmediği bulunmuştur ($p > 0,05$). Buna göre polimerizasyon yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerinde, istatistiksel düzeyde belirgin farklılıklar oluşturmadıkları düşünülmüştür.

3. Kompozit materyalinde uygulanan P1 bitirme / polisaj prosedüründe ise, en yüksek değerden en düşük değere doğru yüzey pürüzlülüğü değerlerinin sıralanması; $H = LED F < LED R = LED P$ şeklinde bulunmuştur ($p < 0,05$). Sonuçların bu şekilde sıralanmasında polimerizasyon işlemi üzerinde “soft-start” polimerizasyon yönteminin etkili olmuş olabileceği düşünülmüştür.

4. Materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin sıralanması esnasında, alt grupların çoğunda, elde edilen değerlerin uygulanan farklı polimerizasyon yöntemleri ve farklı bitirme / polisaj prosedürlerinden etkilenmediği gözlenmiştir ($p > 0,05$). Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen ve P1 bitirme / polisaj prosedürü uygulanan, LED ışık cihazının F modu ile polimerize edilen ve P2 ve P3 bitirme / polisaj prosedürü uygulanan gruplarda diğer gruplardan farklı olarak istatistiksel düzeyde farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$) ve kompomer materyallerin biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin daha yüksek oldukları gözlenmiştir.

Çalışmamızda Vicker’s yüzey sertliği değerlerine bakıldığında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. Kompomer materyallerin Vicker’s yüzey sertliği değerlerinin sıralanmasında, elde edilen yüzey sertlik değerlerinin uygulanan farklı polimerizasyon yöntemleri ve farklı bitirme / polisaj prosedürlerinden etkilenmediği bulunmuştur ($p > 0,05$). Kompozit materyallerin Vicker’s yüzey sertliği değerlerinin sıralanması sırasında, LED ışık cihazının F ve R modu ile polimerize edilen alt gruplarda, değerlerin uygulanan farklı polimerizasyon yöntemleri ve farklı bitirme / polisaj prosedürlerinden etkilenmediği gözlenmiştir ($p > 0,05$). Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit materyalinde, en yüksek Vicker’s yüzey sertliği değerleri P1 bitirme / polisaj prosedürü uygulanan grupta, en düşük Vicker’s yüzey sertliği değerleri ise P2 bitirme / polisaj prosedürü uygulanan grupta bulunmuştur. Vicker’s yüzey sertliği değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru sıralaması; $P2 < P1 < P3$ şeklindedir. LED ışık cihazının P modu ile polimerize edilen kompozit rezin materyal örneklerinde elde edilen, en yüksek Vicker’s yüzey sertliği değerleri, P1 bitirme /

polisaj prosedürü uygulanan alt grupta görülmüştür. Vicker's yüzey sertliği değerlerinin en düşüğe doğru sıralaması; $P_3 = P_2 < P_1$ olarak bulunmuştur.

2. Rezin bazlı kompozit ve kompomer materyallerinin, farklı bitirme / polisaj prosedür uygulamalarından elde edilen Vicker's yüzey sertliği değerlerinin sıralanmasında, uygulanan farklı polimerizasyon yöntemlerinin istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar oluşturmadığı belirlenmiştir ($p > 0,05$). Kompozit materyalinde uygulanan P1 bitirme / polisaj prosedüründe ise, en yüksekten en düşüğe doğru Vicker's yüzey sertliği değerlerinin sıralanması; $H = LED F < LED R = LED P$ şeklinde bulunmuştur ($p < 0,05$).

3. Materyallerin Vicker's yüzey sertliği değerleri, uygulanan farklı polimerizasyon yöntemleri ve farklı bitirme / polisaj prosedürlerinde benzer bulunmuştur. Tüm alt gruplarda kompomer materyallerin Vicker's sertlik değerleri kompozit materyallerden daha düşük olduğu gözlenmiştir ($p < 0,05$).

Çalışmamızda biaksiyal fleksural dayanım değerlerine bakıldığında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. Rezin bazlı kompozit ve kompomer materyallerine, farklı polimerizasyon yöntemlerinin uygulanmasının ardından elde edilen biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin sıralanması sonucunda, farklı bitirme / polisaj prosedürleri uygulanan alt gruplardan elde edilen biaksiyal fleksural dayanım değerleri arasında; istatistiksel düzeyde anlamlı farklılıklar oluşturduğu saptanmıştır ($p < 0,05$). Buna göre alt gruplardaki sıralamalar şu şekildedir;

a. Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompozit rezin materyalinin P1 polisaj prosedürü alt grubunda; en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri, LED ışık cihazının F modunda; en düşük biaksiyal fleksural dayanım değerleri ise, halojen ışık cihazı ile polimerize edilen grupta görülmüştür. LED R ve LED P alt grupları arasında istatistiksel düzeyde anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$). Biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin en düşüğe doğru sıralanması ise; $H < LED R = LED P < LED F$ şeklindedir.

b. Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompozit rezin materyalinin P2 polisaj prosedürü grubunda; en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri LED ışık

cihazının R modu ile polimerize edilen alt grupta görülmüşken, halojen, LED F ve LED P alt grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$). Biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru sıralanması ise; $H = LED F = LED P < LED R$ şeklindedir.

c. Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompozit rezin materyalinin P3 polisaj prosedürü alt grubunda en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri LED ışık cihazının F modunda görülmüşken, halojen, LED F ve LED P alt gruplarında istatistiksel düzeyde farklılık belirlenememiştir ($p > 0,05$). Biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru sıralanması ise; $H = LED F = LED P < LED R$ şeklindedir.

d. Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompomer materyalinin P1 polisaj prosedürü grubunda en düşük biaksiyal fleksural dayanım değerleri halojen ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerde görülmüşken, LED ışık cihazlarının tüm alt gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$). Biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru sıralanması ise; $H < LED F = LED R = LED P$ şeklindedir.

e. Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompomer materyalinin P2 polisaj prosedürü grubunda en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri LED R grubunda gözlenmişken, halojen, LED F ve LED P gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$). Biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru sıralanması ise $H = LED F = LED P < LED R$ şeklindedir.

f. Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompozit rezin materyalinin P3 polisaj prosedürü grubunda; en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri, LED ışık cihazının R modunda, en düşük biaksiyal fleksural dayanım değerleri ise, LED ışık cihazının P modunda görülmüştür. Halojen ve LED F grupları arasında istatistiksel düzeyde anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$). Biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru sıralanması ise; $LED P < LED F = H < LED R$ şeklindedir.

2. Rezin bazlı kompozit ve kompomer materyallerinin, farklı bitirme / polisaj prosedürleri uygulamalarından elde edilen biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin sıralanması sırasında, uygulanan farklı polimerizasyon yöntemleri ile elde edilen biaksiyal fleksural dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar

oluşturduğu belirlenmiştir ($p < 0,05$). Buna göre alt gruplardaki sıralamalar şu şekildedir;

a. Rezin kompozit materyalinde halojen ışık cihazı ile polimerize edilen grupta, en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri P3 grubunda elde edilmişken, en düşük biaksiyal fleksural dayanım değerleri ise P1 bitirme / polisaj prosedürü grubunda görülmüştür ($p \leq 0,01$). En düşükten en yükseğe doğru biaksiyal fleksural değerlerin sıralanması ise; $P1 < P2 < P3$ şeklindedir.

b. LED ışık cihazının F modu ile polimerize edilen alt grupların biaksiyal fleksural dayanım değerleri arasında istatistiksel düzeyde farklılıklar bulunmuştur ($p \leq 0,01$). Gözlenen en düşük değerden en yüksek değere doğru mevcut sıralanma şu şekildedir; $P1 = P2 < P3$.

c. LED ışık cihazının F modu ile polimerize edilen alt grupların biaksiyal fleksural dayanım değerleri arasında istatistiksel düzeyde anlamlı farklılıklar belirlenmiştir ($p \leq 0,01$). Değerlerin en düşükten en yükseğe doğru sıralanmaları ise şu şekildedir; $P1 = P3 < P2$.

d. LED ışık cihazının P modu ile polimerize edilen alt grupta ise gruplar arasında istatistiksel düzeyde önemli bir farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$).

e. Kompomer materyalinde ise; halojen ve LED ışık cihazının R modu ile polimerize edilen alt gruplardan elde edilen değerler arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık mevcut bulunmamıştır ($p > 0,05$).

f. LED ışık cihazının F ve P modu ile polimerize edilen gruplarda ise en yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri P1 bitirme / polisaj prosedürü grubunda gözlenirken ($p \leq 0,01$), P2 ve P3 grupları arasında istatistiksel düzeyde anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p > 0,05$).

