

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI IŞIK KAYNAKLARI İLE POLİMERİZE
EDİLEN REZİN SİMANIN FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Bahadır DÖKMEZ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ

2006-ANKARA

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI IŞIK KAYNAKLARI İLE POLİMERİZE
EDİLEN REZİN SİMANIN FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Bahadır DÖKMEZ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ

Bu tez Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü
tarafından 2005 0809018 proje numarası ile desteklenmiştir.

2006-ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Doktora **Programı**

çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından

Doktora **Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 20 / 07 / 2006

Prof. Dr. Ali ZAIMOĞLU

Ankara Üniversitesi

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ

Ankara Üniversitesi

Prof. Dr. D. Derya ÖZTAŞ

Ankara Üniversitesi

Prof. Dr. Rıza GÜRBÜZ

Orta Doğu Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Filiz AYKENT

Selçuk Üniversitesi

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	viii
Çizelgeler	ix
Resimler	x
Denklemler	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Simanlar	3
1.1.1. Çinkofosfat Siman	4
1.1.2. Polikarboksilat Siman	5
1.1.3. Cam İyonomer Siman	6
1.2. Rezin Esaslı Simanlar	7
1.2.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	8
1.2.2. Poliasit Modifiye Kompozit Rezin Siman	8
1.2.3. Rezin Siman	9
1.2.3.1 Organik Matriks	9
1.2.3.2. İnorganik Doldurucular	11

1.2.3.3.	Ara Yüzey Faz	13
1.2.3.4.	Kimyasal Polimerizasyon	15
1.2.3.5.	Işıkla Polimerizasyon	15
1.2.3.6.	Dual Polimerizasyon	16
1.3.	Bağlayıcı Ajanlar	19
1.4.	Işık Kaynakları	21
1.4.1.	Halojen (QTH)	23
1.4.2.	Plazma Ark (PAC)	24
1.4.3.	Lazer	25
1.4.4.	Light Emitting Diyot (LED)	26
1.5.	Fiziksel Testler	31
1.5.1	Sıvı Emilimi	31
1.5.2.	Çözünürlük	32
1.5.3.	Dayanıklılık	32
1.5.4.	Kırılma Dayanımı	33
1.5.5.	Polimerizasyon Derinliği	33
1.5.6.	Yüzey Sertliği	35
1.5.7.	Termal Siklus	37
1.6.	Amaç	38
2.	GEREÇ VE YÖNTEM	39

2.1.	Test Metodları ve Örneklerin Hazırlanması	39
2.1.1.	Su Emilimi ve Çözünürlük	40
2.1.2.	Kırılma Dayanımı	44
2.1.3.	Polimerizasyon Derinliği	47
2.1.4.	Yüzey Sertliği	48
3.	BULGULAR	51
3.1.	Su Emilimi ve Çözünürlük Bulguları	51
3.2.	Kırılma Dayanımı Bulguları	56
3.3.	Polimerizasyon Derinliği Bulguları	59
3.4.	Yüzey Sertliği Bulguları	64
4.	TARTIŞMA	70
5.	SONUÇ ve ÖNERİLER	90
	ÖZET	92
	SUMMARY	93
	KAYNAKLAR	94
	ÖZGEÇMİŞ	108

ÖNSÖZ

Modern diş hekimliğinde sabit protezlerin yapıştırılmasında kullanılan temel materyallerden olan rezin simanların fiziksel özelliklerini ve tutuculuğunu etkileyen en önemli faktör polimerizasyon derecesidir. Polimerizasyonu sağlayan en temel etkenlerden biri de kullanılan ışık kaynağıdır.

Bu amaçla uzun yıllardan beri kullanılmakta olan halojen ışık kaynakları ve yeni kullanılmaya başlanan LED ışık kaynaklarının, sadece ışıkla sertleşen rezin simanın fiziksel özelliklerine etkisini karşılaştırmayı hedefleyen çalışmamız; sıvı emilimi, çözünürlük, kırılma dayanımı, polimerizasyon derinliği ve yüzey sertliği olmak üzere beş farklı test şeklinde gerçekleştirilmiştir. Yine araştırmamızda ışık cihazlarının etkinliği için 2 farklı polimerizasyon süresindeki sonuçlar değerlendirilmiştir. Örneklerimizin hazırlanması ve fiziksel testler; yaptığımız literatür taraması, ISO 4049(2000) ve ASTM-D5(2005) standartlarına göre yürütülmüştür.

Doktora öğrenimim boyunca ve tezimin her aşamasında geniş bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren ve destekleyen sayın hocam Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ ve Prof. Dr. D. Derya ÖZTAŞ'a;

İstatistiksel değerlendirmelerdeki yardımlarından dolayı Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyesi Doç Dr. Yasemin GENÇ'e;

'Farklı Işık Kaynakları ile Polimerize Edilen Resin Simanın Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi' başlıklı proje kapsamında bu tezin malzeme gereksinimlerini destekleyen Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğüne;

Mesleğimde bilimsel anlamda gelişmemdeki katkılarından dolayı Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine;

Her türlü yardım ve desteklerinden dolayı değerli dostlarım Dr. Gökhan YILDIRIM ve Dr. İlker ARSLAN' a;

Her zaman yanımda olan aileme sonsuz teşekkürler.

SİMGELER VE KISALTMALAR

° C	Santigrad derece (Isı birimi)
>	Büyük
<	Küçük
n	Örnek sayısı
X	Ortalama
s	Standart sapma
UV	Ultravirole
Bis-GMA	Bisfenol A glisidilmetakrilat
UDMA	Ürethandimetakrilat
TEGDMA	Trietilenglikoldimetakrilat
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
QTH	Quartz tungsten halojen
LED	Light emitting diode
PAC	Plazma Ark
gr	Gram (ağırlık birimi)
mg	Miligram (ağırlık birimi)
mJ/cm ²	Milijoule/santimetrekare
J/cm ²	Joule/santimetrekare
mm	Milimetre (uzunluk birimi)
MPa	Megapascal
M.Ö.	Milattan önce
mW	Miliwatt
mW/cm ²	Miliwatt/santimetrekare
nm	Nanometre (uzunluk birimi)
µg/mm ³	Mikrogram/milimetreküp
CIS	Cam iyonomer siman
ASTM	American society for testing and materials
ISO	International standart of organization
PAMKRS	Poliasit modifiye kompozit rezin siman
RMCIS	Rezin modifiye cam iyonomer siman

ŞEKİLLER

Şekil 1.1	Çinkofosfat simanın sertleşme reaksiyonu	5
Şekil 1.2.	Polikarboksilat simanın sertleşme reaksiyonu	5
Şekil 1.3	Kamferokinon absorpsiyon eğrisi	28
Şekil 2.1.	Polimerizasyon şeması	41
Şekil 2.2.	Üç nokta eğme testi	46
Şekil 2.3.	Sertlik testlerinin yapıldığı noktalar	50
Şekil 3.1.	Su emilimi grafiği	54
Şekil 3.2.	Çözünürlük grafiği	55
Şekil 3.3.	Kırılma dayanımı grafiği	58
Şekil 3.4.	Polimerizasyon derinlik grafiği	61
Şekil 3.5.	ISO Standartlarına göre polimerizasyon derinliği grafiği	63
Şekil 3.6.	ASTM D-5 ve ISO metodlarının karşılaştırılması	64
Şekil 3.7.	Yüzey sertliği grafiği	66
Şekil 3.8.	Üst-alt yüzey sertliği grafiği	67
Şekil 3.9.	Grupların üst-alt yüzey sertlik değişim grafiği	69

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. Cam iyonmer ve rezin simanların içerik ve sertleşme reaksiyonları	18
Çizelge 1.2. Sertlik ölçüm testleri	36
Çizelge 3.1. QTH 30 su emilimi ve çözünürlük değerleri	52
Çizelge.3.2. LED 30 su emilimi ve çözünürlük değerleri	52
Çizelge 3.3. LED 10 su emilimi ve çözünürlük değerleri	53
Çizelge.3.4. Su emilimi ortalama ve standart sapmaları	53
Çizelge.3.5. Su emilimi değerlerinin istatistik karşılaştırmaları	54
Çizelge 3.6. Çözünürlük ortalama ve standart sapmaları	55
Çizelge 3.7. Çözünürlük değerleri istatistik karşılaştırmaları	56
Çizelge 3.8. QTH 30, LED 30, LED 10 kırılma dayanımı değerleri	57
Çizelge 3.9. Kırılma dayanımı ortalama ve standart sapmaları	57
Çizelge 3.10. Kırılma dayanımı istatistik karşılaştırmaları	58
Çizelge 3.11. QTH 30 polimerizasyon derinliği değerleri	59
Çizelge 3.12. LED 30 polimerizasyon derinliği değerleri	59
Çizelge 3.13. LED 10 polimerizasyon derinliği değerleri	60
Çizelge 3.14. Polimerizasyon derinliği ortalama ve standart sapmaları(ASTM-D5)	60
Çizelge 3.15. Polimerizasyon derinliği istatistik karşılaştırmaları (ASTM-D5)	61
Çizelge 3.16. Polimerizasyon derinliği ortalama ve standart sapmaları (ISO 4049)	62
Çizelge 3.17. Polimerizasyon derinliği istatistik karşılaştırmaları (ISO 4049)	63
Çizelge 3.18. QTH 30 yüzey sertliği değerleri	64
Çizelge 3.19. LED 30 yüzey sertliği değerleri	65
Çizelge 3.20. LED 10 yüzey sertliği değerleri	65
Çizelge 3.21. Yüzey sertliği ortalama ve standart sapmaları	66
Çizelge 3.22. Yüzey sertliği istatistik karşılaştırmaları	66
Çizelge 3.23. Üst-alt yüzey sertlik ortalama ve standart sapmaları	67
Çizelge 3.24. Üst-alt yüzey sertlik farklarının istatistik karşılaştırmaları	68
Çizelge 3.25. Üst-alt yüzey sertlik ortalamaları	68

RESİMLER

Resim 1.1.	Halojen ışık cihazı ve radyometresi	23
Resim 1.2.	Plazma ark ışık cihazı	25
Resim 1.3.	Dental Lazer	26
Resim 1.4.	LED Işık Cihazı	27
Resim 1.5.	LED radyometre	27
Resim 2.1.	Su emilimi örneği ve kalıbı	41
Resim 2.2.	Rezin siman	41
Resim 2.3.	Su emilimi örnekleri seperatörde	42
Resim 2.4.	Su emilimi örnekleri inkubatörde	42
Resim 2.5.	Su emilimi örnekleri desikatörde	43
Resim 2.6.	Hassas terazi	43
Resim 2.7.	Su emilimi örnekleri distile suda	43
Resim 2.8.	Sıcak su banyosu	43
Resim 2.9.	Kırılma dayanımı örneği ve kalıbı	45
Resim 2.10	Termal siklus cihazı	45
Resim 2.11.	İnstron cihazı	46
Resim 2.12.	Polimerizasyon derinliği örnek kalıbı	47
Resim 2.13.	Penetrasyon iğnesi	47
Resim 2.14.	Penetrasyon cihazı	48
Resim 2.15.	Yüzey sertliği örneği ve kalıbı	49
Resim 2.16.	Mikrosertlik cihazı	50

DENKLEMLER

Denklem 2.1.	Su emilimi formülü	44
Denklem 2.2.	Çözünürlük formülü	44
Denklem 2.3.	Kırılma dayanımı formülü	46
Denklem 3.1.	Su emilimi formülü	51
Denklem 3.2.	Çözünürlük formülü	51
Denklem 3.3.	Kırılma dayanımı formülü	56

1.GİRİŞ

Diş hekimliği ile ilgili ilk arkeolojik bulguların tarihi M.Ö. 2700, kaybedilen dişlerin ilkel protetik bir yapım ile restorasyonu ise, M.Ö. 2500 yılına kadar uzanan bir geçmişe sahiptir.

1740 yılında C. Mouton tarafından yapılan ilk altın kronlardan sonra 1800'lü yılların başından itibaren sabit protetik restorasyonlar geliştirilerek estetik diş hekimliğinin de temelleri atılmıştır (Murchison ve ark., 2001; O'Brien, 2002).

20. yüzyılın başlarında diş hekimliğinde kullanıma giren dental simanlar çinko oksit-fosforik asit, çinko oksit-ijenol ve silikat cam-fosforik asit olarak sıralanabilirler. Daha sonra poliakrilik asit esaslı simanların gelişimine ışık tutacak çinko polikarboksilat ve cam iyonomer simanlar kullanıma sunulmuştur. 1950'lerin başlarında metil metakrilatların geliştirilmesine rağmen, rezin esaslı simanlar yüksek toksisite nedeniyle rutin kullanıma girememişlerdir. İlk defa Bowen tarafından 1956 yılında amalgam dolgulara bir alternatif olarak geliştirilen rezinler; kimyasal ve fiziksel yapısı hibrit monomerlerle güçlendirilerek 1970'li yıllardan beri estetik ve fiziksel özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde rutin kullanıma girmiş, ilerleyen tarihlerde ise restoratif amacın yanı sıra yapııştırma için de kullanılmaya başlanmıştır (Bowen, 1956; Bowen ve Rodriguez, 1962; O'Brien, 2002; Shen, 2003; Soh ve ark., 2003a).

Günümüzde, diş hekimlerine başvuran hastaların daha çok estetik kaygıları ön plana çıkardıkları ve tedavi alternatifleri içinde geçmişin aksine doğal görünümü tercih ettikleri gözlenmiştir. Estetik, sözlük anlamı olarak doğa ve sanatta güzellik bilimi şeklinde tanımlanmaktadır (Magne ve Belser, 2002). Protetik tedavide estetik, bir protezi, normal morfolojik yapıya uygun ve gözle farkedilemeyecek düzeyde şekillendirme sanatı ve bilimi olarak tanımlanabilir. Son yıllarda restoratif diş hekimliği alanında yapılan çalışmaların çoğu, çeşitli sebeplerle diş sert dokularında

meydana gelen madde kayıplarının tedavisinde daha güvenle kullanılabilen estetik restoratif materyallerin ve yöntemlerin bulunması üzerinedir. Bir restorasyonun estetik görünümü; form, yüzey yapısı, renk ve ışık geçirgenliği ile oluşmaktadır. Protetik açıdan anterior bölge için estetik tedavi alternatifleri, seramik kron veya laminate veneer restorasyonlar olarak sıralanabilir. Özellikle metal desteksiz seramik kron ve laminate veneerler mükemmel sayılabilecek özellikleri ile estetik ve fonksiyonel gereksinimleri karşılayabilmektedirler. Posterior bölgede ise, amalgam dolguların yerine kompozit, kompozit dolguların da yeterli olmadığı durumlarda tam seramik inley/onley gibi daha dirençli ve estetik restorasyonlar uygulanabilmektedir. Bütün bu sabit protetik restorasyonların başarısını etkileyen esas faktörlerden biri de restorasyonun dişe tutunmasını sağlayan yapıştırma işlemidir. Sabit protezlerde tutuculuk ve estetik ile doğrudan ilişkili faktörlerden biri olan ve restoratif diş hekimliğindeki işlemlerin %40–60’ında kullanılan dental simanlar; kaide, geçici restorasyon, periodontal pat, pulpa kapaklama, metalik restorasyonlar altında termal izolatör, kavite liner ve geçici-daimi simantasyon materyali olarak kullanılmaktadır (O’Brien, 2002; Shen, 2003).

Günümüzde, tam seramik restorasyonların yapım sistemlerinin gelişimine paralel olarak, rezin esaslı yapıştırma simanları ile bunların polimerizasyon teknikleri ve araçlarında da ilerlemeler kaydedilmiştir. Konvansiyonel simanlara oranla daha az mikro sızıntı ve uzun klinik ömre sahip olduğu için son yıllarda metal desteksiz seramik kronların, laminatların, inley ve onleylerin, indirekt kompozit restorasyonların yapıştırılmasında sıkça kullanılan rezin simanlar, tutuculuğun eksik olduğu metal destekli restorasyonların yapıştırılmasında da güvenle kullanılabilir (Tjan ve ark., 1992; White ve ark., 1992; Yoshida ve ark., 1998; De Gee, 1999; Murchison ve ark., 2001; Craig ve Powers, 2002; Shor ve ark., 2003; St-Georges ve ark., 2003; Moon ve ark., 2004).