3. Materyaller göz önüne alındığında rezin kompozit örneklerden elde edilen biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin, kompomer örneklerden elde edilen biaksiyal fleksural dayanım değerlerine oranla genel olarak istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek oldukları gözlenmiştir ($p > 0,05$) Bununla birlikte, her bir materyal için; uygulanan farklı polimerizasyon yöntemleri ve farklı bitirme / polisaj prosedürleri grupları arasında, prosedürlerin ardından elde edilen biaksiyal fleksural dayanım değerleri arasında istatistiksel düzeyde anlamlı farklılıklar bulunmamıştır ($p < 0,05$). Alt grupların çoğunda, doldurucu oranı daha yüksek olan kompozit rezin örneklerin,

biaksiyal fleksural dayanım değerleri, doldurucu oranı daha düşük olan kompomer örneklerinkinden istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$). Alt gruplar arasındaki istatistiksel düzeydeki bu farklılıkların nedeninin uygulanan bitirme / polisaj prosedürüne ve polimerizasyon yöntemine bağlı olabileceği düşünölmüştür.

İn vitro çalışmaların restoratif materyallere dair klinik uygulamalar sırasında, diş hekimlerine ışık tutabilecek ön bilgiler sağladıkları bilinmektedir. Literatürde daha önce bu kadar kapsamlı karşılaştırmaların yapıldığı bir çalışmanın olmaması çalışmamızın önemini göstermektedir. Ayrıca in vitro çalışmamızdan elde ettiğimiz bulguların da, çalışmada test edilen materyallerin restoratif uygulamalar sırasında pedodontislere ve tüm diş hekimlerine yardımcı olacağı düşüncesindeyiz. Bununla birlikte yapılan in vitro testlerin ağız içi koşullarını tam olarak taklit edememeleri ve materyal ve yöntemlerin klinik performanslarına dair sadece yorumda bulunulabilmesine yardımcı olabilmeleri nedeniyle, bu bulgular yapılacak in vivo çalışmalar ile de mutlaka desteklenmelidir.

ÖZET

HALOJEN ve LED IŞIK KAYNAKLARI ile POLİMERİZE EDİLEREK, FARKLI BİTİRME / POLİSAJ TEKNİKLERİ UYGULANAN İKİ FARKLI RESTORATİF MATERYALİN; YÜZEY SERTLİĞİ, YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ve BİAKSİYAL FLEKSURAL DAYANIMLARININ İN VİTRO İNCELENMESİ

Diş hekimliğinde restoratif materyallerden beklenen özellikler, mekanik olarak dayanıklı olmaları ve estetik özelliklerinin yüksek olmasıdır. Rezin bazlı materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkileyen faktörler arasında, materyalin içeriği kadar, materyale yeterli düzeyde bir polimerizasyon işleminin de gerçekleştirilebilmesi ve bitim işlemleri sırasında uygulanan bitirme / polisaj prosedürleri de önemli aşamalar arasındadır.

Restorasyonların, bitirme / polisaj prosedürleri için alternatif birçok uygulama materyali ve prosedürü mevcut olmasına karşın, günümüzde henüz kabul edilmiş olan standart bir metot mevcut değildir.

Rezin bazlı materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerleri; “**Yüzey Pürüzlülüğü Testi**” ile ölçülmüş ve uygulanan prosedürlerin karşılaştırılması yapılmıştır. Benzer şekilde “**Vicker’s Yüzey Sertliği Testi**”, restoratif materyallere uygulanabilen ve diğer yöntemlere kıyasla oldukça güvenilir olan bir indirekt in vitro test yöntemidir. Bu amaçla kullanılan bir başka in vitro test yöntemi de, ağız ortamında meydana gelen doğal çiğneme stresslerine benzer şekilde deney ortamında oluşturulan yapay kuvvetlere karşı, kırılma dayanımının ölçülmesi için kullanılan “**Biaksiyal Fleksural Dayanım Testi**”dir. Bu test de, klinik çalışmaları destekler nitelikte ve güvenilir sonuçlar sağlayan in vitro bir yöntemdir.

Bu çalışmanın amacı; halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazının 3 farklı modu (F, R ve P modu) ile polimerize edilen ve üç farklı bitirme / polisaj prosedürü uygulanan, kompozit ve kompomer materyal örneklerinin yüzey pürüzlülüğü, Vicker’s yüzey sertliği ve biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin saptanması ve karşılaştırılmasıdır.

Bu amaçla, plastik bir kalıp kullanılarak, çapı 12,5 mm, kalınlığı 1,5 mm olan 240 adet, disk şeklinde kompozit ve kompomer örnekler elde edildi. Işık kaynaklarının ucu örnek yüzeylerine dik tutulacak şekilde örnekler, LED ışık cihazının (1000 mW / cm², Delma LED-SP001, Guangzhou, Çin) F modunda (sabit mod) ve R modunda (artan mod) 20 sn süre ile LED ışık cihazının P modunda (pulsatif mod) ise 40 sn süre ile kuartz tungsten halojen ışık cihazının high power modunda (800 mW / cm², Blue Swan Digital, Dentanet, Ankara, Türkiye) 20 sn süre ile alttan ve üstten polimerize edildi. Örnekler bitirme / polisaj prosedürleri P1, P2 ve P3 uygulandı. 1.grup (P1): Sarı alev uçlu frez + Beyaz taş + Super-Snap Rainbow Technique Kit (orta: 40µm, ince: 24µm, ekstra ince: 8µm) + Polisaj lastiği, 2. Grup (P2): Sarı alev uçlu frez+Beyaz taş+Super-Snap Rainbow Technique Kit, 3. Grup (P3): Sarı alev uçlu frez+Beyaz taş+Polisaj lastiğinden oluşmaktadır. Yüzey sertlik ölçümleri yapılmadan önce, tüm örnekler etüvde % 100 nemli ortamda, 1 gün boyunca, 37 °C' de saklandı.

Ölçümler, her örnekte; yüzey 120° döndürülerek, üç kez yapıldı. Elde edilen değerlerin ortalamaları alınarak, “ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri “Ra” kaydedildi.

Yüzey sertlik ve biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin ölçümleri yapılmadan önce, tüm örnekler etüvde 1 hafta süreyle, 37 °C' de distile su içeren ortamda saklandı. Mikrosertlik cihazı ve Vicker's elmas uç kullanılarak her bir örneğin üst yüzeyinin üç farklı noktasından ölçümleri yapılarak ortalamaları hesaplandı.

Biaksiyal fleksural dayanımı testi, çekme-basma sisteminde, üç nokta tekniği kullanılarak gerçekleştirildi. Disk şeklindeki örnekler, çelik bilyeler üzerine merkezi olarak yerleştirildi ve yük örnek yüzeylerinin merkezlerine, 1 mm / dk pistonbaşı hızı ve 1,2 mm çapında bir piston ile uygulandı. Kırılmadan önce örneğe uygulanan maksimum yük kaydedildi.

Çalışmamızda parametrik olmayan testlerden grup sayısı ikiden fazla olduğunda Kruskal-Wallis Testi, grup sayısı iki olduğunda Mann Whitney U Testi uygulandı. Kruskal Wallis Testi sonucunda Rank ortalaması oranındaki farklılıkların belirlenmesinde parametrik olmayan çoklu karşılaştırma yöntemlerinden Bonferroni - Dunn Testi uygulandı.

Çalışmamızın yüzey pürüzlülüğü sonuçları değerlendirildiğinde,

Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompozit ve kompomer materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerinde, farklı bitirme / polisaj

prosedürlerinin etkileri değerlendirildiğinde; alt grupların çoğu arasında istatistiksel düzeyde anlamlı farklılıklar gözlemlendi ($p \leq 0,05$) ve farklılıkların en düşükten en yükseğe doğru sıralanması; $P2 < P1 < P3$ şeklinde bulundu.

Farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin uygulandığı kompozit ve kompomer materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerinde, farklı polimerizasyon yöntemlerinin etkileri değerlendirildiğinde; alt grupların çoğu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmedi ($p > 0,05$).

Farklı polimerizasyon yöntemleri ve farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin uygulandığı materyallerin alt grupların çoğu arasında yüzey pürüzlülüğü değerleri bakımından istatistiksel düzeyde anlamlı farklılıklar belirlenmedi ($p > 0,05$).

Çalışmamızın Vicker's yüzey sertliği sonuçları değerlendirildiğinde,

Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompozit ve kompomer materyallerin Vicker's yüzey sertliği değerleri üzerinde, farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin etkileri incelendiğinde; alt grupların çoğu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmadı ($p > 0,05$).

Farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin uygulandığı kompozit ve kompomer materyallerin Vicker's yüzey sertliği değerleri üzerinde, farklı polimerizasyon yöntemlerinin etkileri değerlendirildiğinde; alt grupların çoğu arasında istatistiksel olarak önemli farklılıklar bulunmadı ($p > 0,05$).

Farklı polimerizasyon yöntemleri ve farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin uygulandığı materyallerin alt grupların çoğu arasında, Vicker's yüzey sertliği değerleri bakımından istatistiksel düzeyde anlamlı farklılıklar bulundu ($p \leq 0,05$). Kompozit materyalinin Vicker's sertlik değerlerinin, kompomer materyalinin Vicker's sertlik değerlerinden daha yüksek olduğu gözlemlendi.

Çalışmamızın biaksiyal fleksural dayanım değerleri sonuçları değerlendirildiğinde,

Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompozit materyalin biaksiyal fleksural dayanım değerleri üzerinde, farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin etkileri incelendiğinde; alt grupların çoğu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p \leq 0,05$). Alt grupların çoğunda, P3 bitirme / polisaj prosedüründe daha yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri elde edildi.

Farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan kompomer materyalin biaksiyal fleksural dayanım değerleri üzerinde, farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin etkileri araştırıldığında; alt grupların çoğu arasında istatistiksel düzeyde anlamlı farklılıklar bulundu ($p \leq 0,05$). Alt grupların çoğunda, P1 bitirme / polisaj prosedüründe daha yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri elde edildi.

Farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin uygulandığı kompozit materyalin biaksiyal fleksural dayanım değerleri üzerinde, farklı polimerizasyon yöntemlerinin etkileri incelendiğinde; alt grupların çoğu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p \leq 0,05$). Alt grupların çoğunda, LED ışık cihazının F modunda daha yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri elde edildi.

Farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin uygulandığı kompomer materyalin biaksiyal fleksural dayanım değerleri üzerinde, farklı polimerizasyon yöntemlerinin etkileri değerlendirildiğinde; alt grupların çoğu arasında istatistiksel bakımdan anlamlı farklılıklar gözlemlendi ($p \leq 0,05$). Alt grupların çoğunda, LED ışık cihazının R modunda daha yüksek biaksiyal fleksural dayanım değerleri elde edildi.

Farklı polimerizasyon yöntemleri ve farklı bitirme / polisaj prosedürlerinin uygulandığı materyallerin alt grupların çoğu arasında; biaksiyal fleksural dayanım değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p \leq 0,05$). Alt grupların çoğunda kompozit materyalinin biaksiyal fleksural dayanım değerlerinin, kompomer materyalin biaksiyal fleksural dayanım değerlerinden daha yüksek oldukları gözlemlendi.

Literatürde daha önce bu alanda, bu kadar çok parametrenin ve alt grubun karşılaştırıldığı kapsamlı bir başka çalışmaya rastlanmamıştır ve bu da araştırmamızın önemini göstermektedir. Bu bakımdan araştırmamızın sonuçlarının, hem literatüre, hem de in vitro ve in vivo deneylerle restoratif materyaller üzerinde çalışan araştırmacılara ışık tutacağı ümidindeyiz. Bununla birlikte çalışmamızın, ileride yapılacak başka in vitro ve in vivo çalışmalarla da desteklenmesinin uygun olacağı düşüncesindeyiz.

Anahtar Sözcükler: Yüzey pürüzlülüğü, Vicker's yüzey sertliği, Biaksiyal fleksural dayanım

ABSTRACT

POLYMERIZED WITH HALOGEN AND LED LIGHT SOURCES, TWO DIFFERENT RESTORATIVE MATERIALS APPLIED FOR DIFFERENT FINISHING / POLISHING TECHNIQUES; IN VITRO INVESTIGATION OF SURFACE HARDNESS, SURFACE ROUGHNESS AND BIAXIAL FLEXURAL STRENGTH

The expected properties of restorative materials in dentistry are mechanically durable and high aesthetic properties. Among the factors that affect the physical and mechanical properties of resin-based materials are the content of the material, the ability to perform an effective and sufficient polymerization process, and the applied finishing / polishing procedures.

Although restorations have many alternative application materials and procedures for finishing / polishing procedures, there is no standardized method currently adopted.

Surface roughness values of resin based materials; T_{1r} Surface Roughness Test an was used to measure and compare the applied procedures. Similarly, “Vicker’s Surface Hardness Test” is an indirect in vitro test method which can be applied to restorative materials and is very reliable compared to other methods. The biaxial flexural strength tests, which are used to measure the resistance of restorative dental materials against the forces in the mouth, are also reliable in vitro studies that support clinical studies.

The aim of this study is; the determination of surface roughness, Vicker’s surface hardness and biaxial flexural strength values of the composite and compomer material samples which are polymerized with 3 different modes of LED light device (F, R and P mode) and halogen light device and applied three different finishing / polishing procedures.

For this purpose, a plastic mold was used and 240 disk-shaped composite and compomer samples were obtained with a diameter of 12.5 mm and a thickness of 1.5 mm. The end of the light sources was held perpendicular to the sample surface and polymerized from the bottom and top, in high power mode of quartz tungsten halogen

light device for 20 seconds and LED light device in F mode and R mode for 20 seconds and for 40 seconds in P mode of LED light device was polymerized from bottom and top. Finishing / polishing procedures P1, P2 and P3 were applied. 1st group (P1): Yellow flame tip drill + White stone + Super-Snap Rainbow Technique Kit (medium: 40 μm , fine: 24 μm , extra fine: 8 μm) + rubber point. Group 2 (P2): Yellow flame tip drill + White stone + Super-Snap Rainbow Technique Kit. Group 3 (P3): Yellow flame tip drill + White stone + rubber point. Before the surface hardness measurements, all samples were stored in the incubator for one day in distilled water at 37 °C.

A total of three measurements were performed by rotating the sample surface 120 and the mean surface roughness value Ra was recorded. Before the measurements of the surface hardness and biaxial flexural strength values were made, all samples were stored in the incubator for 1 week in distilled water at 37 °C. The microhardness device and Vicker's diamond tip were used and the averages of each sample were measured from three different points of the upper surface.

Biaxial flexural strength test was performed by using three point technique in tensile-compression system. Disc-shaped specimens were centrally placed on steel balls and applied to the centers of the load sample surfaces with a cross-head speed of 1 mm / min and a cross-head diameter of 1.2 mm. Values were obtained by recording the maximum load applied to the sample before breaking. The maximum load applied before the samples were broken was recorded.

In our study, the Kruskal-Wallis Test was applied when the number of the groups was more than two, and the Mann Whitney U Test was applied when the number of groups was two. As a result of Kruskal Wallis test, Bonferroni-Dunn test which is one of the nonparametric multiple comparison methods was used to determine the differences in the mean of the Rank.

In the results of the surface roughness of our study,

When the effects of different finishing / polishing procedures were evaluated on the surface roughness values of composite and compomer materials using different polymerization methods, statistically significant differences were found in most of the subgroups ($p \leq 0,05$) and ordering from the lowest value to the highest value; P2 < P1 < P3.

When the effects of different polymerization methods on the surface roughness values of the composite and compomer materials applied to the different finishing / polishing procedures were evaluated, no statistically significant differences were found in the majority of the subgroups ($p > 0.05$).

There were no statistically significant differences between the surface roughness values of the sub-groups of materials with different polymerization methods and different finishing / polishing procedures ($p > 0.05$).

Vicker's surface hardness results of our study,

When the effects of different finishing / polishing procedures on the Vicker's surface hardness values of composite and compomer materials with different polymerization methods were evaluated, no statistically significant differences were found in most of the subgroups ($p > 0.05$).

When the effects of different polymerization methods on the Vicker's surface hardness values of composite and compomer materials using different finishing / polishing procedures were evaluated, no statistically significant differences were found in most of the subgroups ($p > 0.05$).

Statistically significant differences were found between Vicker's surface hardness values in different subgroups of different polymerization methods and different finishing / polishing procedures ($p \leq 0,05$). Vicker's hardness values of composite material were higher than compomer material.

The results of the biaxial flexural strength values of our study,

When the effects of different finishing / polishing procedures were evaluated on the biaxial flexural strength values of the composite material using different polymerization methods, statistically significant differences were found in the majority of its subgroups ($p > 0.05$). In most of its subgroups, higher values were obtained in the P3 finishing / polishing procedure.

When the effects of different finishing / polishing procedures on the biaxial flexural strength values of the compomer material with different polymerization methods were evaluated, statistically significant differences were found in most of the subgroups ($p \leq 0,05$). In most of its subgroups, higher values were obtained in the P1 finishing / polishing procedure.

When the effects of different polymerization methods were evaluated on the biaxial flexural strength values of the composite material, where different finishing / polishing procedures were applied, statistically significant differences were found in most of the subgroups ($p \leq 0,05$). In most of the subgroups, higher values are obtained in F mode of the LED light device.

When the effects of different polymerization methods were evaluated on the biaxial flexural strength values of the compomer material, where different finishing / polishing procedures were applied, statistically significant differences were found in most of the subgroups ($p \leq 0,05$). In most of the subgroups, higher values are obtained in R mode of the LED light device.

Statistically significant differences were found between biaxial flexural strength values of the subgroups of different polymerization methods and different finishing / polishing procedures ($p \leq 0,05$). In most of the subgroups, the composite material has higher biaxial flexural strength values than the compomer material.

The lack of a study in the literature that extends this extensive comparison shows the importance of our study. However, because our study is an in vitro study, it should be supported by clinical studies.