Çalışmamızda; geleneksel QTH (Quartz Tungsten Halojen) ile son yıllarda piyasaya sürülen LED (Light Emitting Diode) ışık kaynaklarının etkinliklerinin değerlendirilmesi hedeflendi. Bu karşılaştırma, dental protetik restorasyonların yapıştırılması için kullanılan rezin simanın, her iki ışık kaynağı ve continuous

protokolü (sürekli ışık uygulaması) ile polimerize edilmesi sonucu oluşan fiziksel özellikleri test edilerek yapıldı.

1.1. Simanlar

Dental simanların kullanımı 20. yy'ın başlarında çinko oksit-fosforik asit, çinko oksit-ojenol ve silikat cam-fosforik asit simanlarla başlar. 1970'lerde yeni simanların geliştirilmesine kadar çinkofosfat, çinko oksit ojenol ve silikat simanlar yaygın olarak kullanılmıştır (O'Brien, 2002).

Bu tarihlerdeki dental materyallerin neden olduğu histopatolojiler, bakterilerin dentin-restorasyon arayüzeyine penetre olmasına neden olan marjinal sızıntı ve restorasyonların tutuculuğundaki zayıflık gibi olumsuzluklar; mine ve dentine daha fazla bağlanabilen ve iyi ıslatma özelliğine sahip yeni materyallerin üretilmesi ihtiyacını ortaya koymuştur.

Yukarıda sayılan kavramlar doğrultusunda, poliakrilik asit esaslı simanların gelişimine temel olarak önce çinko polikarboksilat, sonra cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Metil metakrilatlar, 1950'lerin başlarında piyasaya sürülmesine rağmen yüksek toksisiteleri nedeniyle rutin kullanıma girememiş ancak son 15 yılda değişik tekniklerle polimerize olabilen Bis-GMA ve diğer dimetakrilat monomer içerikli simanlar kullanıma sunulmuştur (Zaimoğlu ve ark., 1993; Craig ve Powers, 2002; O'Brien, 2002).

Simanlarda aranılan ideal özellikler:

- Düşük viskozite ve film kalınlığı
- Uzun çalışma zamanı
- Ağız ısısında çabuk sertleşme
- Su ve asit ataklarına karşı direnç
- Plastik deformasyon direnci
- Diş ve restorasyona bağlanabilme özelliği (adezyon)

- Çürük önleyici özellik
- Pulpa ve diş çevre dokuları ile biyouyumluluk
- Translusensi
- Radyoopasite
- Pseudoplastisite

-Isısal ve galvanik izolasyon sağlayabilme özelliğidir (McLean ve ark., 1984; McCabe, 1990; McLean, 1992; Zaimoğlu ve ark., 1993; Craig ve Powers, 2002; Shen, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2004).

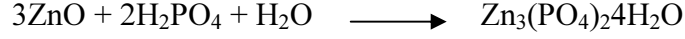
Simanların yapıştırma ajanı olarak kullanılması için sahip olmaları arzu edilen en önemli fiziksel özelliklerin başında: ıslatabilirlik, biyouyumluluk, akışkanlık, düşük film kalınlığı ve diş ile restorasyon arasında iyi bir tutuculuk sağlayabilmeleri gelir (Rosenstiel ve ark., 1998; Anusavice, 2003).

1.1.1. Çinkofosfat Siman

Yaklaşık yüz yıldır diş hekimliğinde kullanılmakta olan çinkofosfat siman, yeni siman sistemleri için bir standart olarak kabul edilmektedir (Shen, 2003).

Çinkofosfat siman tozunun ana bileşeni (yaklaşık %90) çinko oksittir. Simanda, ana modifiye bileşen olarak genellikle %10 oranında magnezyum oksit (MgO) kullanılır. Bunun yanı sıra, simanın yapısal özelliklerini arzu edilen seviyeye getirmek için %1 ya da daha az oranda silisyumdioksit (SiO_2), bizmuttrioksit (Bi_2O_3), baryumoksit (BaO) ve kalsiyumoksit (CaO) eklenir. Çinkofosfat simanın likiti; %45-64 fosforik asit (H_3PO_4), %30-55 su, %2-3 alüminyumfosfat (AlPO_4) ve %0-9 çinkofosfat [$\text{Zn}_3(\text{PO}_4)$] içeren bir fosforik asit solüsyonudur. Bileşikteki su miktarı, likitin iyonizasyonunu kontrol eder ve sertleşme reaksiyonunun süresini etkiler (Leinfelder ve Lemons, 1988; Mc Cabe, 1990; Diaz-Arnold ve ark., 1999; O'Brien, 2002; Shen, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2004).

Toz ve likitin karıştırılmasıyla kuvvetli bir reaksiyon (Şekil1.1) ortaya çıkar ki, hızlı ve ekzotermik olan bu reaksiyon çözünmeyen çinkofosfat oluşumuyla sonuçlanır:

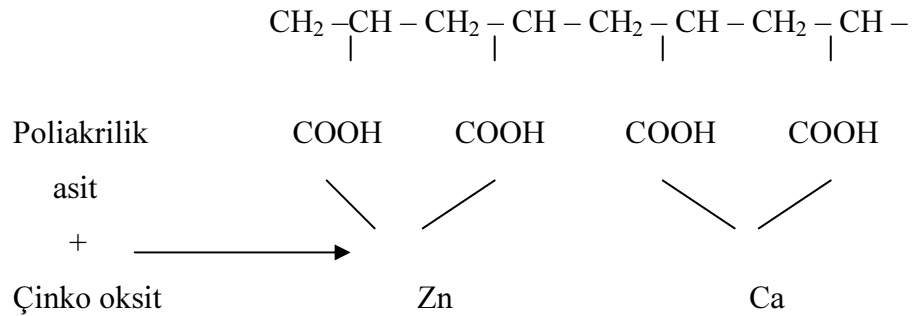


Şekil 1.1. Çinkofosfat simanın sertleşme reaksiyonu

Çinkofosfat, yapıştırma simanı olarak; tam metal kron, veneer kron-köprü, metal destekli porselen kron-köprü, metal inley-onley ve ortodontik bant ile braketlerin simantasyonunda kullanılmaktadır. Tüm bu yapıştırma amaçlı kullanımının yanı sıra, kaide materyali olarak da kullanılmaktadır (Leinfelder ve Lemons, 1988; McCabe, 1990; Rosenstiel ve ark., 1998; O'Brien, 2002; Shen, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2004).

1.1.2. Polikarboksilat Siman

1968 yılında Dennis Smith tarafından üretilen bu yapıştırma ajanı, diş sert dokularına kimyasal adezyon sağlayan ilk siman olarak bilinir. Bu simanın tozu, esas olarak çinkooksit ve %1-5 oranında magnezyumoksit içerir. Simanın sertleşme süresini arzu edilen şekilde ayarlamak ve dayanıklılığını arttırmak amacıyla üretim aşamasında toza magnezyumoksit (MgO) yerine kalayoksit ilave edilir. Kalayflorür ilavesi ise mekanik özelliklerini geliştirmesi yanında, florür salınımı sağlar. Simanın bazı formlarına güçlendirici olarak %10-40 alüminyum ilave edilmiştir. Polikarboksilat simanın likiti; %30-45'lik poliakrilik asitin sudaki solüsyonu ya da diğer doymamış karboksilik asitler ile akrilik asit kopolimeridir (Leinfelder ve Lemons, 1988; McCabe, 1990; Gladwin ve Bagby, 2000; O'Brien, 2002; Shen 2003).



Şekil 1.2. Polikarboksilat simanın sertleşme reaksiyonu

Polikarboksilat simanın karıştırılması ile başlayan sertleşme mekanizmasına (Şekil1.2) göre; simanın tozu likitle temas ettiğinde toz yüzeyinde bulunan çinko, magnezyum ve kalay gibi iyonlar, poliakrilik asitin karboksil gruplarıyla reaksiyona girerek, iyonik çapraz bağlı bir yapı oluştururlar. Sertleşen siman, çinko polikarboksilat matriks içinde dağılmış çinkooksit partiküllerinden oluşur.

Polikarboksilat yapıştırma simanı; tam metal kronlar, veneer kron-köprüler, metal destekli porselen kronlar, kısa üniteli köprüler, post sistemleri, inley-onley, ortodontik bant ve braketlerin simantasyonunda kullanılır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Diaz-Arnold ve ark., 1999; Rosenstiel ve ark., 1998; O'Brien, 2002; Shen, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2004).

1.1.3. Cam İyonomer Siman

Silikat, polikarboksilat ve kompozit rezinlerin pozitif özelliklerini birleştirmek üzere, ilk kez 1970'lerin başında Alan Wilson ve Brian Kent tarafından üretilmiş, 1974 yılında McLean ve Wilson tarafından geliştirilmiştir (McLean ve ark, 1984; McLean, 1988; Aktener, 1990; McLean, 1992; Zaimoğlu ve ark., 1993; Oliva ve ark, 1996; Abate ve ark, 1997; Nicholson, 1998; Diaz-Arnold ve ark., 1999; Belli, 2000; O'Brien, 2002).

Cam iyonomer simanların üretiminde; silikat simanların düşük termal genleşme noktası, asitlere karşı yüksek aşınma direnci ve florür salınımı sayesinde oluşan antikaryojenik etkisi ile kompozit rezinlerin estetik, polikarboksilat simanların ise diş yapısına uygun adezyon özelliğinin biraraya toplanması amaçlanmıştır. Cam iyonomer siman tozu; silikat siman tozuna benzer şekilde, kalsiyum alüminyum florosilika camdır. Simanın likiti; poliakrilik-itakonik asitin %50'lik sudaki solüsyonu veya %5 tartarik asit içeren polikarboksilik asit kopolimeridir (McLean, 1988; Aktener, 1990; Zaimoğlu ve ark., 1993; Berg, 1998; Mount, 1998; Nicholson, 1998; Diaz-Arnold ve ark., 1999; Roulet ve Degrange, 2000; Craig ve Powers, 2002; O'Brien, 2002; Anusavice, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2004).

Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması, temelde iyon salınımı yapan cam ile poliasit arasındaki reaksiyondur. Sertleşme iki aşamada gerçekleşmektedir. Simanın ilk sertleşmesinden sorumlu olan ve karıştırmadan hemen sonraki dakikalarda gerçekleşen birinci aşamada; kalsiyum iyonları poliakrilik asitin karboksilat gruplarına bağlanmaktadır, böylece siman modele edilebilir kıvama gelir. İkinci aşamada ise; alüminyum iyonları reaksiyona girerek alüminyum poliakrilatı (polikarboksilat) oluşturur ki bu da simanın nihai sertleşmesinden sorumludur. Sertleşme sırasında, reaksiyona giren tüm kalsiyum iyonları 3 saatte tamamen bağlanırken, alüminyum iyonları 48 saat kadar daha bağlanmaya devam ederler (Aktener, 1990; Bapna ve Mueller, 1994; Oliva ve ark, 1996; Nicholson, 1998; Rosenstiel ve ark., 1998; Zaimoğlu ve Can, 2004).

McLean' ın (1992) yaptığı cam iyonomer siman sınıflandırması şu şekildedir:

Tip I: Yapıştırma simanı olarak kullanılan cam iyonomer simanlar

Tip II: Dolgu maddesi olarak kullanılan restoratif cam iyonomer simanlar

a) Estetik cam iyonomer simanlar

b) Güçlendirilmiş (takviyeli) cam iyonomer simanlar

Tip III: Kaide materyali ve fissür örtücü olarak kullanılan, çabuk sertleşen cam iyonomer simanlar

Cam iyonomer yapıştırma simanları; tam metal kron, veneer kron-köprüler, paslanmaz çelik kron, ortodontik braketler, metal destekli ya da desteksiz porselen kronlar ve postların simantasyonunda kullanılır.

1.2. Rezin Esaslı Simanlar

Rezin esaslı yapıştırma simanlar iyonik matriks ve rezin matriksin belli oranlarda birbirlerine karıştırılması ile elde edilir. Bu simanlar; rezin modifiye cam iyonomer, poliasit modifiye kompozit rezin ve rezin siman olarak sınıflandırılabilir.

1.2.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

Geleneksel cam iyonomerlerin düşük mekanik direnç ve neme karşı duyarlılık gibi dezavantajlarını giderebilmek için içeriklerine belli oranlarda hidroksietilmetakrilat (HEMA) veya bisfenol glisidil metakrilat (bis-GMA) gibi resin ilave edilerek resin modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Rezin modifiye cam iyonomer yapıştırma simanı; resin ile güçlendirilmiş cam iyonomer, resinomer, hibrit iyonomer gibi isimlerle de anılır. Rezin modifiye cam iyonomer yapıştırma simanının en önemli tercih edilme nedenleri, geleneksel cam iyonomer yapıştırma simanlarına göre daha az hassasiyet oluşturması, mekanik direncinin artması ve suda çözünürlüğünün azalması şeklindedir. Toz-likit veya kapsül formunda kullanıma sunulmuştur (Rosenstiel ve ark., 1998; Craig ve Powers, 2002).

Cam iyonomer yapıştırma simanlarının kimyasal olarak sertleşmelerine karşın resin modifiye cam iyonomer simanlar, kimyasal, ışık veya bu iki sistemin bileşimi ile (dual) sertleşebilmektedirler. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar tam metal kron, veneer kron-köprüler, paslanmaz çelik kron, ortodontik braketler, metal destekli ya da desteksiz porselen kronlar ve postların simantasyonunun yanısıra süt dişlerinin restorasyonunda da kullanılır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2004).

1.2.2 Poliasit Modifiye Kompozit Rezin (Kompomer) Siman

Cam iyonomer ve kompozit resin esaslı simanların sırasıyla florür salınımı ve artan fizikokimyasal dayanıklılığı gibi üstün özelliklerini bir araya getirmek için geliştirilmiş ve 1990'lardan bu yana poliasitle modifiye kompozit rezinler olarak diş hekimliği uygulamalarına sunulmuştur (Shen, 2003; Craig ve ark., 2004). Kompozit kelimesinden *kompo*, iyonomer kelimesinden *mer* bölümleri alınarak *kompomer* adı verilmiştir. Kompomerler, cam iyonomerlerin quartz partikülleri ile polimerize olabilen, asit yapıda monomerden oluşmuşlardır. Monomer kısmı hidrofilik karboksilik grup ile modifiye edilmiş, doldurucu kısmı ise; asit hücumlara duyarlı

kalsiyum alümina silikat cam içeriğinden oluşmaktadır. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar tam metal kron, veneer kron-köprüler, paslanmaz çelik kron, ortodontik braketler, metal destekli ya da desteksiz porselen kronlar ve postların simantasyonunun yanısıra süt dişlerinin restorasyonunda da kullanılır (Rosenstiel ve ark., 1998; Bilgin, 2000; Craig ve Powers, 2002; Shen, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2004).

1.2.3. Rezin Siman

Genel olarak rezinlerin kullanıldığı alanlar şunlardır:

- 1- Yapıştırma materyali olarak
- 2- Pit ve fissür sealant olarak
- 3- Post ve kor yapımında
- 4- Abrazyona ve erozyona uğramış servikal lezyonlarda
- 5- Hasar görmüş dişlerin tedavisinde
- 6- Kırılmış porselen kuronların tamirinde
- 7- Retrograd kanal dolgusu olarak
- 8- Anterior ve posterior bölgelerdeki klas I, II, III, IV, V restorasyonlarda
- 9- Direkt veya indirekt yöntemle anterior veneerlerde
- 10- Direkt veya indirekt yöntemle posterior inley ve onleylerde (O'Brien, 2002; Shen, 2003).

Rezin materyal; organik matriks, inorganik doldurucular ve ara yüzey fazı olmak üzere üç temel yapıdan meydana gelmektedir.

1.2.3.1. Organik Matriks

Organik matriks (organik faz), esas olarak yüksek moleküllü monomerlerin, viskoziteyi kontrol eden düşük moleküllü monomerler ile karışımından oluşur. Bunlara ilaveten; kimyasal başlatıcılar (chemical starters) veya ışık-aktivatörler

(photo-activators), U.V. (Ultra Viole) stabilizatörler ve yeterli kullanma zamanı sağlayan engelleyiciler (inhibitors) gibi ilave maddeler bulunur.

Rezin materyal, yüksek moleküllü monomer yapılarına bağlı olarak üç gruba ayrılır:

1. Bisfenolglisidilmetakrilat rezin (Bis-GMA)
2. Ürethandimetakrilat rezin (UDMA)
3. Trietilenglikoldimetakrilat rezin (TEGDMA) gibi farklı türlerde yapay reçineler organik fazı oluşturur (Zaimoğlu ve ark., 1993; El-Badrawy ve El-Mowafy, 1995; Craig ve ark, 2004).

İlk defa Bowen tarafından geliştirilen Bis-GMA; Bisfenol-A (bisphenol A) ile glisidil metakrilatın (glycidil metacrylate) birleşmesi sonucu oluşan bisglisidilmetakrilattır. Fakat Bis-GMA'nın dezavantajlarını ortadan kaldırmak için son yıllarda daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan ürethan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks olarak kullanılmıştır. Ancak aşırı derecede visköz olan Bis-GMA ve UDMA oligomerlerini dengelemek, viskoziteyi azaltmak ve dentine bağlanmayı arttırmak için 1974 yılında Foster ve Walker' in geliştirdiği trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) veya etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) matrikse eklenmiştir (White ve Yu, 1993; Hewlett, 1994; Ferracane, 1994; Ruse, 1999; Söderholm ve Mariotti, 1999; Roulet ve Degrange, 2000; Kehe ve ark., 2001; Chang ve ark., 2002; Craig ve Powers, 2002; Rueggeberg, 2002; Shen, 2003).

Polimerizasyon başlatıcılar: Otopolimerizan kompozitlerde polimerizasyon başlatıcı olarak dibenzol peroksit, hızlandırıcı olarak ise dihidroksietilen toluidin gibi aromatik bir tersiyer amin matriks içinde bulunur. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerde ise 450-500 nm dalga boyu aralığındaki ışığa duyarlı initiatörler kullanılır. İnitiatör olarak genelde α -diketon olan kamferokinon matriks içine katılır.

Stabilizatörler: Özellikle otopolimerizan rezinlerde polimerizasyon reaksiyonuna katılmayan artık kimyasallar zamanla kahverengi renkleşmelere neden olabilir. Bunun önüne geçmek amacıyla 2-hidroksi 4-metoksibenzofenon stabilizatör olarak organik fazın içine koyulur.

İnhibitörler: Rezin materyallerin ısı, ışık ve paketleme hataları gibi etkenlerle kendi kendine polimerize olmasını engellemek ve raf ömrünü uzatabilmek amacıyla matriks yapı içine konan 4-metoksifenol gibi fenol türevleridir (Anusavice,2003; Craig ve ark, 2004).

1.2.3.2. İnorganik Doldurucular

Polimer matriksin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla, matrikse eklenen çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronisyum, baryum, çinko, ytterbiyum cam, baryum alüminyum silikat ve koloidal silika gibi partiküller inorganik doldurucu bileşeni oluştururlar. Bunlardan yüksek atom ağırlıklı stronisyum, baryum, zirkonyum ve ytterbiyum elementleri radyoaktifliği sağlar. Silika partikülleri ise kompozitin mekanik özelliklerini güçlendirmenin yanı sıra ışığın geçirgenliğini ve yayılmasını sağlarlar. Silika partikülleri sayesinde rezin materyal mine benzeri yarı şeffaf görünüm kazanır (White ve Yu, 1993; Zaimoğlu ve ark., 1993; Hickel ve ark., 1998; Ruse, 1999; Craig ve Powers, 2002; O'Brien, 2002; Rueggeberg, 2002).

Rezin materyallerin inorganik yapısını oluşturan doldurucuların içeriğinin ve polimer matriks içindeki oranının bilinmesi önemlidir. Farklı büyüklükteki doldurucuların karıştırıldığı rezin materyaller, partiküllerin hacim veya ağırlık yüzdeleri şeklinde ifade edilirler. Doldurucuların polimer matriks yapı içindeki hacim veya ağırlık yüzdesinin bilinmesi, fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde önem taşıyan bir unsurdur (Shen, 2003; Craig ve ark, 2004).

Doldurucular sayesinde rezin simanlar, cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer ve kompozitlere göre daha iyi fiziksel özellik gösterirler. Ancak, simandaki doldurucu miktarı arttıkça akıcılık azalır ve film kalınlığı artar (White ve Yu, 1993; Hewlett, 1994; Berg, 1998; Rueggeberg, 2002; Anusavice,2003).

Rezin materyaller, içerdiği doldurucu tipine göre;

- 1-Homojen dolduruculu rezinler
- 2-Hibrit dolduruculu rezinler
- 3-Heterojen dolduruculu rezinler olarak üçe ayrılır (Craig ve ark, 2004).

Homojen dolduruculu rezinler; yapısında sadece polimerize olmamış organik matriks ve doldurucular bulunan rezinlerdir. Doldurucu partiküller, silanizasyon dışında herhangi bir modifikasyon yapılmadan monomer matrikse katılmışlardır.

Hibrit dolduruculu rezinler; farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerinin karıştırılmasıyla elde edilen rezinlerdir. Kolloidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri harmanlanmış ve silanizasyondan sonra inorganik doldurucu olarak organik matrikse katılmıştır.

Heterojen dolduruculu rezinler; yapısında daha önceden polimerize edilmiş kompozit parçacıkları bulduran rezinlerdir. Prepolimerize kompozit veya farklı doldurucular içeren kompozisyon daha iyi fiziksel özellikler gösterir.

Rezin materyaller , içerdikleri doldurucuların büyüklüklerine göre;

- | | |
|------------------------|---|
| 1-Megafil dolduruculu | (50–100 μm) |
| 2-Makrofil dolduruculu | (10–100 μm) |
| 3-Midifil dolduruculu | (1–10 μm) |
| 4-Minifil dolduruculu | (0,1–1 μm) |
| 5-Mikrofil dolduruculu | (0,01–0,1 μm) |
| 6-Nanofil dolduruculu | (0,005–0,01 μm) olmak üzere altıya ayrılırlar |

(Craig ve Powers, 2002).

Megafil dolduruculu kompozit rezinler; içerikleri itibariyle sınırlı kullanım alanına sahiptir. Restoratif amaçla, çok aşınan bölgelere yerleştirilen bu kompozitler oldukça zayıf estetik özelliklere sahiptirler.

Makrofil dolduruculu kompozit rezinler; doldurucu büyüklüğünün ve organik matriksteki oranının çok yüksek olması nedeniyle bitirme ve cila işlemleri zordur. Organik matriks, dolduruculardan daha önce aşındığı için yüzey pürüzlülüğü ve renklenme oranları yüksektir.

Midifil dolduruculu rezinler; makrofillerin dezavantajlarını yenebilmek için içerikleri daha küçük doldurucularla oluşturulmuş rezinlerdir. Tek başına kullanımı pek tercih edilmediği için daha çok hibrit rezinlerin bir parçası olarak karşımıza çıkmaktadır. Makrofil rezinlerle birlikte geleneksel kompozitler olarak da adlandırılırlar.

Minifil dolduruculu rezinlerde; inorganik doldurucu partiküllerin küçük ve çok sayıda olması nedeniyle makrofil ve midifil olanlara nazaran daha düzgün yüzeyler ve daha iyi estetik sonuç sağlanır.

Mikrofil dolduruculu rezinler; doldurucu partiküllerinin rezin matriks içindeki oranının (%35–60) nispeten düşük olması ve dağılımının düzgünlüğü nedeniyle yüksek estetik özelliklere sahiptirler. Ancak fiziksel direnç özelliklerinin zayıf olması nedeniyle arka grup dişlerde restoratif amaçla kullanılmaz. Fiziksel özelliklerini iyileştirebilmek için midifil ve minifil rezinlerle karıştırılarak hibrit rezin olarak da piyasaya sürülmektedir.

Nanofil dolduruculu rezinlerde ise partiküller çok küçük olduğu için, polimer zinciri içindeki boşlukları daha başarılı bir şekilde doldurarak düşük polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Doldurucular, organik matriks içinde düzenli bir dağılım gösterirler ve görünür ışığın penetrasyonu diğerlerine göre daha fazladır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Craig ve ark, 2004).

1.2.3.3. Ara Yüzey

Ara yüzey fazı, organik ve inorganik fazı birbirine bağlayan, metakriloksi propiltrimetoksi silan olarak adlandırılan, vinyl-silane türevidir. Bu çift fonksiyonlu

bağlayıcı ajan, rezin matriks ve doldurucu arasında güvenilir bir bağlanma sağlar. Bir taraftan organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ yaparken, diğer taraftan doldurucuların yüzeyindeki su ve hidroksil gruplarıyla ester bağları oluştururlar. Başka bir deyişle, doldurucu partikülleri kimyasal olarak rezin matrikse bağlarlar.

Silan bağlama ajanları; rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini değiştirdiği gibi rezin-partikül arayüzeyi boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar ve rezinin çözünürlüğü ile su emilimini azaltır (White ve Yu, 1993; Zaimoğlu ve ark., 1993; Berg, 1998; Rueggeberg, 2002; Anusavice, 2003).

Ayrıca, stresin rezin matriksten dolduruculara taşınmasına izin veren bu silan tabakası kompozit rezin materyalin bütünlüğünü de sağlayan önemli bir bileşendir. Çiğneme kuvvetine maruz kalan bölgelerde oluşan aşınma ve yorgunluk gibi deformasyonlar, matriks ile doldurucu arasındaki kimyasal bağlanmanın önemini artırır. Matriks ile doldurucu arasındaki kimyasal bağlanmayı güçlendirmek için, kompozit rezin materyalin fabrikasyon aşamasında, doldurucu partiküllerin yüzeyleri asit ile pürüzlendirilir ve rezin ile karıştırıldığında güvenilir mikro-mekanik bağlanma elde edilir (Anusavice, 2003).

Rezin materyallerin fiziksel özellikleri; doldurucu, bağlayıcı ajan ve organik matrikse bağlıdır. Aşınma direnci, polimerizasyon büzülmesi, termal genleşme katsayısı, kırılma dayanımı, dayanıklılık ve sertlik gibi faktörler doldurucunun oranı ile değiştirilebilir. Renk stabilitesi polimer matrikse, polimerizasyon ve su emilimi ise, hem doldurucu oranına hemde polimer matrikse bağlı özelliklerdir (Craig ve Powers, 2002).

Çalışmamızda kullandığımız ışıkla sertleşen rezin siman (Rely-X Veneer Cement, 3M, Minnesota, USA) ise TEGDMA / BisGMA rezin matriks içeriğinde hacmen %47 oranında zirkonyum ve silika doldurucu bulundurmaktadır. Zirkonyum ve silika partiküllerinin büyüklükleri 0,2–3,0 µm arasında değiştiği için bu siman hibrit rezin olarak sınıflandırılır.

Rezin yapıştırma simanları polimerizasyon şekillerine göre;

1-Kimyasal

2-Işık

3-Hem ışık hem de kimyasal (dual) olmak üzere üçe ayrılır (El-Badrawy ve El-Mowafy, 1995; Shen, 2003).

1.2.3.4. Kimyasal polimerizasyon

Kimyasal yolla polimerize olan simanlar günümüzde az da olsa hala kullanılmaktadırlar. Baz ve katalizör olmak üzere çift pat sisteminde üretilirler. Patlardan her biri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucu içerir. Katalizörde organik amin, baz olanında benzol peroksit bulunur. Bu materyallerin içerdiği tersiyer aromatik aminlerin ağızda kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görüldüğünden renk stabilitesi iyi değildir. Kimyasal sertleşen simanlar, renk stabilitesinin iyi olmamasının ötesinde sınırlı çalışma zamanı ve karıştırmaya bağlı pörozite gibi dezavantajlara sahiptirler. Ancak bu dezavantajlara rağmen post sistemlerinin ve kronların yapıştırılmasında sıklıkla kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark., 1993; Hewlett, 1994; El-Badrawy ve El-Mowafy, 1995; Hickel ve ark., 1998; Rosenstiel ve ark., 1998; Gladwin ve Bagby, 2000; Craig ve Powers, 2002; O'Brien, 2002; Rueggeberg, 2002; Anusavice, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2004).

1.2.3.5. Işıkla polimerizasyon

Işıkla polimerize olan rezinler, tek pat sisteminde üretilmiş olup, polimerizasyonları ışık kaynakları ile başlatıldığı için 'light-cured' olarak da adlandırılırlar.

Tek pat sistemlerinde ışıkla polimerizasyon; 470 nm dalga boyundaki görünür ışık uygulaması ile gerçekleşir. Fotoaktivatör olarak kamferokinonun kullanıldığı rezin materyallerde en uygun dalga boyunun 468 nm olduğu ifade edilmiştir (Hofmann ve ark., 2000). Serbest radikal, ışığa hassas diketon ile organik amin grubunun

kombinasyonu sonucu oluşur. Tek pat halindeki sistemlerde ışık emici olarak kamferokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Bunlar tüp içinde birlikte olmalarına karşın ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonunu başlatmazlar.

Günümüzde yapıştırma simanı olarak kullanılan mikrodolduruculu ve hibrit rezinlerin çoğu ışık ile polimerize olmakta ve trietilen glkol dimetakrilat (TEGDMA) matriks içermektedirler. Bu nedenle renk stabiliteyi kimyasal yolla sertleşen rezin yapıştırma simanlarına göre daha iyidir (Hewlett, 1994; Hickel ve ark., 1998; Rosenstiel ve ark., 1998; Gladwin ve Bagby, 2000; Rueggeberg, 2002; Anusavice, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2004).

Simana ulaşan ışık gücünde herhangi bir değişim, simanın bütün fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkilemektedir (El-Badrawy ve El-Mowafy, 1995). Işık ile polimerizasyon; ışık kaynağının türü, ışık yoğunluğu ve ışık kaynağının kompozit rezin materyale uzaklığı gibi birden fazla faktöre bağlıdır. Chan ve Boyer (1989), yaptıkları bir çalışmada ışıkla sertleşen rezin simanların porselen restorasyonlar altında polimerizasyon miktarlarını araştırmışlar ve sonuç olarak; porselen restorasyonun kalınlığı ve renginin simanın sertliğini etkilediğini belirtmişlerdir. Bu yüzden, ışıkla sertleşen rezin simanların kullanım alanları; laminate veneer, inlay-onleyler ve metal desteksiz porselen kronlarla sınırlıdır. Bu sistemin tek dezavantajı sadece ışıkla sertleşmesidir.

1.2.3.6. Dual polimerizasyon

Kimyasal rezin simanların polimerizasyon hızı yavaş olduğu için, fotokimyasal maddelerin eklenmesiyle daha iyi polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her durumda kullanılması önerilmektedir (Cardash ve ark., 1993; Zaimoğlu ve ark., 1993; Christensen, 1998; El-Mowafy ve ark., 1999; Rueggeberg, 2002).

Hem kimyasal, hem de ışıkla aktive olan bu sistemler iki pat halinde bulunurlar. Serbest radikal oluşumu, her iki pat içinde reaksiyona giren ürünlerle oluşur. Reaksiyon başlatıcı aktif hale geldikten sonra, serbest radikaller oluşur ve sertleşme reaksiyonu başlar. Simanın baz kısmında diketon gibi ışıkla aktive olan polimerizasyon sistemi, katalizör kısmında ise amin/peroksit kimyasal polimerizasyon sistemi mevcuttur. Yavaş ilerleyen amin/peroksit sistem, simanda erken sertleşmeleri engelleyerek restorasyon yerine yerleştirildikten sonra artık simanın uzaklaştırılmasına olanak sağlar. Işık uygulanmasından sonra, kimyasal polimerizasyon yavaş bir şekilde devam eder ve maksimum sertleşme 24 saat içinde tamamlanır. Dual simanlar; alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak ve restorasyonun rengiyle kontrast yaratmayacak şekilde translusent yapıdadırlar. Bu tür polimerizasyonun en büyük avantajı, kimyasal yolla polimerize olanlara nazaran hekime yeterli çalışma zamanı sağlaması, ışıkla polimerize olanlara kıyasla ışığın ulaşmadığı derin bölgelerde de polimerize olabilmesidir (Hewlett, 1994; El-Badrawy ve El-Mowafy, 1995, Christensen, 1998; Braga ve ark., 1999; Craig ve Powers, 2002; Anusavice, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2004).