Keywords: Surface roughness, Vicker's surface hardness, Biaxial flexural strength

KAYNAKLAR

1. Newman SM. Amalgam alternatives: what can compete? J Am Dent Assoc. 1991; 122(8): 67-71.
2. Gross LC, Griffen AL, Casamassimo PS. Compomers as Class II restorations in primary molars. *Pediatr Dent*. 2001; 23(1): 24-7.
3. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. 2. Ed., Ankara: Güneş Kitapevi; 2000. p. 4-20.
4. Sakaguchi RL, Powers MJ. Craig's Restorative Dental Materials. 13th Ed., Philadelphia: Elsevier; 2012. p. 55-82.
5. Mc Cabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials. 8th Ed., England: Blackwell Scientific Pub; 2000. p. 87-178.
6. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J*. 1972; 132(4): 133-5.
7. McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cements. I. Formulations and properties. *Aust Dent J*. 1977; 22(1): 31-6.
8. Tuzuner T, Dimkov A, Nicholson JW. The effect of antimicrobial additives on the properties of dental glass-ionomer cements: a review. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2019; 5(1): 9-21.
9. Alirezaei M, Bagherian A, Sarraf Shirazi A. Glass ionomer cements as fissure sealing materials: yes or no?: A systematic review and meta-analysis. *J Am Dent Assoc*. 2018; 149(7): 640-9.e9.
10. Dias AGA, Magno MB, Delbem ACB, Cunha RF, Maia LC, Pessan JP. Clinical performance of glass ionomer cement and composite resin in Class II restorations in primary teeth: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2018; 73: 1-13.
11. Onal B, Pamir T. The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *J Am Dent Assoc*. 2005; 136(11): 1547-55.
12. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002; 24(5): 423-9.

13. Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V. Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials*. 1998; 19(6): 529-39.
14. Burke FJ, Fleming GJ, Owen FJ, Watson DJ. Materials for restoration of primary teeth: 2. Glass ionomer derivatives and compomers. *Dent Update*. 2002; 29(1): 10-4, 6-7.
15. Berg JH. The continuum of restorative materials in pediatric dentistry--a review for the clinician. *Pediatr Dent*. 1998; 20(2): 93-100.
16. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res*. 1997; 76(4): 883-94.
17. Pires CW, Pedrotti D, Lenzi TL, Soares FZM, Ziegelmann PK, Rocha RO. Is there a best conventional material for restoring posterior primary teeth? A network meta-analysis. *Braz. Oral Res*. 2018; 32: e10.
18. Schwendicke F, Gostemeyer G, Blunck U, Paris S, Hsu LY, Tu YK. Directly Placed Restorative Materials: Review and Network Meta-analysis. *J Dent Res*. 2016; 95(6): 613-22.
19. Hse KM, Leung SK, Wei SH. Resin-ionomer restorative materials for children: a review. *Aust Dent J*. 1999; 44(1): 1-11.
20. Bowen RL. Use of epoxy resins in restorative materials. *J Dental Res*. 1956; 35(3): 360-9.
21. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc*. 2000; 131(3): 375-83.
22. Yap AU, Mok BY. Effects of professionally applied topical fluorides on surface hardness of composite-based restoratives. *Oper Dent*. 2002; 27(6): 576-81.
23. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*. 1983; 50(4): 480-8.
24. Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR. *The Art and Science of Operative Dentistry*. 3rd Ed., St. Louis: Mosby-Year Book Inc; 1995. p. 252-63.

25. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci.* 2000; 108(4): 341-5.
26. Leinfelder KF. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. *J Am Dent Assoc.* 1995; 126(5): 663-4, 7-8, 71-2.
27. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int.* 1993; 24(9): 641-58.
28. Yanikoglu N, Duymus ZY, Yilmaz B. Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dent Mater J.* 2009; 28(3): 344-51.
29. Chan KHS, Mai Y, Kim H, Tong KCT, Ng D, Hsiao JCM. Review: resin composite filling. *Materials.* 2010; 3(2): 1228-43.
30. Rawls RH, Whang K. Resin-Based Composites. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls RH, editors. *Phillips' Science of Dental Materials.* 2th Ed., China: Elsevier Saunders; 2012. p. 275-306.
31. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *Int Dent J.* 1999; 106(4): 128-40.
32. McCabe JF, Walls WGA. *Applied Resin Based Filling Materials.* 9th Ed., Singapore: Blackwell; 2008. p. 195-224.
33. Soderholm KJ, Mariotti A. BIS-GMA--based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc.* 1999; 130(2): 201-9.
34. Abate PF, Zahra VN, Macchi RL. Effect of photopolymerization variables on composite hardness. *J Prosthet Dent.* 2001; 86(6): 632-5.
35. Murchison DF, Roeters J, Vargas MA, Chan DCN. Direct Anterior Restorations. In: Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, editors. *Fundamentals Of Operative Dentistry.* 3rd Ed., China: Quintessence Publishing Co, Inc; 2006. p. 261-88.
36. Donly KJ, Segura A. Dental Materyaller. In: Pinkham JR, Casamassimo PS, Fields HW, Mc Tighe DJ, Nowak AJ, editors. *Çocuk Diş Hekimliği.* 4th Ed., Ankara: Atlas Kitapçılık; 2009. p. 325-40.
37. Rawls KJ, Esquivel-Upshaw J. Restorative Resins. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls RH, editors. *Phillips' Science Of Dental Materials.* 2th Ed., China: Elsevier Saunders; 2012. p. 399-437.

38. Roberson TM, Heyman HO, Ritter AV. Kompozit Restorasyonlara Giriş. In: Roberson MT, Heymann OH, Swift JE, editors. Art and Science of Operative Dentistry. 11. 5th Ed., Toronto: Mosby Elsevier; 2011. p. 497-526.
39. Oberholzer TG, Grobler SR, Pameijer CH, Hudson AP. The effects of light intensity and method of exposure on the hardness of four light-cured dental restorative materials. *Int Dent J.* 2003; 53(4): 211-5.
40. Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006; 11(2): E215-20.
41. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134(10): 1382-90.
42. Freedman GA. Contemporary Esthetic Dentistry. 1st Ed., USA: Elsevier; 2012. p. 214-337.
43. Wiggins KM, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra SB. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *Journal of the American Dental Association (1939).* 2004; 135(10): 1471-9.
44. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater.* 2011; 27(1): 39-52.
45. Newman SM, Murray GA, Yates JL. Visible lights and visible light-activated composite resins. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(1): 31-5.
46. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater.* 2014; 30(2): 149-54.
47. Bağış YH, Ertuş E. Işık ile sertleştirilen kompozit rezinin farklı ortamlarda bekletilmesinin yüzey sertliğine etkisi: in vitro. *T Klin J Dent Sci* 2000; 6(1): 41-7.
48. McCabe JF, Carrick TE. Output from visible-light activation units and depth of cure of light-activated composites. *J Dental Res.* 1989; 68(11): 1534-9.
49. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent.* 2002; 27(6): 636-8.
50. Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper Dent.* 2005; 30(2): 257-64.
51. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Visible light-cured composites and activating units. *J Am Dent Assoc.* 1985; 110(1): 100-2.

52. Shortall AC, Wilson HJ, Harrington E. Depth of cure of radiation-activated composite restoratives--influence of shade and opacity. *J Oral Rehabil.* 1995; 22(5): 337-42.
53. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J.* 1999; 186(8): 388-91.
54. Soh MS, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent.* 2004; 32(4): 321-6.
55. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc.* 1999; 65(8): 447-50.
56. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL. Application of the argon laser to dentistry. *Lasers Surg Med.* 1991; 11(6): 495-8.
57. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G, Davidson CL. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil.* 1998; 25(6): 436-42.
58. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater.* 2005; 21(10): 962-70.
59. Olmez A, Oztas N, Bodur H. The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Oper Dent.* 2004; 29(6): 713-9.
60. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.* 1999; 15(2): 128-37.
61. Peterson J, Rizk M, Hoch M, Wiegand A. Bonding performance of self-adhesive flowable composites to enamel, dentin and a nano-hybrid composite. *Odontology.* 2018; 106(2): 171-80.
62. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Jr., Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc.* 1998; 129(5): 567-77.
63. Vaderhobli RM. Advances in dental materials. *Dent Clin North Am.* 2011; 55(3): 619-25.

64. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Invest.* 2005; 9(2): 71-6.
65. Ruyter IE, Oysaed H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand.* 1982; 40(3): 179-92.
66. Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *J Biomed Mater Res.* 1999; 48(5): 675-81.
67. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res.* 1997; 76(8): 1508-16.
68. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials.* 1991; 12(8): 737-40.
69. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent.* 2012; 40(6): 500-5.
70. Roggendorf MJ, Kramer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent.* 2011; 39(10): 643-7.
71. Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P, et al. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil.* 2004; 31(11): 1090-101.
72. Yap AU, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent.* 2004; 29(1): 100-4.
73. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J Nanotechnology* 2004; 1(1): 130-56.
74. The difference between new nanocomposites and classic composites. [updated 25.01.2019. Available from: <http://www.voco.com/usa/grandio/composites.pdf>
75. Anusavice KJ. *Phillips' Science Of Dental Materials* 12th Ed., St. Louis: Elsevier; 2013. p. 69-143.

76. Üçtaşlı MB, Eligüzeloğlu E, Arısu HD, Özcan S, Ömürlü H, Çınar S. İki farklı bitirme ve parlatma sisteminin farklı viskozitedeki akışkan ve mikrodoldurucu kompozit restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2008; 14(2): 75-9.
77. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LV, Vallittu PK. Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *Eur J Oral Sci.* 2015; 123(1): 53-60.
78. Scheibe KG, Almeida KG, Medeiros IS, Costa JF, Alves CM. Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Appl Oral Sci.* 2009; 17(1): 21-6.
79. Atabek D, Sillelioglu H, Olmez A. The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *Oper Dent.* 2010;35(3):362-9.
80. Attar N. The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. *J Contemp Dent Pract.* 2007; 8(1): 27-35.
81. Bashetty K, Joshi S. The effect of one-step and multi-step polishing systems on surface texture of two different resin composites. *J Conserv Dent.* 2010; 13(1): 34-8.
82. İlday NO, Erdem V, Bayındır YZ. Farklı bitirme ve parlatma işlemlerinin üç farklı rezin materyalin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2008; 18(1): 19-24.
83. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin N Am.* 2007; 51(2): 379-97.
84. Gedik R, Hurmuzlu F, Coskun A, Bektas OO, Ozdemir AK. Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *J Am Dent Assoc.* 2005; 136(8): 1106-12.
85. Turkun LS, Turkun M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent.* 2004; 29(2): 203-11.
86. da Costa JB, Goncalves F, Ferracane JL. Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: evaluation of a new two-step composite polishing disc system. *Oper Dent.* 2011; 36(2): 205-12.

87. Hussain LA, Dickens SH, Bowen RL. Properties of eight methacrylated beta-cyclodextrin composite formulations. *Dent Mater.* 2005; 21(3): 210-6.
88. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore BK. Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper Dent.* 1998; 23(2): 50-4.
89. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials.* 2003; 24(12): 2097-103.
90. Ferracane JL, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins--methods comparison. *J Dent Res.* 1984; 63(8): 1093-5.
91. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Polymerization efficiency of curing lamps: a universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite. *Oper Dent.* 2004; 29(1): 105-11.
92. Young AM, Rafeeka SA, Howlett JA. FTIR investigation of monomer polymerisation and polyacid neutralisation kinetics and mechanisms in various aesthetic dental restorative materials. *Biomaterials.* 2004; 25(5): 823-33.
93. Gerzina TM, Hume WR. Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *J Oral Rehabil.* 1994; 21(4): 463-8.
94. Koupis NS, Vercruyse CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent Mater.* 2004; 20(10): 908-14.
95. Murray GA, Yates JL, Newman SM. Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. *J Prosthet Dent.* 1981; 46(2): 167-70.
96. Yap AU, Teoh SH, Tan KB. Influence of water exposure on three-body wear of composite restoratives. *J Biomed Mater Res.* 2000; 53(5): 547-53.
97. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res.* 1988; 67(6): 932-7.
98. Braga RR PC, Sakagucci RL. Testing of dental materials and biomechanics. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. *Craig's restorative dental materials.* 13th Ed., United States: Mosby Inc.; 2012. p. 83-107.
99. Onaran K. *Malzeme Bilimi.* 13. Baskı, İstanbul: Bilim Teknik Yayınevi; 2014. s. 98-105.

100. Callister WD. *Fundamentals Of Materials Science And Engineering*. 5th Ed., London: McGraw-Hill Inc; 2001. p. 251-68.
101. Poskus LT, Placido E, Cardoso PE. Influence of placement techniques on Vicker's and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater*. 2004; 20(8): 726-32.
102. Attin T, Kocabiyik M, Buchalla W, Hannig C, Becker K. Susceptibility of enamel surfaces to demineralization after application of fluoridated carbamide peroxide gels. *Caries Res*. 2003; 37(2): 93-9.
103. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Kitabevi; 1993. s. 225-57.
104. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Gregoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*. 2006; 31(1): 39-46.
105. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*. 1995; 22(6): 421-7.
106. Zhang XZ, Anderson P, Dowker SE, Elliott JC. Optical profilometric study of changes in surface roughness of enamel during in vitro demineralization. *Caries Res*. 2000; 34(2): 164-74.
107. Thompson GA. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent Mater*. 2000; 16(4): 235-43.
108. 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*. 2003; 19(3): 206-11.
109. Hsueh CH, Thompson GA. Appraisal of formulas for stresses in bilayered dental ceramics subjected to biaxial moment loading. *J Dent*. 2007; 35(7): 600-6.
110. Murillo-Gomez F, Wanderley RB, De Goes MF. Impact of silane-containing universal adhesive on the biaxial flexural strength of a resin cement/glass-ceramic system. *Oper. Dent*. 2019; 44(2): 200-9.
111. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*. 1996; 76(2): 140-4.

112. Itinoche KM, Ozcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. Dent Mater. 2006; 22(11): 1029-34.
113. Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar, Derleme. EÜ Dişhek Fak Derg. 2006; 27: 117-24.
114. Bacak S. Düşük mukavemetli malzemeler için mekanik deneylerin yapılabileceği masaüstü deney cihazının tasarımı ve kurulması, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Isparta, (Dr. Öğr. Üyesi Ramazan Kayacan), 2006; 18-23.
115. Tüfekci K. Gerinim hızının kortikal kemiğin mekanik özellikleri üzerindeki etkisinin incelenmesi, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Isparta, (Prof. Dr. Cahit Kurbanoglu), 2008; 52-6.
116. ISO 4049/2009. Polymer based filling, restorative and luting materials International Organization for Standardization p. 1-28.
117. Narhi TO, Tanner J, Ostela I, Narva K, Nohrstrom T, Tirri T, et al. Anterior Z250 resin composite restorations: one-year evaluation of clinical performance. Clin Oral Investig. 2003; 7(4): 241-3.
118. Dentsply internet sitesi. http://dentsply.com.tr/sites/default/files/DyractXP_IFU_TR.pdf [updated 22.02.2019.
119. Demirci M, Sancakli HS, Uysal O. Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract) in class V carious lesions: 5-year results. Clin Oral Investig. 2008; 12(2): 157-63.
120. Dentsply Dyract Extra internet, <http://dentsply.com.tr/node/1338>. [updated 22.02.2019.
121. New American Dental Association Specification No. 27 for Direct Filling Resins. J Am Dent Assoc. 1977. p. 1191-4.
122. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. J Dent. 2011; 39(1): e9-17.
123. Lee DH, Mai HN, Thant PP, Hong SH, Kim J, Jeong SM, Lee KW. Effects of different surface finishing protocols for zirconia on surface roughness and bacterial biofilm formation. J Adv Prosthodont. 2019; 11(1): 41-7.

124. Heintze SD, Forjanic M, Ohmiti K, Rousson V. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater.* 2010; 26(4): 306-19.
125. Vrochari AD, Petropoulou A, Chronopoulos V, Polydorou O, Massey W, Hellwig E. Evaluation of Surface Roughness of Ceramic and Resin Composite Material Used for Conservative Indirect Restorations, after Repolishing by Intraoral Means. *J Prosthodont.* 2017; 26(4): 296-301.
126. Moraes RR, Ribeiro Ddos S, Klumb MM, Brandt WC, Correr-Sobrinho L, Bueno M. In vitro toothbrushing abrasion of dental resin composites: packable, microhybrid, nanohybrid and microfilled materials. *Braz Oral Res.* 2008; 22(2): 112-8.
127. Papadogiannis DY, Lakes RS, Papadogiannis Y, Palaghias G, Helvatjoglu-Antoniades M. The effect of temperature on the viscoelastic properties of nano-hybrid composites. *Dent Mater.* 2008; 24(2): 257-66.
128. Pala K, Tekçe N, Karakuyu H, Özel E. Effect of the two different toothpastes on surface roughness of different restorative materials. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2016; 26(3): 399-406.
129. Silva KG, Pedrini D, Delbem AC, Cannon M. Microhardness and fluoride release of restorative materials in different storage media. *Braz Dent J.* 2007; 18(4): 309-13.
130. Bertrand MF, Leforestier E, Muller M, Lupi-Pegurier L, Bolla M. Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *Journal of biomedical materials research.* 2000; 53(6): 658-63.
131. Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu TM, Katsilieri I. Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Oper Dent.* 2008; 33(4): 408-12.
132. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater.* 2015; 31(3): 293-301.
133. 3M ESPE. Filtek Bulk Fill Technical Product Profile. 2012.