İki ayrı pat halinde olan dual-cure simanların, mine, dentin, adeziv (bağlayıcı ajan), silan, kompozit reçine ve cam iyonomere çok iyi bağlandığı bildirilmiştir. Adeziv simantasyonla porselen restorasyonların estetik kalitesinin yanında 20-30 µm lik homojen bir film kalınlığı elde edilir ve fraktür direnci de belirgin olarak artar (Shortall ve ark., 1993; Ferrari ve ark., 2001; Shen, 2003).

Kimyasal olarak diş yapısına bağlanan simanlarla (cam iyonomer ve rezin içerikliler) ilgili birçok sınıflama yapılmıştır. Bu sınıflamalar yapısal içerik, polimerizasyon şekli, sertleşmiş yapının kimyasal kompozisyonuna göre yapılmıştır. Cam iyonomer ve rezin simanların içerikleri ve polimerizasyon türlerine göre genel sınıflaması Çizelge 1.1'de görülmektedir.

Çizelge 1.1. Cam iyonomer ve rezin simanların içerikleri ve sertleşme reaksiyonları (Anusavice, 2003).

SINIFI	İÇERİĞİ		SERTLEŞME REAKSİYONU	SERTLEŞMİŞ YAPI	
	<i>TOZ</i>	<i>LİKİT</i>		<i>DOLDURUCU</i>	<i>MATRİKS</i>
Cam iyonomer siman	Floroalüminasilikat cam	Poliakrilik asit	Asit-baz reaksiyonu	Floroalüminasilikat cam tozu	Poliasit tuz
		Polikarboksilik asit			
		Su			
	<i>TOZ</i>	<i>LİKİT</i>		<i>DOLDURUCU</i>	<i>MATRİKS</i>
Rezin modifiye cam iyonomer siman	Floroalüminasilikat cam	Poliakrilik asit	Kimyasal polimerizasyon Işıklı polimerizasyon Asit-baz reaksiyonu	Floroalüminasilikat cam tozu	Polimer asit tuzu
		Suda çözünebilen metakrilat monomer (HEMA, vs.)			Metakrilat polimer
		Katalizör			
	<i>TOZ</i>	<i>LİKİT</i>		<i>DOLDURUCU</i>	<i>MATRİKS</i>
Kompomer	Kalsiyum alumina silikat Floroalumina silikat cam Metal oksitleri Sodyum florit	Dimetakrilat monomer	Kimyasal polimerizasyon Işıklı polimerizasyon Asit-baz reaksiyonu	Florür içeren doldurucu	Metakrilat polimer
		Akrilat monomer Katalizör			Asidik polimer
	<i>PAT</i>			<i>DOLDURUCU</i>	<i>MATRİKS</i>
Rezin siman	Doldurucu (oksit doldurucu, vs.)		Kimyasal polimerizasyon	Oksit doldurucu	Metakrilat polimer
	Metakrilat monomer		Işıklı polimerizasyon		
	katalizör		Dual polimerizasyon		

Yukarıdaki bilgiler ışığında kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar;

- metal destekli sabit protezler
- postlar
- adeziv köprüler
- diş-siman arayüzünde yeterli ışık alımını engelleyen koyu renkli kronlar
- ışık geçişine izin vermeyen kor yapısına sahip seramik kronların simantasyonunda kullanılır.

Işık ile polimerize olan rezin yapıştırma simanları;

- Görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm den az olan translusent yapıdaki seramik laminate venerler ile tam porselen kronların yapıştırılmasında kullanılır.

Hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen rezin yapıştırma simanları ise;

- Seramik inley ve onley restorasyonlar
- Seramik laminate venerler
- Seramik kronlar
- Adeziv kron ve köprüler
- Metal destekli restorasyonların simantasyonunda kullanılır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2004).

1.3. Bağlayıcı Ajanlar

Rezin simanlar, dişin sert dokularına güvenilir adezyon için bağlayıcı ajan adı verilen adeziv uygulamasına gerek duyarlar. Mine ile bağlanma; kuvvetli ve güvenilir mikro-mekanik retansiyon ile sağlanır. Bu da genellikle, mineye % 35'lik ortofosforik asitin 20 sn uygulanması veya conditioner adı verilen zayıf asit solüsyon ile pürüzlendirilmesi ve bağlayıcı ajan uygulaması ile oluşturulur. Dentin ile bağlanma, kimyasal mikro-mekanik retansiyon ile sağlanır. Minede olduğu gibi % 35'lik orto fosforik asitin 15 sn uygulanması veya conditioner adı verilen zayıf asit solüsyon uygulanması ile pürüzlendirilmesi ve bağlayıcı ajan uygulaması ile

oluşturulur. Dentinin yapısı, daha karmaşık olduğu için, adeziv sistem sıklıkla dentin bağlayıcı ajan olarak isimlendirilir. Dentine olan bağlanma; yapısı nedeniyle mineye olan bağlanmaya nazaran daha az güvenilirdir (Anusavice, 2003; Craig ve ark, 2004).

Dentin bonding ajanlar için yapılan çok çeşitli sınıflamalar vardır. Kimyasal yapılarına göre (oksalat, glutraldehit HEMA, BİS-GMA, poliheksanit metakrilat, fosfonat dimetakrilat, sitrik asit), bağ dayanımlarına göre (5-7, 8-14 MPa arası, 17 MPa' dan yukarısı), klinik uygulama şekillerine göre (tek, iki, üç aşamalı) ve üretim tarihlerine göre sınıflandırılabilirler. En çok kullanılan sınıflama üretim tarihlerine göre yapılan sınıflamadır;

1.nesil dentin bonding ajanlar: 60'lı yılların ortasında üretilen ve bağlanma gücü 3 MPa'dan az olan ilk nesildir.

2.nesil dentin bonding ajanlar: Yapılarına HEMA eklenerek bağlanma gücü 3 MPa' ya yükseltelen bu neslin ilk örneği 1978 yılında piyasaya sürülmüştür.

3.nesil dentin bonding ajanlar: 1979 yılında tanıtılan bu nesil ise smear tabakasını kaldıran conditioner içeriyordu ve bağlanma dayanımı 18 MPa' ya kadar ulaşıyordu.

4.nesil dentin bonding ajanlar: 1984 yılında piyasaya sürülen ve smear tabakasının fosforik asitle yıkanarak uzaklaştırıldığı bu nesil bir öncekinden daha güçlü bağ dayanımlarına sahiptir.

5.nesil dentin bonding ajanlar: Bir önceki neslin üretilmesinden kısa bir süre sonra geliştirilen ve asitle dentin primerin içine yerleştirildiği sistemlerdir. Self etching olarak da adlandırılır.

6.nesil dentin bonding ajanlar: Self etch all in one olarak adlandırılan bu sistemlerde asit, primer ve bond tek şişede birleştirilmiştir.

7. nesil dentin bonding ajanlar: Son zamanlarda geliştirilen bu sistem bir önceki nesilden cam iyonomer bazlı olması ve bazı türlerinin flor salabilmesi ile ayrılır (Shen, 2003; Craig ve ark, 2004).

1.4. Işık Kaynakları

Polimerizasyon işlemi; ilk önceleri kimyasal iki patın karıştırılmasıyla gerçekleşirken, 1972 yılından itibaren UV ışık kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, hasta ve hekim için zararlı olabileceği düşüncesi ile UV ışık kullanılmaktan vazgeçilmiş ve yerine görünür ışık kaynakları kullanılmaya başlanmıştır (Yoon ve ark., 2002).

Işık kaynaklarının bilimsel alt yapısı multidisiplinerdir ve konu fizik, kimya, materyal bilimleri ile diş hekimliği alanlarını birlikte ilgilendirmektedir. Işıkla sertleşen rezin esaslı restoratif materyallerin polimerizasyonunda, fotoinitiatörleri aktive ederek sertleşme mekanizmasının başlamasını sağlayan ışık kaynakları, restorasyonun fiziksel özelliklerinin ortaya çıkmasında da büyük pay sahibidir. Polimerizasyon sürecinde ışığın görevi, fotoinitiatörleri aktive etmektir. Aktive olan fotoinitiatörlere tutunan monomerler polimerik zincir oluşturmaya başlarlar. Bu fotopolimerizasyon sürecinin materyal üzerinde bir takım faydalı etkilerinin yanında istenmeyen yan etkileri de oluşmaktadır. Yüzey sertliği, kırılma dayanımı ve bağlanma gücü gibi avantajlarının yanı sıra, polimerizasyon bütülmesinden kaynaklanan iç stres, artık monomerler ve ısı açığa çıkması ışıkla polimerizasyonun dezavantajlarıdır (Dabanoğlu, 2003; Ferracane ve ark., 2003; Christensen, 2004).

Işık demetinin içindeki her foton, bir fotoinitiatör molekülünü aktive eder. Polimerizasyon sürecinde, aktive olmuş her fotoinitiatör molekülü ise polimerik zincir içinde 50 monomere etki eder. Monomerlerin birleşerek polimerleri oluşturmasıyla polimerizasyon süreci tamamlanır.

Minimum ışık dozu, her materyale ve ışığın özelliklerine göre değişkenlik gösterebilen bir faktördür. Işık cihazlarındaki geliştirme çalışmalarının temel amacı minimum ışık dozu ile maksimum fotoinitiatörün aktive edilerek, yüksek derecede polimerize olmuş, yeterli mekanik özellikler taşıyan rezin materyalin elde edilmesidir. Işık cihazının ve ışığın özelliklerini belirleyen 3 temel faktör vardır;

1-Güç: Işık cihazının birim zamanda yaydığı enerji miktarıdır (mW).

2-Yoğunluk: Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüne denir (mW/cm^2).

3-Dalga boyu: Işık kaynağından yayılan elektromanyetik dalganın boyudur (nm). Işığın dalga boyu, fotonların enerjisi ile aynı anlama gelmektedir. Diğer bir deyişle, fotoinitiatörleri aktive edebilmek için yeterli aktivasyon enerjisine ihtiyacımız vardır. Fotoinitiatör için en iyi aktivasyon enerjisini sağlayabilen foton enerjisi, polimerizasyon sürecinin kalitesi ile doğru orantılıdır. Resin esaslı restoratif materyallerde sıklıkla kullanılan fotoinitiatör madde kamferokinondur ve bu materyalin optimum dalga boyu 470 nm'dir (Jandt ve ark., 2000; Kurachi ve ark., 2001; Hammesfahr ve ark., 2002; Dabanoğlu, 2003).

Polimerizasyon sürecinde kullanılan ışığın yoğunluğu belirleyici bir faktördür. 2 mm kalınlığında resin materyalin tam polimerizasyonu için $16\ 000\ \text{mJ}/\text{cm}^2$ ($16\ \text{J}/\text{cm}^2$) enerji gerekmektedir. Bu enerji; $400\ \text{mW}/\text{cm}^2$ yoğunluğunda ışık yayan bir cihazla 40 sn polimerizasyona eşdeğerdir ($40\ \text{sn} \times 400\ \text{mW}/\text{cm}^2 = 16000\ \text{mJ}/\text{cm}^2$). Aynı ışık enerjisi $800\ \text{mW}/\text{cm}^2$ yoğunluğundaki bir cihazla 20 sn ya da $1200\ \text{mW}/\text{cm}^2$ yoğunluğundaki bir cihazla yaklaşık 13 sn uygulanarak da elde edilebilir (Anusavice, 2003).

Işık kaynakları iki grupta sınıflandırılır. Birinci grubu; beyaz ışık üreten ve polimerizasyon için gerekli 400-500 nm dalga boyları arasındaki mavi ışığın filtre ile elde edildiği ışık kaynakları oluşturmaktadır. Halojen ve plazma ark ışık kaynakları birinci grup içinde değerlendirilirler. İkinci grup ışık kaynaklarında ise mavi ışık, direkt olarak elde edilir. Bu gruptaki ışık kaynaklarını, polimerizasyon amacıyla kullanılan lazerler ve ışık yayan diyotlar (LED) oluşturur (Hammesfahr ve ark., 2002; Dabanoğlu, 2003).

Halojen (QTH), Light Emitting Diode (LED), Argon Laser ve Plazma Ark (PAC) ışık sistemleri; kompozit esaslı reçinelerin polimerizasyonu amacıyla kullanılan mavi ışık sistemleridir (Tsai ve ark., 2004). Bu sistemlerin avantaj ve dezavantajlarının değerlendirmek amacıyla yapılan birtakım çalışmalar olsa da gerek konservatif gerekse protetik açıdan halojen ve LED ışık cihazlarının karşılaştırılması günümüzde de araştırma konusu olmaya devam etmektedir.

1.4.1. Halojen (QTH)

Günümüzde kullanılan Quartz-tungsten-halojen (QTH) lambalar polimerizasyon amacıyla ışık üretimi için geliştirilen ilk teknolojik ürünler olup ışık kaynaklarının kıyaslanmasında hala standart olarak kabul edilmektedirler (Caughman ve Rueggeberg, 2002). QTH lambalar; iyodin veya bromin gazı içerisindeki tungsten telin elektrik akımıyla ısınması sonucu ışık enerjisinin ortaya çıkması şeklinde çalışır (Resim 1.1). Oluşan beyaz ışık filtrelenir ve fiberoptik iletilen mavi ışık şeklinde kaynağın dışına yansıtılarak polimerizasyon sağlanır (Dabanoğlu, 2003; Tsai ve ark., 2004).

Bu sistem; cihazda aşırı ısı oluşması, kullanılan ampüllerin ömürlerinin saatlerle sınırlı olması, filtrelerin etkinliğini yitirmesi, ışık yoğunluğunda azalma gibi dezavantajlara sahiptir (Jandt ve ark., 2000; Moon ve ark., 2004). Bu yüzden ışık yoğunlukları radyometre cihazları ile sık sık kontrol edilmelidir (Resim1.1).



Resim 1.1. Halojen ışık cihazı ve radyometre

Yapılan çalışmalara göre; restoratif işlemler sırasında pulpada meydana gelen ısı artışının 42,5 dereceyi aşması postoperatif hassasiyet, tamir dentini oluşumu, doku yanması ve nekroz gibi geri dönüşümsüz hasarlara neden olabilir. Pulpayı ısı transferi polimerizasyon sırasında kullanılan cihaza göre değişiklik göstermektedir. Halojen cihazlarda ışık gücü arttıkça pulpayı iletilen ısı da artmaktadır (Sakaguchi ve ark., 1992; Shortall ve Harrington, 1998; Hannig ve Bott 1999; Dabanoğlu, 2003).

Halojen ışık kaynaklarında cihaza giren elektrik enerjisinin %70'i ısı enerjisine dönüşmekte, %20'si cihaz tarafından kullanılmakta, sadece % 10' luk bir kısmı ile görünür ışık üretilmektedir. Üretilen görünür ışığın ise onda biri filtreler yardımı ile mavi ışık olarak iletilmektedir. Sonuç olarak; halojen cihazlara giren elektrik enerjisinin sadece %1'i mavi ışığa dönüşmektedir (Hammesfahr ve ark., 2002; Dabanoğlu, 2003; Christensen, 2004). Özellikle aşırı ısının pulpa üzerindeki olumsuz etkilerini azaltabilmek için araştırmacılar daha verimli polimerizasyon sağlayan, az ısı üreten sistemler için çalışmalara (PAC, Lazer, LED) başlamışlardır.

1.4.2. Plazma Ark (PAC)

Bu teknikte; karşılıklı iki elektrod içeren gaz dolu lamba içerisinde, yüksek voltaj altında gaz iyonlarının ısınması sonucu elektrodlar arasında yüksek ısıya bağlı ışık enerjisi ortaya çıkar (Dabanoğlu, 2003). Plazma ark sistemleri, halojen ışık kaynaklarının dezavantajlarını bertaraf etmek ve günümüz diş hekimliği ihtiyaçlarına cevap vermek amacıyla geliştirilen sistemlerdir (Resim 1.2).

Yüksek yoğunluklu ışık gücüne sahip olmaları ve kısa uygulama süreleri başlangıçta avantaj gibi gözükse de, takip eden çalışmalarda bu gücün rezinlerde fiziksel özellikler bakımından bazı dezavantajlara (iç stresler, polimerizasyon büzülmesi) yol açtığı belirtilmiştir (Çakmakcioğlu ve Topbaşı, 2005).



Resim 1.2. Plazma ark ışık cihazı(Ampac Dental, 2006)

Ayrıca plazma ark kaynaklarındaki enerji dönüşümü %0,2 dir ki bu değer halojen ışık kaynaklarından oldukça düşüktür. Bunun yanında, halojen ışık kaynakları kadar olmasa da pulpaya zarar verecek düzeyde ısı üretmeleri ve daha pahalı olması gibi dezavantajları nedeniyle popülerliklerini uzun süre koruyamamışlardır (Hammesfahr ve ark., 2002; Dabanoglu, 2003; Christensen, 2004; Moon ve ark., 2004).

1.4.3. Lazer

Işık üretimi için kullanılan bir başka yöntem de lazer cihazlarıdır (Resim 1.3). Esası; optik güçlendirici içindeki atomların kuvvetlendirilerek lazer ışığına çevrilmeleridir. Bu sistemde de enerji dönüşümü zayıftır. Çünkü, elektrik enerjisi önce optik enerjiye çevrilerek atomların hareket enerjisine dönüşür, daha sonrada ışık bombardımanı halinde görünür.

Enerji oluşturulmasındaki her artı adım, enerji dönüşümünü zayıflatmaktadır. Bunların yanında, lazer kaynaklarının ışık spektrumu gerek halojen gerekse plazma ark kaynaklarından farklıdır. İleri teknoloji ile donatılmış lazer kaynaklarından çıkan ışığın dalga boyu 470 nm' ye ayarlanabilmekte ve kamferokinon için gerekli optimum dalga boyu direkt olarak bu cihazlarla sağlanabilmektedir.



Resim 1.3. Dental Lazer (Biolitec, 2006)

Yüksek teknoloji ve karmaşık yapıya sahip olmaları nedeniyle çok pahalı sistemler olan lazer cihazları günümüzde polimerizasyon amacıyla yaygın olarak kullanılmamaktadır (Hammesfahr ve ark., 2002; Dabanoğlu, 2003; Christensen, 2004).

1.4.4. Light Emitting Diyot (LED)

Işık üretiminde son teknoloji ise ışık yayan diyotlardır (LED). Halojen ve diğer ışık kaynaklarının yukarıda bahsedilen dezavantajları nedeniyle Mills tarafından 1995 yılında önerilen düşük voltajlı, belli dalga boyunda ve yüksek yoğunlukta mavi ışık yayan LED ışık kaynakları (Resim1.4) klinik kullanıma 2001 yılında girmiştir (Mills ve ark., 1999; Stahl ve ark., 2000; Knezevic ve ark., 2001; Soh ve ark., 2003a; Bala ve ark., 2005).

Yarı iletken kristal ve yarı iletken elektronlar ile elektronik bir yuvadan oluşan basit bir sistem olan LED cihazları; 1–4 volt arası düşük voltaj ve 10–40 mili amper

arasındaki elektrik enerjisi ile ışık üretmektedirler. Enerji dönüşümü %7 dir ki bu oran diğer sistemlerden çok daha fazladır (Fan ve ark., 2002; Dabanoğlu, 2003).



Resim 1.4. LED ışık cihazı (SDI, 2006)

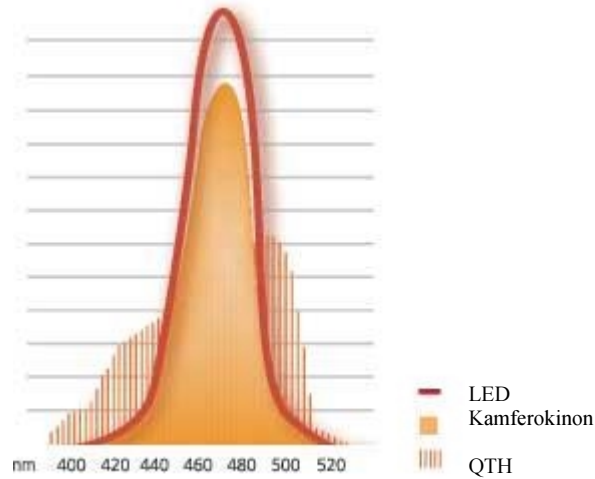
Konvansiyonel halojen cihazlar için voltaj, ampul kondisyonu ve filtreler, ışık problemlerinin üzerindeki kalıntı rezin ve fiberdeki çatlaklar gibi birçok faktörün ışık çıkışını etkilediği bilinmektedir. Işık çıkışındaki azalma, restoratif rezinlerin polimerizasyonunu zayıflatarak fiziksel özelliklerini negatif yönde etkiler. Halojen ışık kaynaklarının aksine LED teknolojisine sahip cihazlar elektrik enerjisini daha verimli kullanırlar ve kullanım süreleri boyunca ışık gücündeki azalma sınırlıdır. Ömürleri binlerce saat sürer ancak üreticiler yine de radyometrelerle kontrol edilmeleri gerektiğini belirtmektedirler (Resim 1.5).



Resim 1.5. LED Radyometre (SDI, 2006)

LED cihazlarının açığa çıkardıkları ısı pulpaya zararlı sınırın çok altında olduğu için herhangi bir soğutucu fan sistemine de gerek kalmaz. Dolayısı ile fanın harcadığı enerji ve ürettiği gürültü yoktur. Daha dayanıklı olmalarının yanısıra, daha ergonomik ve hijyenik cihazlar olarak piyasaya sürülmüştür (Fowler ve ark.,1994; Nomoto ve ark., 1994; Jandt ve ark., 2000; Hammesfahr ve ark., 2002; Dabanoğlu, 2003; Soh ve ark. 2003a; Moon ve ark., 2004; Tsai ve ark., 2004; Asmussen ve Peutzfeldt, 2005).

LED ışık kaynakları üretildikleri günden bu tarafa birçok teknolojik gelişim göstermişlerdir. İlk jenerasyonlar çok sayıda diyot içermelerine rağmen güçleri az polimerizasyon etkinlikleri çok zayıftı. Takip eden jenerasyonlarda ise, az ama daha güçlü diyotlar kullanılmış böylece daha büyük güç çıkışı ve uygun spektral dağılım elde edilmiştir. Bu yüzden iyi performans ve kısa ışınlama süresi sağlanmıştır. LED ışık kaynakları, rezinlerde fotoinitiatör olarak kullanılan kamferokinon (Şekil 1.3) için en uygun dalga boyu olan 470 nm'de pik yapan dar aralıklı bir ışık üretirler (Hammesfahr ve ark., 2002; Dabanoğlu, 2003; Price ve ark., 2003; Christensen, 2004; Tsai ve ark., 2004; Çakmaccıoğlu ve Topbaşı., 2005).



Şekil 1.3. Kamferokinon absorpsiyon eğrisi

Bu nedenle ışık üretimi yüksek bir cihazdır. Işık emisyon spektrumu ve kamferokinon absorpsiyon spektrumlarının çakışması LED ışık cihazlarının aktivasyon kapasitesini yükseltir (Asmussen ve Peutzfeldt, 2005). Ancak, ışığı dalga

boyu olarak çok dar bir bant üzerinde veren bir cihazla çalışırken, rezindeki fotoinitiatör aktivasyon noktasının bu aralık içinde olmasına dikkat edilmelidir. Aksi takdirde; kullanılan kompozitin polimerize olması için gereken dalga boyu ile cihazın ürettiği ışığın dalga boyu arasında uyumsuzluk olur ve bunun sonucunda yetersiz polimerizasyona bağlı klinik başarısızlık kaçınılmazdır. Işıkla aktive olan bir rezin restorasyon, eğer doğru dalga boyundaki ışık enerjisini yeterli alamazsa aşınmaya karşı direnci düşer. Bunun yanında restorasyon marjinde bozulma, diş restorasyon arasında zayıf bağlanma, artmış sitotoksisite, azalmış yüzey sertliği görülür (Hofmann ve ark., 2002b; Price ve ark., 2003; Yap ve ark., 2004).

Rezin materyallerin polimerizasyonunda; ışık kaynaklarının veriminin yanında, hekimin göz önünde bulundurması gereken önemli noktalardan biri de ışığın alt tabakalara penetrasyonunun sağlanmasıdır. Bu yüzden restorasyon ve rezinin uygulama kalınlığı ile rengi ışığın penetrasyonunu dolayısıyla polimerizasyonun başarısını belirleyen önemli etkenlerdendir (Fowler ve ark., 1994; Shortall ve ark., 1995; Soh ve ark., 2003a; Koupis ve ark., 2004; Tsai ve ark., 2004).

Rezin restorasyon, kaynaktan gelen ışığı en üst ve en alt kısımlarında aynı derecede alamaz. Bu farklılık şunlara bağlıdır:

- Işık yoğunluğu
- Işık uygulama süresi
- Işık kaynağının restorasyona olan uzaklığı
- Rezinin kimyasal kompozisyonu (doldurucu oranı)
- Restorasyonun kalınlığı
- Restorasyonun rengi
- Restorasyonun opasitesi

Price ve ark. (2003); bu etkenlerden dolayı rezinler üzerinde fiziksel testler yaparken restorasyonun alt ve üst yüzeyleri arasındaki farklar hesap edilerek değerlendirme yapılması gerektiğini bildirmişlerdir. Yapılan bir diğer çalışmada ise; yüzey sertlikleri ölçüldükten sonra alt yüzey sertliği üst yüzey sertliğine oranlanarak materyalin sertlik testi sonuçlandırılmıştır (Soh ve ark., 2003a).

Işık gücü arttıkça; polimerizasyon etkinliğinin artması, polimerizasyon derinliğinin artması ve daha düşük bir uygulama süresi beklenir. Ancak kaynakların ışık gücü yükseldikçe ilk anda oluşan polimerizasyon büzülmesi artmaktadır. Bunun önüne geçmek için üreticiler değişik polimerizasyon başlangıç modları ayarlamışlardır. Bunlar; step curing, pulse curing, ramp curing ve oscillating curing olarak adlandırılır (Blankenau ve ark., 1999).

Step curing—maksimum ışık gücüne geçmeden önce daha düşük dozda bir ışık verip sonra tek seferde değeri en yükseğe çıkarmak,

Pulse curing—step curingdeki işlemi birkaç basamak halinde yaparak ışık değerini atımlar halinde yükseltmek,

Ramp curing—ışığı en yüksek değerine belirli bir sürede düzenli bir şekilde artırarak çıkarmak,

Oscillating curing—ışık gücünün iki değer arasında gidip gelmesi ile yapılan uygulamadır (Blankenau ve ark., 1999; Hasegawa ve ark., 2001; Rahiotis ve ark., 2004).

Polimerizasyon teknikleri ile ilgili bazı çalışmalarda; ışığın uygulanma biçiminin de polimerizasyon etkinliğinde önemli rol oynadığı belirtilmiştir. Moon ve ark. (2004) düşük ışıkla başlayarak, yavaş yavaş yüksek ışık gücüne geçen (soft start polimerizasyon) veya ışığı kesik kesik gönderen (pulse polimerizasyon) tekniklerin bir anda ve sürekli ışık uygulayan (continious polimerizasyon) tekniklere göre daha etkin polimerizasyon sağladığını bildirmişlerdir. Başlangıçta; düşük şiddette ışık verilerek jelleşme süresinin uzatılması ve bu sürede oluşan streslerin, henüz jel haline gelmemiş rezin materyal içerisinde kompensasyonu softstart tekniğinin diğer tekniklere üstünlüğü olarak belirtilmiştir (Blankenau ve ark., 1999; Friedl ve ark., 2000; Dabanoğlu, 2003; Asmussen ve Peutzfeldt, 2005).

Fakat yukarıdaki ifadelerin aksine bazı araştırmalarda da ışığı uygulama şeklinin, yüzey sertliğine ve polimerizasyon derinliğine etki etmediği belirtilmiştir (Mehl ve ark., 1997; Koran ve Küschner, 1998; Tanoue ve ark., 1999; Silikas ve ark., 2000).

1.5. FİZİKSEL TESTLER

Protetik restorasyonların yapıştırılmasında önemli bir yer tutan rezin simanların; su emilimleri, kırılma dayanımları, polimerizasyon derinlikleri ve yüzey sertlikleri gibi fiziksel özelliklerinin; farklı ışık kaynakları, güçleri ve süreleri karşısında ne derece değiştiği günümüzde hala tartışılmaktadır.

1.5.1. Sıvı Emilimi

Oysaed ve Ruyter (1994) ile O'Brien (2002) yaptıkları çalışmalarda polimer matriksten oluşan rezin simanların nemli ortamda sıvı absorbe edip hacimce artış gösterdiklerini bildirmişlerdir. Yine Kanchanasita ve ark. (1997) rezin modifiye cam iyonomer simanların hidroskopik genişmesinin su emilimi sonucunda olduğunu göstermiştir.

Genelde, yapıştırıcı simanların higroskopik genişmesi sonucu oluşan marjinal uyumsuzluklar, protetik rehabilitasyondaki desimantasyonun en önemli nedenlerinden bir tanesidir. Bowen ve ark. (1982), Ferracane ve ark. (1987), Momoi ve McCabe (1994) ile Kanchanasita ve ark.'na (1997) göre; higroskopik genişme başlangıçta polimerizasyon büzülmesini telafi edebilir fakat belirli bir aşamadan sonra materyalde iç streslere ve dayanıklılık kaybına sebep olur. Yukarıdaki ifadelere zıt olarak Watts ve ark. (2000) ise polimer materyallerde sıvı emilimi ile oluşan higroskopik genişmenin polimerizasyon büzülmesini büyük oranda kompanze ettiğini ve bu sayede boyutsal değişikliklere bağlı olumsuz etkilere karşı avantaj sağladığını bildirmişlerdir.

Polimerlerin sıvı emilimi difüzyon kontrollü bir mekanizma olup, yüksek oranda rezin matriks tarafından gerçekleştirilmektedir. Bu yüzden doldurucu oranı düşük, rezin matriks oranı yüksek olan rezin simanların daha fazla sıvı emilimi ve çözünürlük gösterdiği bulunmuştur (Braden ve ark., 1976; Braden ve Clarke, 1984; Oysaed ve Ruyter, 1994; O'Brien, 2002). Örtengren ve ark. (2000) ile Chersoni ve

ark.'na (2004) göre; resin simanla yapıştırılan protetik restorasyonların; kırılmaya karşı dayanıklılığı, marjinal sızıntı oranı ve kullanım ömrü gibi özellikleri materyalin sıvı emilimi ve çözünürlük kapasitesi ile yakından ilişkilidir.

1.5.2. Çözünürlük

Katı, sıvı ya da gaz halindeki bir maddenin başka bir madde içerisinde eriyebilme durumu ve niteliği olarak adlandırılır. Polimer materyallerin çözünürlüğü birçok parametreye bağlıdır:

- a) Zincir uzunluğu
- b) Zincirler arasındaki bağlar (hidrojen bağı, van der Waals kuvvetleri)
- c) Zincirin bükülmezliği

Yapıştırıcı simanların çözünürlüğünün klinik önemi, simanın yapıştırıcı etkinliğinin azalması ve restorasyonlarda oluşan kayıplarla direkt ilgilidir. Polimerizasyon reaksiyonu tamamlanmamış resinlerde oluşan artık monomerlerin ağız sıvılarında çözünüp, vücut ortamına salınabildiği araştırmalarla kanıtlanmıştır. Ayrıca artık monomerlerin büyük bir kısmı da açık dentin tübülleri yoluyla pulpaya ulaşabilmektedir (Rathbun ve ark., 1991; Knobloch ve ark., 2000; Hofmann ve ark., 2002b).

Abu-bakr ve ark. (2000) yaptıkları çalışmada, cam iyonomer simanlar ve poliasit-modifiye kompozit resinlerin, asitli içeceklerle temasından sonra cam fazındaki yüzey iyonlarının kaybı sonucu sertliklerinde azalma olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca ortamın, pH'sı düştükçe çözünürlüğün arttığını göstermişlerdir.

1.5.3. Dayanıklılık

Bir yapıyı bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum gerilim dayanıklılık özelliğinin bir göstergesidir. Gerilim; dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin

birim alanına uygulanan kuvvet olarak tanımlanır. Bu gerilimin sonucunda, materyalde oluşan birim boyut başına uzunluk değişimi ise gerilme olarak tanımlanır. Dayanıklılık; baskın olan gerilimin cinsine göre çekme, basma, makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır (Zaimoğlu ve ark.,1993; Anusavice, 2003; Craig ve ark, 2004).