134. Gordan VV, Patel SB, Barrett AA, Shen C. Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexure strength and microhardness of resin-based composite. *Oper Dent*. 2003; 28(5): 560-7.
135. Ortengren U, Elgh U, Spasenoska V, Milleding P, Haasum J, Karlsson S. Water sorption and flexural properties of a composite resin cement. *Int J Prosthodont*. 2000; 13(2): 141-7.
136. Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller FC. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc*. 2002; 133(4): 429-34.
137. Price RB, Derand T, Loney RW, Andreou P. Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. *Am J Dent*. 2002; 15(1): 47-53.
138. Barbosa SH, Zanata RL, Navarro MF, Nunes OB. Effect of different finishing and polishing techniques on the surface roughness of microfilled, hybrid and packable composite resins. *Braz Dent J*. 2005; 16(1): 39-44.
139. Zimmerli B, Koch T, Flury S, Lussi A. The influence of toothbrushing and coffee staining on different composite surface coatings. *Clin Oral Investig*. 2012; 16(2): 469-79.
140. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater*. 2001; 17(4): 309-15.
141. Aravamudhan K, Rakowski D, Fan PL. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. *Dent Mater*. 2006; 22(11): 988-94.
142. Santos GC, Jr., El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJ. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *J Can Dent Assoc*. 2004; 70(5): 323-8.
143. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent*. 2006; 31(1): 68-77.
144. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent*. 2002; 14(5): 286-95.

145. Soh MS, Yap AU, Siow KS. Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Oper Dent.* 2003b; 28(4): 371-7.
146. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci.* 2002; 110(6): 471-9.
147. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater.* 2000; 16(5): 330-6.
148. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent.* 1997; 25(3-4): 321-30.
149. Yap AU, Sau CW, Lye KW. Effects of finishing/polishing time on surface characteristics of tooth-coloured restoratives. *J Oral Rehabil.* 1998; 25(6): 456-61.
150. Irie M, Tjandrawinata R, Suzuki K. Effect of delayed polishing periods on interfacial gap formation of Class V restorations. *Oper Dent.* 2003; 28(5): 552-9.
151. Zanin FR, Garcia Lda F, Casemiro LA, Pires-de-Souza Fde C. Effect of artificial accelerated aging on color stability and surface roughness of indirect composites. *Eur J Prosthodont Rest Dent.* 2008; 16(1): 10-4.
152. Ereifej NS, Oweis YG, Eliades G. The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Oper Dent.* 2013; 38(1): E1-E12.
153. Daud A, Gray G, Lynch CD, Wilson NHF, Blum IR. A randomised controlled study on the use of finishing and polishing systems on different resin composites using 3D contact optical profilometry and scanning electron microscopy. *J Dent.* 2018; 71: 25-30.
154. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent.* 2007; 19(5): 265-73.
155. Morgan M. Finishing and polishing of direct posterior resin restorations. *Pract Proced Aesthet.* 2004; 16(3): 211-7.
156. Okazaki M, Douglas WH. Comparison of surface layer properties of composite resins by ESCA, SEM and X-ray diffractometry. *Biomaterials.* 1984; 5(5): 284-8.

157. Helvatjoglou-Antoniadi M, Papadogianis Y, Koliniotou-Kubias E, Kubias S. Surface hardness of light-cured and self-cured composite resins. *J Prosthet Dent*. 1991; 65(2): 215-20.
158. Kobayashi T, Saito H. Structural evolution of two-phase blends of polycarbonate and PMMA by simultaneous biaxial stretching. *Polymers*. 2018; 10(9): E950.
159. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater*. 2007; 23(1): 51-9.
160. Marghalani HY. Effect of filler particles on surface roughness of experimental composite series. *J Appl Oral Sci*. 2010; 18(1): 59-67.
161. Nagem Filho H, D'Azevedo MT, Nagem HD, Marsola FP. Surface roughness of composite resins after finishing and polishing. *Braz Dent*. 2003; 14(1): 37-41.
162. Erdemir U, Sancakli HS, Yildiz E. The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. *Eur J Dent*. 2012; 6(2): 198-205.
163. Wu SS, Yap AU, Chelvan S, Tan ES. Effect of prophylaxis regimens on surface roughness of glass ionomer cements. *Oper Dent*. 2005; 30(2): 180-4.
164. Cenci MS, Venturini D, Pereira-Cenci T, Piva E, Demarco FF. The effect of polishing techniques and time on the surface characteristics and sealing ability of resin composite restorations after one-year storage. *Oper Dent*. 2008; 33(2): 169-76.
165. Jung M, Voit S, Klimek J. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent*. 2003; 28(1): 53-9.
166. Koh R, Neiva G, Dennison J, Yaman P. Finishing systems on the final surface roughness of composites. *J Contemp Dent Pract*. 2008; 9(2): 138-45.
167. St-Georges AJ, Bolla M, Fortin D, Muller-Bolla M, Thompson JY, Stamatiades PJ. Surface finish produced on three resin composites by new polishing systems. *Oper Dent*. 2005; 30(5): 593-7.
168. Eide R, Tveit AB. Finishing and polishing glass-ionomer cements. *Acta Odontol Scand*. 1990; 48(6): 409-13.
169. Ferraris F, Conti A. Superficial roughness on composite surface, composite enamel and composite dentin junctions after different finishing and polishing

procedures. Part I: roughness after treatments with tungsten carbide vs diamond burs. *Int J Esthet Dent*. 2014; 9(1): 70-89.

170. Kaplan BA, Goldstein GR, Vijayaraghavan TV, Nelson IK. The effect of three polishing systems on the surface roughness of four hybrid composites: a profilometric and scanning electron microscopy study. *J Prosthet Dent*. 1996; 76(1): 34-8.

171. Bouvier D, Duprez JP, Lissac M. Comparative evaluation of polishing systems on the surface of three aesthetic materials. *J Oral Rehab*. 1997; 24(12): 888-94.

172. Yap AU, Lye KW, Sau CW. Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Oper Dent*. 1997; 22(6): 260-5.

173. Pedrini D, Candido MS, Rodrigues AL. Analysis of surface roughness of glass-ionomer cements and compomer. *J Oral Rehab*. 2003; 30(7): 714-9.

174. el-Kalla IH, Garcia-Godoy F. Mechanical properties of compomer restorative materials. *Oper Dent*. 1999; 24(1): 2-8.

175. Bozkurt M, Atıcı D, Özer L. The effect of different finishing / polishing systems on surface roughness of polyacid-modified composite resin (Compomer). *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2012; 29(3): 157-64.

176. Ryba TM, Dunn WJ, Murchison DF. Surface roughness of various packable composites. *Oper Dent*. 2002; 27(3): 243-7.

177. West NX, Maxwell A, Hughes JA, Parker DM, Newcombe RG, Addy M. A method to measure clinical erosion: the effect of orange juice consumption on erosion of enamel. *J Dent*. 1998; 26(4): 329-35.

178. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*. 1997; 13(4): 258-69.

179. Barakah HM, Taher NM. Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin material. *J Prosthet Dent*. 2014; 112(3): 625-31.

180. Nair VS, Sainudeen S, Padmanabhan P, Vijayashankar LV, Sujathan U, Pillai R. Three-dimensional evaluation of surface roughness of resin composites after finishing and polishing. *J Conserv Dent*. 2016; 19(1): 91-5.

181. Hoelscher DC, Neme AM, Pink FE, Hughes PJ. The effect of three finishing systems on four esthetic restorative materials. *Oper Dent.* 1998; 23(1): 36-42.
182. Tagtekin DA, Yanikoglu FC, Bozkurt FO, Kologlu B, Sur H. Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. *Dent Mater.* 2004; 20(5): 487-97.
183. Baseren M. Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater Appl.* 2004; 19(2): 121-34.
184. Berger SB, Paliolol AR, Cavalli V, Giannini M. Surface roughness and staining susceptibility of composite resins after finishing and polishing. *J Esthet Restor Dent.* 2011; 23(1): 34-43.
185. Jung M, Hornung K, Klimek J. Polishing occlusal surfaces of direct Class II composite restorations in vivo. *Oper Dent.* 2005; 30(2): 139-46.
186. Watanabe T, Miyazaki M, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *J Oral Sci.* 2005; 47(1): 21-5.
187. Borges AB, Marsilio AL, Pagani C, Rodrigues JR. Surface roughness of packable composite resins polished with various systems. *J Esthet Restor Dent.* 2004; 16(1): 42-7.
188. Miranda CB, Pagani C, Bottino MC, Benetti AR. A comparison of microhardness of indirect composite restorative materials. *J Appl Oral Sci.* 2003; 11(2): 157-61.
189. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent.* 2004; 29(5): 481-508.
190. Cohen ME, Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Ragain JC. Statistical estimation of resin composite polymerization sufficiency using microhardness. *Dent Mater.* 2004; 20(2): 158-66.
191. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent.* 2004; 29(6): 698-704.

192. Yap AU, Soh MS, Han TT, Siow KS. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. *Oper Dent.* 2004; 29(4): 410-5.
193. Yap AU, Low JS, Ong LF. Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent.* 2000; 25(3): 170-6.
194. Yap AU, Tan DT, Goh BK, Kuah HG, Goh M. Effect of food-simulating liquids on the flexural strength of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent.* 2000; 25(3): 202-8.
195. Poskus LT, Placido E, Cardoso PE. Influence of placement techniques on Vicker's and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater.* 2004; 20(8): 726-32.
196. Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater.* 2003; 19(6): 493-500.
197. Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater.* 2004; 20(4): 364-9.
198. Price RB, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials.* 2004; 25(18): 4465-77.
199. Ilie N, Rencz A, Hickel R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Investig.* 2013; 17(1): 185-93.
200. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials.* 2005; 26(18): 3981-6.
201. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *J Dent.* 2014; 42(8): 977-85.
202. Dunn J, Schmidseeder J. Direct Anterior Restorations-Aesthetics and Function. In: Rateitschak KH, Wolf HF, editors. *Color Atlas of Dental Medicine-Aesthetic Dentistry.* 1st Ed., New York: Thieme Stuttgart; 2000. p. 125-42.
203. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc.* 2002; 133(3): 335-41.