1.5.4. Kırılma Dayanımı

Bir materyale uygulanan eğme gerilimleri karşısında kütlenin gösterdiği direnç olarak tanımlanır (Mc Cabe, 1990; Anusavice, 2003). Bizim çalışmamızda da kullandığımız eğilme dayanıklılığı (flexural strenght) testi, ISO 4049(2000) standartlarına göre üç nokta eğme testi şeklinde yapılmaktadır ve three point bending test olarak da tanımlanır (Anusavice, 2003). Bu testte uygulanan kuvvet, örnekte gerilim, basma, makaslama streslerine neden olur. Materyal kırıldığı anda uygulanan kuvvetin miktarı ölçülerek kırılma dayanımı bulunur. Bu test, genellikle kırılğan dental materyaller için tercih edilir. Çünkü bu materyallerin ağız içinde karşılaştığı streslere yakın etkiler oluşur (Zaimoğlu ve ark.,1993; Örtengren ve ark., 2000; Anusavice, 2003).

1.5.5. Polimerizasyon derinliği

Polimerize edilen bir rezinin ışık aldığı yüzeyden, yeterli fiziksel özellikleri taşıdığı en alt tabakaya kadar olan kalınlık polimerizasyon derinliği olarak tanımlanmaktadır. Rezinlerin alt tabakalarındaki polimerizasyonun nereye kadar ve ne derece olduğunu belirleyen en önemli faktördür. Rezinlerde, polimerizasyon sonrası üst yüzey sertliği, genelde restorasyonun alt tabakalarındaki sertlik için doğrulayıcı bir kanıt değildir. Bu nedenle rezinlerin polimerizasyon derinliği birçok araştırmaya konu olmuştur (Shortall ve ark., 1995; Besnault ve ark., 2003; Bala ve ark., 2005).

Mills ve ark. (1999) ile Price ve ark.'na (2003) göre, rezinlerin polimerizasyon derinliğini etkileyen birçok faktör vardır. Bunlar; doldurucu oranı, doldurucunun tipi, büyüklüğü, fotoinitiatör maddelerin tipi ve oranı ile rezinin ışık geçirgenliği (translüsensi) ve rengi olarak sıralanabilir. Doldurucunun büyüklüğü arttıkça materyalin ışık geçirgenliği azalır ve polimerizasyon derinliği düşer. Yine, aynı şekilde doldurucu oranı fazla olan rezinlerde, polimerizasyon derinliğini arttırmak için daha yüksek ışık gücü ya da artırılmış uygulama süresi gerekir. O'Brien, (2002) ise rezin materyalin rengi koyulaştıkça ışık geçirgenliğinin azaldığını ve daha düşük polimerizasyon derinliği gösterdiğini bildirmiştir.

Polimerizasyon derinliğini tespit etmek için birçok yöntem kullanılmaktadır. Kazıma testleri, yumuşak kısımların gözle tayini, sertlik testleri ve penetrasyon testleri polimerizasyon derinliğinin tespitinde kullanılır. Bunların dışında boyar madde ile renk testleri, translüsensi değişimleri, nükleer manyetik rezonans ve karbon testleri de polimerizasyon derinliğinde nadiren kullanılan test yöntemlerindedir (Cook, 1980; Murray ve ark., 1981; Asmussen, 1982; Shortall ve ark., 1995; Mills ve ark., 1999; Fan ve ark., 2002; Soh ve ark. 2003b).

Price ve ark. (2003), polimerizasyon derinliğinin tespiti için ISO 4049(2000)'da açıklanan kazıma metodunu yeterli görmüşlerdir. Ancak, farklı ışık kaynaklarını karşılaştırmak gerektiğinde, penetrasyon metodu gibi daha objektif ve daha standardize edilebilen bir yöntem uygulamakta fayda vardır (Mills ve ark., 1999; Soh ve ark. 2003b).

Penetrasyon testi ASTM-D5(2005), polimerize olmamış kalan materyalin derinliğini tespit etmek açısından kazıma testlerine benzerlik gösterir. Ancak, penetrasyon metodunun kazımaya nazaran uygulanan kuvvetin sabitliği, deneyin tekrarlanabilirliği ve sonuçların uyumluluğu gibi avantajları vardır (Shortall ve ark., 1995; Mills ve ark., 1999; Jandt ve ark., 2000; Soh ve ark. 2003b).

ISO 4049(2000) standardında kazıma sonuçları ikiye bölünerek değerlendirmeye alınmaktadır. Bunun amacı; elde kalan polimerize olmuş sert kısmın kendi içinde

ortalamasını almaktır. Penetrasyon metodunda ise sonuçlar direkt olarak yazılmaktadır. O yüzden, her iki metod sonuçlarının birbirinden sayısal farklılık göstermesi olağandır. Ancak, istatistik değerlendirmelerde aynı sonuçlara varılmaktadır. Değerlendirmeler, metodların kendi içlerinde yapılmalıdır (Mills ve ark., 1999; Jandt ve ark., 2000; Soh ve ark. 2003b).

Polimerizasyon derinliğini etkileyen; ışığın gücü, dalga boyu, uygulama süresi ve mesafesi gibi faktörler ışık cihazına bağlı unsurlardır. Bu faktörler dikkate alındığında konvansiyonel QTH ışık cihazları ile LED ışık cihazlarından hangisinin tercih edilmesi konusunda halen yeterli literatür bilgisi bulunmamaktadır. Bu konuda yapılan çalışmalar genelde rezinlerin birbirlerine karşı olan üstünlüklerini tespit amacıyla yapılmış, ışık kaynaklarının karşılaştırılması geri planda kalmıştır.


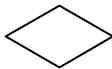


1.5.6. Yüzey Sertliği

Restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde dikkate alınması gereken önemli unsurlardan biri de sertlik derecesidir. Yüzey sertliği çeşitli fiziksel ve kimyasal faktörlerden etkilenir. Sertliği etkileyen faktörler çok çeşitli olduğundan bu terimi tam anlamıyla tanımlamak zordur.

Anusavice'e (2003) göre sertlik; bir materyalin lokal deformasyona karşı koyabilme yeteneğidir. Sertlik testlerinde, bilinen boyutlardaki bir uç, materyalin yüzeyine belli bir kuvvet ve sürede baskı yapar (Çizelge 1.2). Materyalin sertliği, oluşan izin derinliğine veya alanına göre hesaplanır. İz boyutları büyüdükçe materyalin sertliği azalır, küçüldükçe sertliği artar. Sertlik ölçüm sonuçları, genellikle "yük/alan" formülüne göre ifade edilir (Mc Cabe, 1990; O'Brien, 2002; Anusavice, 2003).

Sertlik ölçümü için Shore, Barcol, Brinell, Rockwell, Knoop ve Vickers gibi birçok farklı metod mevcuttur. Bu metodların en sık kullanılanları Brinell, Knoop ve Vickers sertlik testleridir (Çizelge 1,2).

Çizelge 1.2. Sertlik Ölçüm Testleri (Anusavice, 2003)

Test	Uç	İz şekilleri	Ölçüm	Sonuç birimi
Brinell	Küresel çelik uç		İz alanı	BHN
Knoop	Elmas uç		İz alanı	KHN
Rockwell	Küresel çelik uç		İz derinliği	Rockwell
Vickers	Elmas uç		İz alanı	VHN

Her testte farklı iz şekilleri oluşturulur. Shore ve Barcol testleri; subjektif kalite kontrol testleri için kullanılır. Hassas ölçümler ve mukayese amaçlı çalışmalar için uygun değildir (Mc Cabe, 1990; Zaimoğlu ve ark.,1993; Gladwin ve Bagby, 2000; Anusavice, 2003; Craig ve ark, 2004).

Brinell ve Rockwell sertlik testleri; genelde metal-alaşım gibi büyük sertlik ölçümlerinde kullanılır. Düşük kuvvetlerle sertliği ölçülen, daha ince ve kırılman materyallerin testlerinde ise Vickers ve Knoop yöntemleri kullanılır (Anusavice, 2003).

Çalışmamızda da kullandığımız Vickers sertlik testinde temel prensip; kare tabanlı piramid şeklindeki elmas ucun batmasına karşı oluşan direncin ölçülmesidir. Elmas piramidin yüzeyleri arasında 136°'lik açı mevcuttur. VHN (Vickers Hardness Number), uygulanan yükün oluşan batma alanına bölünmesiyle hesaplanır (Mc Cabe, 1990; Anusavice, 2003).

Konu ile ilgili olarak El-Badrawy ve El-Mowafy (1995) yaptıkları çalışmada, Dicor MGC cement, Dual cement, Duocement, Porcelite dual cure, Sonocem, Twinlook rezin simanların yüzey sertliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında örneklerin her iki yüzeyinden (üst-alt) 5'er defa ölçüm yapmışlardır.

Price ve ark. (2003), rezin restorasyonlarda ışığın uygulandığı üst yüzey ile en az penetre olduğu alt yüzey arasında, daha önce açıklanan etkenlerden dolayı sertlik farkı oluştuğunu ve materyalin sertliği değerlendirilirken bu farkın göz önünde bulundurulması gerektiğini belirtmişlerdir. O'Brien (2002), Anusavice (2003) ile Soh ve ark. (2003b) ise, 2 mm'lik bir rezin kalınlığında yeterli polimerizasyon için gereken ışık yoğunluğunun en az 400 mW/cm^2 ve ışık kaynağının rezin üst yüzeyine en fazla 3-4 mm uzaklıkta olmasını önermektedirler.

Rezin restorasyonun tabanının yeterince polimerize olup olmadığının kriterleri şunlardır;

- 1- Rezin restorasyonun tabanında tespit edilen sertlik ile yüzey sertliği arasında %20' den daha fazla bir farkın olmaması gerekir (Shortall ve Harrington, 1996; Yap ve Senevitran, 2001; Dunn ve Bush, 2002; Leonard ve ark., 2002; Soh ve ark., 2003b; Yap ve ark., 2003a).
- 2- Taban sertliği ile yüzey sertliğinin birbirine oranının %80'i, tabandan tavana monomer polimerizasyonunun %90'ı ile uyumlu olduğu tespit edilmiştir (Wilson ve ark. 2003).

1.5.7. Termal Siklus

Rezin materyaller, diş dokusundan farklı ısıl genleşme katsayılarına sahiptirler. İn vitro deneylerin in vivo çalışmalara uygunluk sağlayabilmesi için ağız içindeki ısı değişikliklerinin taklit edilmesi gerekir.

Dental materyallerin in vivo kullanımlarını taklit etmek için yapılan termal siklus çalışmalarında standart bir ısı aralığı yoktur. Versluis ve ark.'nın (1996) konu ile ilgili araştırmalarında, termal siklus çalışmalarında uygulanması gereken ısı aralığının in vivo olarak belirlenmesi hedeflenmiştir. Ağız içi kullanıma uygun dijital bir termometre ile sıcak ve soğuk likitlerin alınmasını takiben sıcaklık tesbiti yapılmıştır. Bu çalışma sonucu termal siklus testlerinde $0 - 67 \text{ C}^0$ sıcaklık aralığının kullanılabilir olduğu tespit edilmiştir.

Termal siklus testlerinde kullanılan ısı aralığı iki yönden önemlidir. Eğer normal sınırların çok ötesinde bir aralık belirlenmişse materyale aşırı stres yükleneceği için materyal olumsuz sonuçlar verebilir. Ya da normal sınırların çok altında ısı aralığı uygulanırsa, yine materyal için doğru bir test uygulanmış olmaz ve sonuçlar gerçeği yansıtmayabilir.

Canlılardaki dış yüzeylerinde oluşacak maksimum ve minimum sıcaklık değerleri için birçok farklı görüş ortaya atılmıştır. Ancak, genelde termal siklus çalışmalarında ısı aralığının alt limiti olarak suyun donma derecesi, üst limit için de buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler kullanılmaktadır. Bu aralıklar; 4-58, 4-60, 5-55, 5-60, 10-50 C⁰ gibi sıralanabilir (Palmer ve ark., 1992; Wendt ve ark., 1992).

1.6. Amaç

Çalışmamız; metal desteksiz seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan Rely-X Veneer, (3M, Minnesota, USA) rezin simanın; QTH (Halojen) ışık kaynakları ve son yıllarda piyasaya sürülüp, üretici firmalar tarafından ışık gücü/etkinlik özelliklerinin daha üstün olduğu iddia edilen LED ışık kaynakları ile polimerize edilmesi sonucu oluşan fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi hedeflenerek yürütüldü.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda; uzun yıllardan beri kullanılmakta olan quartz tungsten halojen (QTH) ışık kaynakları ve bunlara alternatif olarak son yıllarda geliştirilen light emitting diode (LED) ışık kaynaklarının, sadece ışıkla sertleşen rezin simanın fiziksel özellikleri üzerindeki etkilerinin, beş farklı fiziksel test ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Örneklerin tümü Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarlarında hazırlandı. Örnek hazırlanması için gerekli olan paslanmaz çelik kalıplar Gazi Anadolu Teknik Eğitim Meslek Okulu Torna Tesviye Bölümünde yapıldı. Su emilimi ve çözünürlük testleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Temel Tıp Bilimleri Anabilim Dalı Mikrobiyoloji Laboratuvarında, polimerizasyon derinliği ve kırılma dayanımı testleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarlarında yapıldı. Yüzey sertliği testleri ise Orta Doğu Teknik Üniversitesi Merkez Laboratuvarında yürütüldü. Bulgularımızın istatistik değerlendirmeleri Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalında gerçekleştirildi.

2.1. TEST METODLARI VE ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Çalışmamızda örneklerimiz 3 grup halinde hazırlandı. Gruplar, farklı ışık cihazları ve farklı polimerizasyon sürelerine göre belirlendi. Bunlar;

- 1- QTH ışık cihazı ile 30 sn
- 2- LED ışık cihazı ile 30 sn
- 3- LED ışık cihazı ile 10 sn polimerizasyon olarak kararlaştırıldı.

İlk iki grubun polimerizasyon süreleri rezin simanın (Rely-X Veneer Cement, 3M, Minnesota, USA) kullanma kılavuzunda A1 rengi için önerilen polimerizasyon süresidir. Sonuncu grupta ise LED cihazının polimerizasyon zamanını azalttığı düşüncesinden hareketle, daha kısa sürede oluşturduğu polimerizasyon bulgularını diğer gruplarla karşılaştırabilmek amacıyla 10 sn olarak kararlaştırılmıştır.

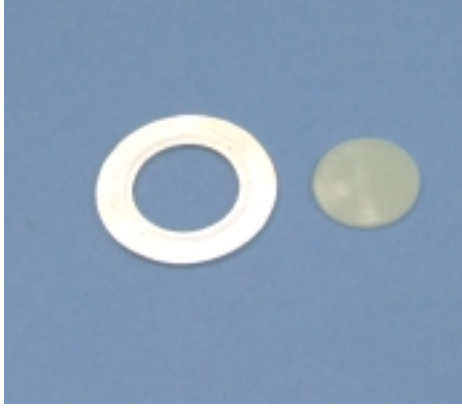
Bu gruplar tespit edilirken, temelde QTH ışık cihazları ile LED ışık cihazlarının etkinliklerini karşılaştırmak amaçlandı. Bunun yanında, polimerizasyonu etkileyen en önemli unsurlardan biri olan polimerizasyon süresi üzerinde değişiklik yapılarak grupların karşılaştırılabilmesi sağlandı. Yaptığımız literatür taramasında yüksek ışık gücüne sahip cihazlarla yapılan çalışmaların çoğunda polimerizasyon süreleri 10-15 saniye olan bir karşılaştırma grubu bulunmaktadır (Peutzfeldt ve ark., 2000; Soh ve ark., 2003a; Yap ve Soh, 2003).

Çalışmamızda her grup için 13 adet olmak üzere 5 ayrı fiziksel test (su emilimi, çözünürlük, kırılma dayanımı, polimerizasyon derinliği ve yüzey sertliği) için toplam 156 adet örnek hazırlanmıştır. Testlere başlamadan önce, yapacağımız ölçümlerde sonuçlarımızın güvenilir olması açısından örneklerin hazırlanacağı kalıplar, inkubatörde ve su banyosunda bekletileceği separatör kaplar ve kullanılacak olan ekipmanların hepsine bir takım temizlik ve arındırma işlemleri uygulandı. Sıvı deterjanlı suyla yıkanan materyaller iyice durulandıktan sonra saf sudan geçirilerek, kurutma kağıtları üzerinde bekletildi ve son olarak dietil eterle (BDH Chemicals Ltd Poole, England) üzerinde kalmış olabilecek yağ ve diğer birikintilerden arındırıldı. Sonraki hazırlık aşamalarında da pudrasız eldiven kullanılarak oluşabilecek değişikliklerden korunuldu.

2.1.1. Su emilimi ve Çözünürlük

Çalışmamızın su emilimi ve çözünürlük örnekleri ISO 4049(2000) standartlarına göre hazırlanmıştır. Örnekleri standart hazırlayabilmek için 15 mm çap ve 1 mm derinliğinde silindir boşluk içeren paslanmaz çelik kalıp hazırlandı. Örneklerin kalıptan çıkarılması daha kolay ve boyut standardizasyonu daha güvenilir olduğu için metal kalıp tercih edildi (Resim 2.1). Su emilimi testinde kullandığımız 15 mm çap ve 1mm kalınlığında disk şeklindeki örnekler, her grup için 13'er adet olmak üzere toplam 39 adet hazırlandı. Lamel üzerine şeffaf bant (Roeko Strip Coltene Whaledent Ltd. Rüthi, Switzerland) yerleştirilerek üzerine kalıp konuldu.

Çalışmamızda kullanılmak üzere seçtiğimiz sadece ışıkla sertleşen Rely-X Veneer (3M, Minnesota, USA) rezin siman kalıbın içine hava kabarcığı kalmayacak şekilde yerleştirildi (Resim 2.2). Üzerine ikinci bir şeffaf bant ve diğer lamel yerleştirilerek sıkıştırıldıktan sonra taşan fazla siman uzaklaştırıldı.

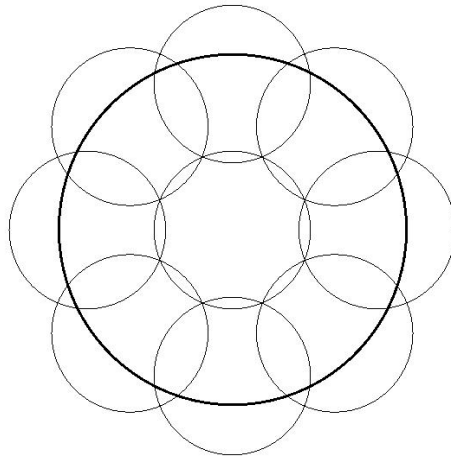


Resim 2.1. Su emilim örneği ve kalıbı



Resim 2.2. Rezin siman

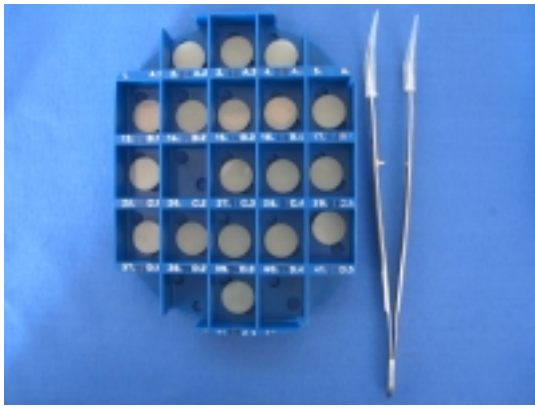
Daha sonra örnekler ISO 4049 (2000) standardında belirtildiği gibi her iki yüzeyinden direkt ışık almayan alan kalmayacak şekilde birinci grup için QTH (Hilux, Benlioğlu Dental Türkiye) ışık kaynağı ile 30 saniye, ikinci grup için LED (Radii, SDI, Australia) ışık kaynağı ile 30 saniye ve üçüncü grup için LED'le 10 saniye polimerize edildi (Şekil 2.1).



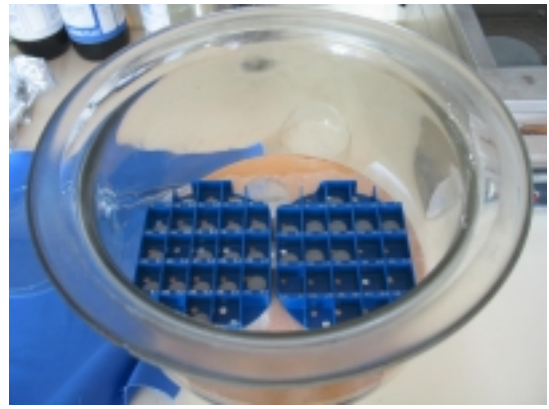
Şekil 2.1. Polimerizasyon şeması (ISO 4049)

Polimerizasyon sırasında ışık kaynaklarının uçları lamel üzerine direkt temas ettirilerek ışınlama mesafesi minimum olacak şekilde standardize edilmiştir. Polimerizasyon işleminden sonra örnekler kalıptan çıkarılarak fazlalıklar temizlendi.

Örneklerin su banyosunda karışmaması ve bütün yüzeylerin suya temas etmesini sağlayacak şekilde seperatör kaplar tasarlanarak, bu kaplardaki her hazneye bir numara verildi (Resim 2.3). Hazırlanan deney numuneleri, içinde silikajel bulunan inkübatöre konuldu (Resim 2.4) .



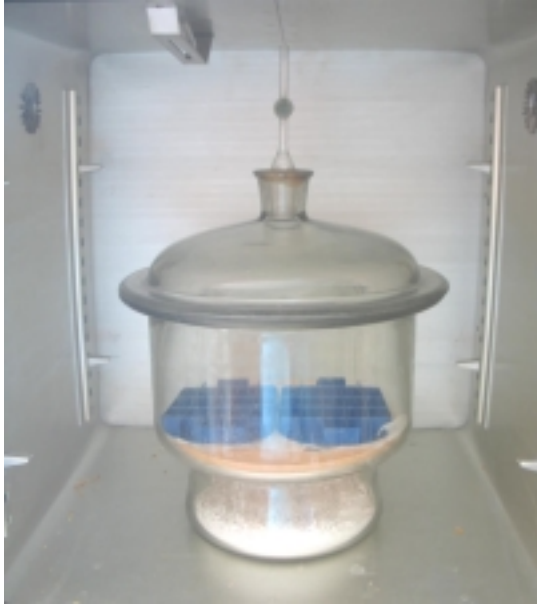
Resim 2.3. Su emilimi örnekleri seperatörde



Resim 2.4. Su emilimi örnekleri inkubatorde

Daha sonra, inkübatör 37 C^0 'ye ayarlı desikatöre yerleştirilerek 22 saat bekletildi (Resim 2.5). Sürenin sonunda oda sıcaklığındaki desikatöre alınarak 2 saatte burada bekletilen örnekler 0,001 mg hassasiyetinde terazi (Sartorius 2432, Sartorius Werke GMBH, Göttingen Germany) ile tartılarak sonuçlar kaydedildi (Resim 2.6). Bu işleme numunedeki ağırlık kaybı, 24 saatte 0,1 mg' dan aşağı düşene kadar devam edildi.

ISO 4049 (2000) standartlarına göre numunedeki ağırlık kaybı 24 saatlik periyod içinde 0,1 mg dan az ise bu nihai ağırlık olup M1 olarak ifade edilir. 24 saatlik aralıklarla ölçtüğümüz örneklerin nihai ağırlıkları M1 olarak kaydedildi. Örneklerin çap ve yüksekliği de 0.01 mm hassasiyetle ölçülerek kaydedildi.

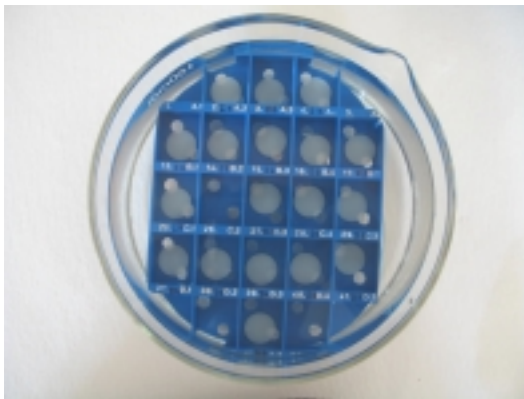


Resim 2.5. Su emilimi örnekleri desikatörde



Resim 2.6. Hassas terazi

Kuru ağırlıkları ölçülen deney numuneleri distile su ile dolu ısıya dayanıklı kaplara konuldu (Resim 2.7). Ardından bu kapların ağızları folyoyla kapatılarak sıcaklığı 37 C°de sabit tutulan su banyosuna (Thello 86, Precision Scientific Co., Chicago USA) konularak 1 hafta bekletildi (Resim 2.8). Yedi gün sonunda örnekler, plastik uçlu pensle sudan alınarak önce nemli bir havlu ile sonra 15 saniye havada sallanarak üzerlerinde su kalmayacak şekilde kurulandı. Sudan çıkarılmasından 1 dakika sonra ilk tartımın yapıldığı terazi ile aynı hassasiyetle tartıldı ve bu ağırlık ise M2 olarak kaydedildi. M2 olarak ifade edilen bu ölçüm, örneklerin su emiliminin en fazla olduğu ağırlıktır.



Resim 2.7. Su emilimi örnekleri distile suda



Resim 2.8. Sıcak su banyosu

Daha sonra örnekler deney başlangıcındaki gibi 24 saatlik desikatör siklusları ile sabit bir ağırlığa gelene kadar kurutularak tartıldı ve M3 olarak kaydedildi. M3 olarak ifade edilen bu ölçüm, örneklerin emilen sudan ve çözünen rezinden ayrılmış nihai kuru ağırlığıdır. Örneklerin su emilim miktarları Denklem 2.1. ile hesaplandı;

$$\text{Su emilimi } (\mu\text{g}/\text{mm}^3) = \frac{M2 - M3}{V}$$

Denklem 2.1. Su emilimi formülü (ISO 4049, 2000)

Örneklerin çözünürlük miktarı ise aşağıdaki formül (Denklem 2.2.) ile hesaplandı;

$$\text{Çözünürlük } (\mu\text{g}/\text{mm}^3) = \frac{M1 - M3}{V}$$

Denklem 2.2. Çözünürlük formülü (ISO 4049, 2000)

M1= örneğin başlangıçtaki ağırlığı

M2= örneğin su emiliminden sonraki ağırlığı

M3= örneğin desikatör sonrası nihai ağırlığı

V = örneğin hacmi

2.1.2. Kırılma Dayanımı

Kırılma dayanımı örneklerini ISO 4049 (2000) standartlarına göre hazırlayabilmek amacı ile 25 mm uzunluk, 2 mm genişlik ve 2 mm yüksekliğinde dikdörtgen boşluk içeren paslanmaz çelik kalıp hazırlatıldı. Kalıbın iç yüzeyi polisajlanarak sterilize edildi (Resim 2.9).

Lamel üzerine şeffaf bant ve kalıp yerleştirildi. Işıkla sertleşen rezin esaslı siman (Rely-X Veneer Cement, 3M, Minnesota, USA) kalıbın içine hava kabarcığı kalmayacak şekilde doldurularak üzerine ikinci bir şeffaf bant ve lamel konuldu. Taşan fazla siman uzaklaştırılarak örnekler ISO 4049 (2000) standardında

açıklandığı üzere, her iki yüzeyinden direkt ışık almayan alan kalmayacak şekilde test gruplarına göre QTH ve LED ışık cihazları ile polimerize edildi.



Resim 2.9. Kırılma dayanımı örneği ve kalıbı

Polimerizasyon işleminden sonra örnekler kalıptan çıkarılarak fazlalıklar temizlendi. Her grup için 13 adet olmak üzere toplam 39 adet hazırlanan örnekler su geçiren filelerle gruplara ayrılarak termal siklus cihazına (Nüve BM 302, Nüve Sanayi Malzemeleri A.Ş., Ankara Türkiye) yerleştirildi (Resim 2.10). Bütün örneklere 5–55 C° arasındaki su banyosunda, ağızda oluşan ısı değişimlerinin rezin simanın fiziksel özelliklerine etkisini taklit edebilmek için 3000 kez termal siklus uygulandı.



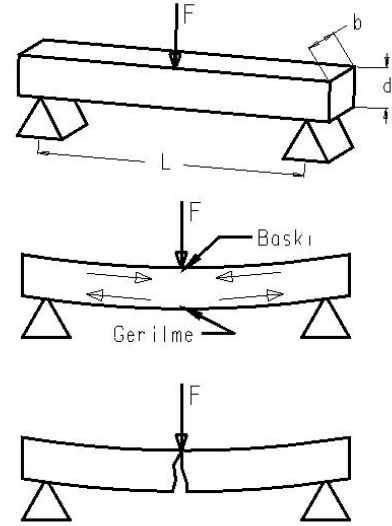
Resim 2.10. Termal siklus cihazı

Daha sonra örnekler yıkanıp, kurularak yükleme cihazına yerleştirildi (Resim 2.11). Yükleme işlemi için ISO 4049(2000) standartlarında belirtildiği gibi 3 nokta eğme testi (three point bending) tercih edilerek Üniversal Test Cihazında (İnstron, Lloyd LRX, Lloyd Instruments Ltd., Hampshire U.K.) gerçekleştirildi. Yükleme,

aralarında 20 mm mesafe bulunan 2 mm çaplı paralel çubuk destekler üzerine konan numuneye, yine bunlara paralel ve merkezi eksenini tam ortada bulunan 2mm çaplı üçüncü bir çubuk vasıtasıyla yapıldı (Şekil 2.2).



Resim 2.11. Instron cihazı



Şekil 2.2. Üç nokta eğme testi

Örneklere standartlarda belirtildiği gibi 50+/-16 N/dk yük kırılma anına kadar uygulanmıştır. Örnekler kırıldığı anda cihazın uyguladığı kuvvet bilgisayar ortamına kaydedilerek standartlarda açıklanan formülle hesaplandı (Denklem 2.3).

$$a = \frac{3FL}{2bd^2}$$

Denklem 2.3. Kırılma dayanımı formülü (ISO 4049, 2000)

F = örneğe kırılma anında gelen kuvvet

L = destekler arası mesafe

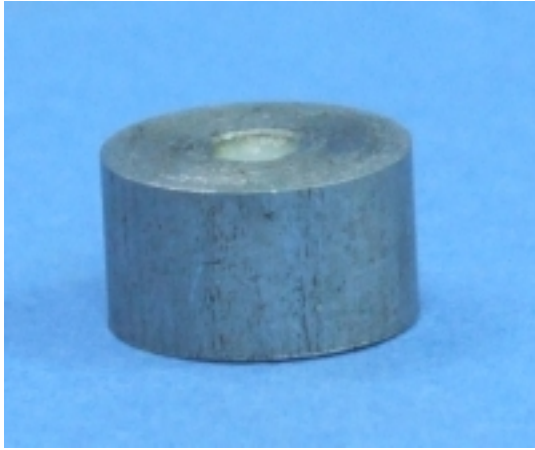
b = örneğin yükleme başındaki genişliği

d = örneğin yükleme başındaki yüksekliği

a = kırılma dayanımı (MPa)

2.1.3. Polimerizasyon Derinliği

Çalışmamızın polimerizasyon derinliği deneyleri, ASTM-D5 (American Society for Testing and Materials, 2005) standardı temel alınarak gerçekleştirildi. Örnekler için 4 mm çap ve 8 mm ykseklilinde, silindir boşluk içeren paslanmaz elik kalıplar yaptırılmıştır (Resim 2.12). ASTM-D5 (2005) standartlarında belirtildiği gibi örneklerin üzerine yükü 90 derecelik açıyla iletecek olan standart iğne olan 18520 Seta Standard Penetration Needle (Stanhope-Seta, Surrey, England) İngiltere'den ithal edilmiştir (Resim 2.13).