204. Yap AU, Tan SH, Wee SS, Lee CW, Lim EL, Zeng KY. Chemical degradation of composite restoratives. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(11): 1015-21.
205. de Moraes RR, Goncalves Lde S, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Oper Dent.* 2009; 34(5): 551-7.
206. Bala O, Üçtaşlı MB, Tüz MA. Barcol hardness of different resin based composites cured by halogen or light emitting diode (LED). *Oper Dent.* 2005; 30(1): 69-74.
207. Harrington E, Wilson HJ. Depth of cure of radiation activated materials-effect of mould material and cavity size. *J Dent.* 1993; 21: 305-11.
208. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr., Davis HC. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent.* 1993; 6(2): 91-5. (Özet)
209. Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW, Jr. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc.* 1995; 126(9): 1280-2, 4, 6.
210. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig.* 2014; 18(8): 1991-2000.
211. Musanje L, Darvell BW. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dent Mater.* 2006; 22(9): 804-17.
212. Blankenau RJ, Kelsey WP, Cavel WT, Blankenau P. Wavelength and intensity of seven systems for visible light-curing composite resins: a comparison study. *J Am Dent Assoc.* 1983; 106(4): 471-4.
213. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J. Oral Rehabil.* 2002; 29(12): 1165-73.
214. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994; 19(1): 26-32.
215. Thome T, Steagall W, Jr., Tachibana A, Braga SR, Turbino ML. Influence of the distance of the curing light source and composite shade on hardness of two composites. *J Appl Oral Sci.* 2007; 15(6): 486-91.

216. Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G. The effect of irradiation distance on microhardness of resin composites cured with different light curing units. *Eur J Dent.* 2010; 4(4): 440-6.
217. Micali B, Basting RT. Effectiveness of composite resin polymerization using light-emitting diodes (LEDs) or halogen-based light-curing units. *Braz Oral Res.* 2004; 18(3): 266-70.
218. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater.* 1998; 14(1): 51-6.
219. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112(1): 89-94.
220. Schneider LF, Consani S, Sinhoreti MA, Sobrinho LC, Milan FM. Temperature change and hardness with different resin composites and photo-activation methods. *Oper Dent.* 2005; 30(4): 516-21.
221. Yap AU. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent.* 2000; 25(2): 113-20.
222. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc.* 2003; 69(10): 666.
223. Park SH, Kim SS, Cho YS, Lee SY, Noh BD. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured & LED-cured composites. *Oper Dent.* 2005; 30(4): 461-7.
224. Musanje L, Darvell BW. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater.* 2003; 19(6): 531-41.
225. Sarac D, Sarac YS, Kulunk S, Ural C, Kulunk T. The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(1): 33-40.
226. Cefaly DF, Ferrarezi GA, Tapety CM, Lauris JR, Navarro MF. Microhardness of resin-based materials polymerized with LED and halogen curing units. *Braz Dent J.* 2005; 16(2): 98-102.

227. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater.* 2001; 17(4): 309-15.
228. Roy KK, Kumar KP, John G, Sooraparaju SG, Nujella SK, Sowmya K. A comparative evaluation of effect of modern-curing lights and curing modes on conventional and novel-resin monomers. *J Conserv Dent.* 2018; 21(1): 68-73.
229. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater.* 2000; 16(1): 41-7.
230. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(6): 586-91.
231. Peris AR, Mitsui FH, Amaral CM, Ambrosano GM, Pimenta LA. The effect of composite type on microhardness when using quartz-tungsten-halogen (QTH) or LED lights. *Oper Dent.* 2005; 30(5): 649-54.
232. Watts DC, Amer OM, Combe EC. Surface hardness development in light-cured composites. *Dent Mater.* 1987; 3(5): 265-9.
233. Swartz ML, Phillips RW, Rhodes B. Visible light-activated resins--depth of cure. *J Am Dent Assoc.* 1983; 106(5): 634-7.
234. Della Bona A, Rosa V, Cecchetti D. Influence of shade and irradiation time on the hardness of composite resins. *Braz Dent J.* 2007; 18(3): 231-4.
235. Fujita K, Nishiyama N, Nemoto K, Okada T, Ikemi T. Effect of base monomer's refractive index on curing depth and polymerization conversion of photo-cured resin composites. *Dent Mater J.* 2005; 24(3): 403-8.
236. Dennison JB, Yaman P, Seir R, Hamilton JC. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(5): 499-505.
237. Gonçalves F, Campos LMP, Rodrigues-Júnior EC, Costa FV, Marques PA, Francci CE, Braga RR, Boaro LCC. A comparative study of bulk-fill composites: degree of conversion, post-gel shrinkage and cytotoxicity. *Braz Oral Res.* 2018; 32: e17.
238. Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent.* 2001; 26(3): 260-6.

239. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Markl A. Marginal adaption of Class V restorations with and without "softstart-polymerization". *Oper Dent.* 2000; 25(1): 26-32.
240. Yap AU, Soh MS, Siow KS. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent.* 2002; 27(1): 44-9.
241. Chandurkar AM, Metgud SS, Yakub SS, Kalburge VJ, Biradar BC. Comparative evaluation of the effects of light intensities and curing cycles of qth, and led lights on microleakage of class v composite restorations. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(3):221-4.
242. Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater.* 2001; 17(4):359-66.
243. Koran P, Kurschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent.* 1998; 11(1): 17-22. (Özet)
244. Tanoue N, Atsuta M, Matsumura H. Properties of a new photo-activated composite polymerized with three different laboratory photo-curing units. *J Oral Rehabil.* 2003; 30(8): 832-6.
245. Neo BJ, Soh MS, Teo JW, Yap AU. Effectiveness of composite cure associated with different light-curing regimes. *Oper Dent.* 2005; 30(6): 671-5.
246. Ferracane JL, Condon JR. Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater.* 1990; 6(4): 282-7.
247. Park SH, Krejci I, Lutz F. Hardness of celluloid strip-finished or polished composite surfaces with time. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(6):660-3.
248. Pilo R, Cardash HS. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater.* 1992; 8(5): 299-304.
249. Hansen EK. After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source. *Scand J Dent Res.* 1983; 91(5): 406-10.
250. Chinelatti MA, Chimello DT, Ramos RP, Palma-Dibb RG. Evaluation of the surface hardness of composite resins before and after polishing at different times. *J Appl Oral Sci.* 2006; 14(3): 188-92.

251. Yap AU, Lim LY, Yang TY, Ali A, Chung SM. Influence of dietary solvents on strength of nanofill and ormocer composites. *Oper Dent.* 2005; 30(1):129-33.
252. Chung SM, Yap AU. Effects of surface finish on indentation modulus and hardness of dental composite restoratives. *Dent Mater.* 2005; 21(11): 1008-16.
253. Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent.* 2006; 31(1): 11-7.
254. Yap AU, Wong ML, Lim AC. The effect of polishing systems on microleakage of tooth-coloured restoratives. Part 2: composite and polyacid-modified composite resins. *J Oral Rehabil.* 2000; 27(3): 205-10.
255. Uctasli S, Wilson HJ. Influence of layer and stain firing on the fracture strength of heat-pressed ceramics. *J Oral Rehabil.* 1996; 23(3): 170-4.
256. Loughran GM, Versluis A, Douglas WH. Evaluation of sub-critical fatigue crack propagation in a restorative composite. *Dent Mater.* 2005; 21(3): 252-61.
257. Lohbauer U, von der Horst T, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. *Dent Mater.* 2003; 19(5): 435-40.
258. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater.* 1995; 11(2): 103-10.
259. Choi BJ, Yoon S, Im YW, Lee JH, Jung HJ, Lee HH. Uniaxial/biaxial flexure strengths and elastic properties of resin-composite block materials for CAD/CAM. *Dent Mater.* 2019; 35(2): 389-401.
260. Ban S, Hasegawa J, Anusavice KJ. Effect of loading conditions on bi-axial flexure strength of dental cements. *Dent Mater.* 1992; 8(2): 100-4.
261. Kanchanasavita W, Anstice HM, Pearson GJ. Long-term flexural strengths of resin-modified glass-ionomer cements. *Biomaterials.* 1998; 19(18): 1703-13.
262. Shetty DK, Rosenfield AR, McGuire P. Biaxial flexure tests for ceramics. *Ceram Bull.* 1980; 59(12): 1193-7.
263. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials.* 2000; 21(13): 1379-85.
264. Yap AUJ, Teoh SH. Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. *J Oral Rehabil.* 2003; 30(2): 171-7.

265. Chung SM, Yap AUJ, Chandra SP, Lim CT. Flexural strength of dental composite restoratives: comparison of biaxial and three-point bending test. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004; 71(2): 278-83.
266. Palin WM, Fleming GJ, Marquis PM. The reliability of standardized flexure strength testing procedures for a light-activated resin-based composite. *Dent Mater.* 2005; 21(10): 911-9.
267. Rodrigues Junior SA, Zanchi CH, Carvalho RV, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Braz Oral Res.* 2007; 21(1): 16-21.
268. Wheeler RC. Molars and central incisors. In: Wheeler RC, editor. *A Textbook of Dental Anatomy and Physiology.* Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1965. p. 125-283.
269. Karaman F. Use of diagonal teeth measurements in predicting gender in a Turkish population. *J Forensic Sci.* 2006; 51(3): 630-5.
270. Jensen E, Kai-Jen Yen P, Moorrees CF, Thomsen SO. Mesiodistal crown diameters of the deciduous and permanent teeth in individuals. *J Dent Res.* 1957; 36(1): 39-47.
271. Hattab FN, al-Khateeb S, Sultan I. Mesiodistal crown diameters of permanent teeth in Jordanians. *Arch Oral Biol.* 1996; 41(7): 641-5.
272. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995; 6(4): 302-18.
273. Silva FP, Vilela AL, Almeida MMG, Oliveira ARF, Raposo LHA, Menezes MS. Surface topography, gloss and flexural strength of pressable ceramic after finishing-polishing protocols. *Braz Dent J.* 2019; 30(2): 164-170.
274. Adusei GO, Deb S, Nicholson JW. A preliminary study of experimental polyacid-modified composite resins ('compomers') containing vinyl phosphonic acid. *Dent Mater.* 2005; 21(6): 491-7.
275. Azillah MA, Anstice HM, Pearson GJ. Long-term flexural strength of three direct aesthetic restorative materials. *J Dent.* 1998; 26(2): 177-82.
276. Musanje L, Shu M, Darvell BW. Water sorption and mechanical behaviour of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dent Mater.* 2001; 17(5): 394-401.

277. Fu SY, Feng XQ, Lauke B, Mai YW. Effects of particle size, particle / matrix interface adhesion and particle loading on mechanical properties of particulate–polymer composites. *Composites Part B: Engineering* 2008; 39(6): 933-61.
278. Wille S, Holken I, Haidarschin G, Adelung R, Kern M. Biaxial flexural strength of new Bis-GMA/TEGDMA based composites with different fillers for dental applications. *Dent Mater.* 2016; 32(9): 1073-8.
279. Yap AU, Teoh SH. Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. *J Oral Rehabil.* 2003; 30(2): 171-7.
280. Rasines Alcaraz MG, Veitz-Keenan A, Sahrman P, Schmidlin PR, Davis D, Iheozor-Ejiofor Z. Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth. *Cochrane Database Syst Rev.* 2014(3): Cd005620.
281. Kloosterboer JG, Lijten GFCM. Photopolymers exhibit a large difference between glass transition and curing temperatures. *Polymer.* 1990; 31(1): 95-101.
282. Miyazaki M, Oshida Y, Moore BK, Onose H. Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites. *Dent Mater.* 1996; 12(6): 328-32.
283. Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent.* 1995; 23(3): 183-9.
284. Küçükyılmaz E, Botsalı MS, Sarı T, Savaş S, Özkan B. Kalsiyum silika içerikli pulpa kaplama materyalinin ışık kaynağının üç farklı modu ile polimerizasyonu esnasında oluşan ısı artışının incelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2014; 24(2): 178-84.
285. Lee JY, Jang GW, Park II, Heo YR, Son MK. The effects of surface grinding and polishing on the phase transformation and flexural strength of zirconia. *J Adv Prosthodont.* 2019; 11(1): 1-6.
286. Rodrigues Filho LE, Burger LA, Kenshima S, Bauer JR, Medeiros IS, Muench A. Effect of light-activation methods and water storage on the flexural strength of two composite resins and a compomer. *Braz Oral Res.* 2006; 20(2): 143-7.
287. Lima RBW, Murillo-Gomez F, Sartori CG, De Goes MF. Effect of light absence or attenuation on biaxial flexural strength of dual-polymerized resin cements after short- and long-term storage. *J Esthet Restor Dent.* 2019; 31(1): 80-7.

288. Farella M, Loke C, Sander S, Songini A, Allen M, Mei L, Cannon RD. Simultaneous wireless assessment of intra-oral pH and temperature. *J Dent.* 2016; 51: 49-55.
289. Barclay CW, Spence D, Laird WR. Intra-oral temperatures during function. *J Oral Rehab.* 2005; 32(12): 886-94.
290. Yap AU, Chandra SP, Chung SM, Lim CT. Changes in flexural properties of composite restoratives after aging in water. *Oper Dent.* 2002; 27(5): 468-74.
291. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Buchler A. Laboratory strength of glass ionomer cement, compomers, and resin composites. *J Prosthodont.* 2002; 11(2): 86-91.
292. Irie M, Nakai H. Flexural properties and swelling after storage in water of polyacid-modified composite resin (compomer). *Dent Mater J.* 1998; 17(1): 77-82.
293. Milward PJ, Adusei GO, Lynch CD. Improving some selected properties of dental polyacid-modified composite resins. *Dent Mater.* 2011; 27(10): 997-1002.
294. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The J Prosthet Dent.* 2003; 89(4): 374-80.
295. Miranda JS, de Carvalho RLA, de Carvalho RF, Borges ALS, Bottino MA, Özcan M, Melo RM, Souza ROAE. Effect of different loading pistons on stress distribution of a CAD/CAM silica-based ceramic: CAD-FEA modeling and fatigue survival analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019; 94: 207-212.
296. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater.* 2000; 16(6): 389-95.
297. Scribante A, Bollardi M, Chiesa M, Poggio C, Colombo M. Flexural properties and elastic modulus of different esthetic restorative materials: evaluation after exposure to acidic drink. *Biomed Res Int.* 2019; 2019: 5109481.
298. Almeida-Chetti VA, Macchi RL, Iglesias ME. Effect of post-curing treatment on mechanical properties of composite resins. *Acta Odontol Latinoam.* 2014; 27(2): 72-6.
299. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Lena A, Scribante A, Vallittu PK, Lassila LV. Flexural strengths of fiber-reinforced composites polymerized with conventional light-

- curing and additional postcuring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 132(4): 524-7.
300. Ramirez-Molina R, Kaplan AE. Influence of polishing protocol on flexural properties of several dental composite resins. *Acta Odontol Latinoam.* 2015; 28(1): 64-71.
301. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. I. *J Dent Res.* 1956; 35(5): 664-70.
302. Bayındır F, Yılmaz CB. Comparison of diametral tensile, flexural, and compressive strengths of five core build-up materials. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2007; 17(1): 18-23.
303. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater.* 2009; 25(6): 810-9.
304. Khodadadi E, Khafri S, Aziznezhad M. Comparison of surface hardness of various shades of twinkly star colored compomer light-cured with QTH and LED units. *Electron Physician.* 2016; 8(5): 2355-60.

EKLER

Ek 1. Etik Kurul Onayı




T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

Sayı : 72867572.050.01.04- 125722
Konu : Etik Kurul Kararı

25 -04- 2018

Sayın Prof. Dr. Çiğdem KÜÇÜKEŞMEN
Diş Hekimliği Fakültesi
Pedodonti Anabilim Dalı

Sorumlu araştırmacı olduğunuz "Halojen Ve LED Işık Kaynakları İle Polimerize Edilerek, Farklı Bitirme/Polisaj Teknikleri Uygulanan İki Farklı Restoratif Materyalin; Yüzey Sertliği, Yüzey Pürüzlülüğü Ve Biaksiyal Fleksural Dayanımlarının İn-Vitro İncelenmesi" isimli çalışmanızın kurulumuz tarafından uygun görüldüğüne ilişkin 18/04/2018 tarih ve 102 sayılı Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Kararı yazımız ekinde gönderilmiştir.
Bilgilerinize rica ederim.


Prof. Dr. Mekin SEZİK
Başkan

Eki : Etik Kurulu Kararı (2 Sayfa)

S.D.Ü. Tıp Fakültesi Dekanlığı Doğu Kampusu 32260 - ISPARTA
Tel : 0 (246) 2113704 Faks : 0 (246) 2371165
e-posta : tipetik@sdu.edu.tr İnternet Adresi : www.tip.sdu.edu.tr

Bilgi için : İ.Em YETİŞEN
Bilgisayar İşletmeni
Tel : 0 (246) 2113704

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı:	Rüya	Soyadı:	ALPAR
Doğum Yeri:	Konya	Doğum Tarihi:	13.05.1992
Uyruğu:	T.C.	Cep Tel:	05392373090
E-Mail:	ruyaalpar@sdu.edu.tr		

EĞİTİM DÜZEYİ

İlkokul:	Ahmet Haşhaş İlkokulu (2006)
Lise:	Meram Anadolu Lisesi (2010)
Üniversite:	Selçuk Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi (2015)