Resim 2.12. Polimerizasyon derinliği örnek kalıbı

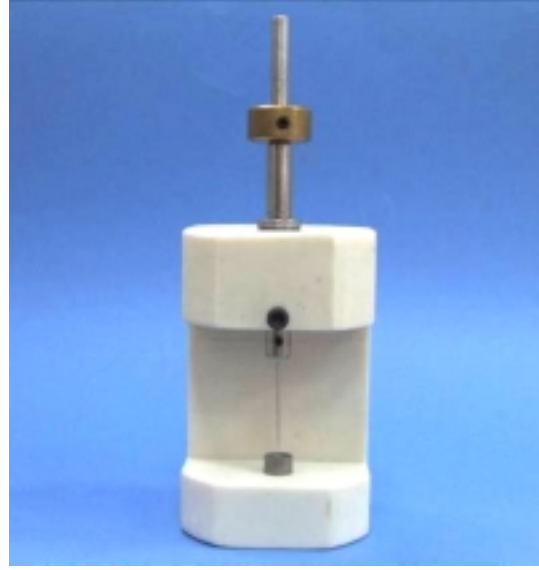


Resim 2.13. Penetrasyon iğnesi

Standart iğne çapı 1,00–1,02 mm arasında olmalı ve sivri ucu 8.7° - 9.7° açıyla sonlanan simetrik bir koni şeklinde olup gövdesi ile eř-eksenli ve gövde-uç birleşiminde eksenlerin birbirine uzaklığı 0,2 mm'yi geçmemelidir. Koni ucunun kenarları keskin ve tamamen pürüzsüz olup iğne penetrasyon cihazındaki kuvveti ileten paslanmaz elik ana mile 5–10 mm si içeride olacak şekilde sabitlenebilmelidir. Polimerizasyon derinliğini tespit edebilmek için standartlarda açıklanan yk uygulayıcı cihaz Gazi Anadolu Teknik Eğitim Meslek Okulu Torna Tesviye Bölümünde yapıldı (Resim 2.14).

Örnekler için hazırlanan paslanmaz elik kalıp lamel üzerindeki şeffaf banta yerleştirilerek, Rely-X Veneer rezin siman (3M, Minnesota, USA) hava kabarcığı kalmayacak şekilde dolduruldu. zerine yine şeffaf bant ve lamel konularak

sıkıştırıldı. Taşan fazla materyal temizlenerek örnekler üst yüzeylerinden çalışma gruplarına göre polimerize edildi. Daha sonra, ışık almayan yüzeyi üstte kalacak şekilde ters çevrilen örnekler, polimerizasyon derinliğinin tespitinde kullandığımız cihaza yerleştirildi. Ana mil standartlarda belirtildiği gibi sabitlenen iğne, örneğin üzerindeki lamelle temas ettirilmiş ve daha önce yerleştirilen ağırlık ile cihazın üst tablası arası mesafe 0.01 mm hassasiyetle ölçülmüştür.



Resim 2.14. Penetrasyon cihazı

Örnek üzerindeki lamel alınarak dikey yönde 200 gr yük ileten iğne örneğe tatbik edildi. 60 sn sonunda ana mil yine sabitlenerek başlangıç noktası ile arasındaki mesafe ölçüldü. Dijital mikrometre cihazı ile yapılan her ölçüm 3 defa tekrarlanarak doğrulandı. Her örnek için, ışık almayan yüzeyin merkezi ile merkezden eşit uzaklıkta 4 noktadan olmak üzere toplam 5 ölçüm yapılarak ortalamaları alındı. Daha sonra grup içi ortalamaları alınarak istatistik olarak değerlendirildi.

2.1.4. Yüzey Sertliği

Yüzey sertliği deneyleri için örnekler 6 mm çap ve 2 mm yüksekliğinde silindirik boşluk içeren paslanmaz çelik kalıp ile hazırlandı (Resim 2.15). Yüzey sertliği

testleri Orta Doğu Teknik Üniversitesi Merkez laboratuvarlarında yürütüldü. Örnekler için kalıbın iç yüzeyleri polisajlanarak sterilize edildi.



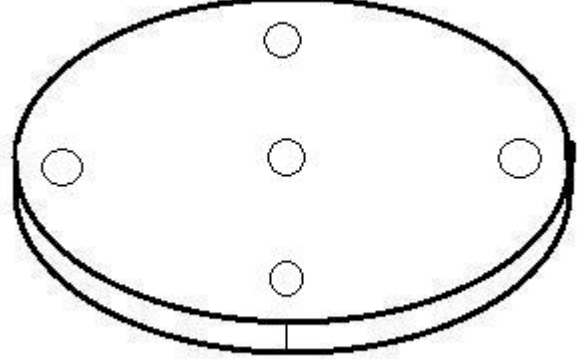
Resim 2.15. Yüzey sertliği örneği ve kalıbı

Lamel üzerine şeffaf bant, onun üzerine de kalıp konuldu. Işıkla sertleşen rezin esaslı siman (Rely-X Veneer Cement, 3M, Minnesota, USA) kalıbın içine hava kabarcığı kalmayacak şekilde yerleştirilerek üzerine ikinci bir şeffaf bant ve lamel yerleştirildi. Taşan fazla siman uzaklaştırıldıktan sonra, sadece üst yüzeyinden direkt ışık almayan alan kalmayacak şekilde test gruplarına göre ışık cihazları ile polimerize edildi. Polimerizasyondan sonra örnekler kalıptan çıkarılıp fazlalıklar temizlendi ve gruplar su geçiren filelere konarak 3000 kez termal siklus uygulandı.

Gruplar için belirlenen polimerizasyon sürelerinde hazırlanıp, termal siklus işlemi uygulandıktan sonra ağırlık ve zamanın kontrol edilebildiği mikrosertlik cihazına (Volpert Tukon 2100, Wilson Instruments, Massachusetts, USA) yerleştirilen örneklere oda ısısında 300 gr yük 15 sn uygulanarak her iki yüzeyinden de beşer adet ölçüm yapıldı (Resim 2.16). Vickers ucuyla yapılan bu ölçümlerin sonuçlarını cihaz otomatik olarak hesaplamış ve dijital ortama kaydetmiştir. İki yüzeyden de ölçüm alınmasının nedeni; direkt ışığı alan yüzeydeki sertlik ile 2mm derinlikteki sertliği karşılaştırabilmek ve böylece örneğin gerçek sertliğini tespit edebilmektir. Bu ölçümlerden bir tanesi yüzeyin tam merkezinde, diğerleri ise merkeze ve birbirilerine eşit uzaklıkta olacak şekilde yapıldı (Şekil 2.3).



Resim 2.16. Mikro sertlik cihazı



Şekil 2.3. Sertlik testlerinin yapıldığı noktalar

İki yüzeyden yapılan ölçümlerin ortalamaları alınarak gruplar arasında istatistik değerlendirmeler yapıldı.

3. BULGULAR

Konvansiyonel olarak uzun yıllardır kullanılan quartz tungsten halojen (QTH) ve son yıllarda geliştirilen light emitting diode (LED) cihazlarının ışıkla sertleşen rezin simanın fiziksel özellikleri üzerine etkilerini araştırdığımız çalışmamız sonucunda elde edilen bulgular ve istatistik değerlendirmeler aşağıda belirtildiği gibidir.

3.1. Su Emilimi ve Çözünürlük Bulguları

Su emilimi ve çözünürlük test yönteminde elde edilen sonuçların değerlendirilmesi ISO 4049(2000) metoduna göre yapılmıştır. Test edilen siman örneklerinin ilk ağırlıkları (M1), su banyosundan çıkarıldıktan sonraki ağırlıkları (M2) ve kurutma işleminden sonraki ağırlıkları (M3) ölçülerek, Denklem 3.1'e göre su emilimleri, Denklem 3.2.'ye göre de çözünürlükleri hesaplanmıştır. Bulgular Çizelge 3.1-2-3'de ve istatistik değerlendirmeleri Çizelge 3.4 ve grafiği ise Şekil 3.1'de verilmiştir.

$$\text{Su emilimi } (\mu\text{g}/\text{mm}^3) = \frac{M2 - M3}{V}$$

Denklem 3.1. Su emilimi formülü (ISO 4049, 2000)

$$\text{Çözünürlük } (\mu\text{g}/\text{mm}^3) = \frac{M1 - M3}{V}$$

Denklem 3.2. Çözünürlük formülü (ISO 4049, 2000)

M1= örneğin başlangıçtaki ağırlığı

M2= örneğin su emiliminden sonraki ağırlığı

M3= örneğin kurutmayı takiben en son ağırlığı

V = örneğin hacmi

Çizelge 3.1. QTH 30 su emilimi ve çözünürlük değerleri

(QTH 30)						
ÖRNEK	1.Ağırlık (g)	2.Ağırlık (g)	3.Ağırlık (g)	Hacim (mm ³)	Su Emilimi (µg/mm ³)	Çözünürlük (µg/mm ³)
1	0,3637	0,3700	0,3631	187,07	36,8840	3,2073
2	0,3485	0,3545	0,3478	184,76	36,2623	3,7886
3	0,3364	0,3424	0,3361	176,35	35,7244	1,7012
4	0,3610	0,3671	0,3601	190,60	36,7266	4,7220
5	0,3367	0,3429	0,3362	175,18	38,2462	2,8542
6	0,3449	0,3507	0,3438	183,78	37,5442	5,9853
7	0,3397	0,3456	0,3390	175,41	37,6252	3,9906
8	0,3584	0,3649	0,3573	186,54	40,7417	5,8968
9	0,3478	0,3537	0,3469	186,79	36,4046	4,8183
10	0,3486	0,3547	0,3474	184,76	39,5097	6,4947
11	0,3368	0,3428	0,3363	175,18	37,1045	2,8542
12	0,3398	0,3455	0,3391	175,41	36,4851	3,9906
13	0,3583	0,3650	0,3575	186,54	40,2056	4,2886

Çizelge 3.2. LED 30 su emilimi ve çözünürlük değerleri

(LED 30)						
ÖRNEK	1.Ağırlık (g)	2.Ağırlık (g)	3.Ağırlık (g)	Hacim (mm ³)	Su Emilimi (µg/mm ³)	Çözünürlük (µg/mm ³)
1	0,3264	0,3323	0,3260	169,00	37,2781	2,3669
2	0,3334	0,3386	0,3329	172,10	33,1204	2,9053
3	0,3272	0,3336	0,3266	167,89	41,6944	3,5738
4	0,3245	0,3300	0,3237	168,33	37,4272	4,7527
5	0,3278	0,3342	0,3272	171,01	40,9343	3,5087
6	0,3383	0,3445	0,3378	176,95	37,8637	2,8257
7	0,3412	0,3473	0,3408	178,24	36,4669	2,2441
8	0,3468	0,3532	0,3462	184,27	37,9870	3,2560
9	0,3464	0,3522	0,3459	182,74	34,4743	2,7361
10	0,3263	0,3321	0,3259	169,00	36,6864	2,3669
11	0,3382	0,3446	0,3377	176,95	38,9940	2,8257
12	0,3467	0,3531	0,3461	184,27	37,9870	3,2560
13	0,3271	0,3337	0,3265	167,89	42,8857	3,5738

Çizelge 3.3. LED 10 su emilimi ve çözünürlük değerleri

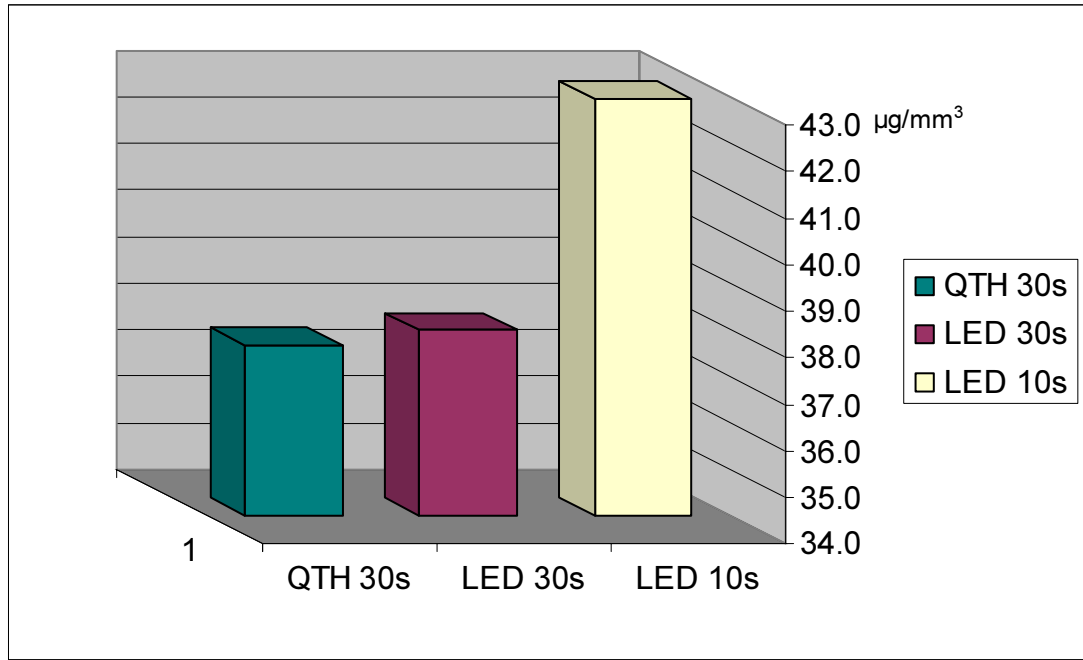
(LED 10)						
ÖRNEK	1.Ağırlık (g)	2.Ağırlık (g)	3.Ağırlık (g)	Hacim (mm ³)	Su Emilimi (µg/mm ³)	Çözünürlük (µg/mm ³)
1	0,3452	0,3540	0,3444	192,89	49,7685	4,1474
2	0,3354	0,3422	0,3349	183,96	39,6820	2,7179
3	0,3294	0,3375	0,3289	181,69	47,3324	2,7519
4	0,3139	0,3200	0,3132	173,02	39,3026	4,0459
5	0,3317	0,3373	0,3310	185,26	34,0069	3,7785
6	0,3208	0,3269	0,3200	180,63	38,1996	4,4289
7	0,3205	0,3268	0,3197	175,88	40,3680	4,5485
8	0,3392	0,3457	0,3382	191,87	39,0888	5,2118
9	0,3329	0,3410	0,3323	185,01	47,0244	3,2431
10	0,3353	0,3424	0,3348	183,96	41,3127	2,7179
11	0,3204	0,3270	0,3196	175,88	42,0737	4,5485
12	0,3451	0,3542	0,3443	192,89	51,3238	4,1474
13	0,3328	0,3413	0,3322	185,01	49,1864	3,2431

Araştırmamızda kullandığımız üç grubun su emilimi değerlerinin istatistik normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk yöntemine göre test edilmiştir. Bütün değerler normal dağılıma uygun çıktığı için gruplar arası fark parametrik bir test olan tek yönlü varyans analizi (ANOVA) metoduyla değerlendirilmiştir. Tüm grupların su emilimi deneylerinden sonra emilim miktarlarının ortalama ve standart sapmaları Çizelge 3. 4’de verilmiştir.

Çizelge 3.4. Su emilimi ortalama ve standart sapmaları

Su Emilimi Ortalama ve Standart sapmaları			
	n	X	s
QTH 30s.	13	37,65	1,59
LED 30s.	13	37,98	2,71
LED 10s.	13	42,97	5,35

İstatistik sonuçları ise Şekil 3.1, üzerinde gözlenmektedir. Çizelge 3.4,’de görülen su emilimi ortalama ve standart sapma sonuçlarına göre gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($P < 0,01$). Farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığını bulmak için varyans analizi Post-Hoc testlerinden olan Bonferroni testi kullanılmıştır.



Şekil 3.1. Su Emilimi grafiği

Bonferroni testine göre karşılaştırılan gruplar arası istatistik sonuçlar Çizelge 3.5’de, verilmiştir.

Çizelge 3.5. Su Emilimi değerlerinin istatistik karşılaştırmaları

Su Emilimi				
		Ortalama Fark	P	
QTH 30s.	LED 30s.	0,33	1,000	P>0,05
QTH 30s.	LED 10s.	5,32	0,002	P<0,01
LED 30s.	LED 10s.	4,99	0,003	P<0,01

QTH 30 ve LED 30 ışık kaynakları ile polimerize edilen gruplar karşılaştırıldığında su Emilimi açısından istatistik fark bulunamamıştır ($P>0,05$).

QTH 30 ve LED 10 grupları karşılaştırıldığında bulunan fark istatistik olarak anlamlıdır ($P<0,01$).

LED 30 ve LED 10 grupları karşılaştırıldığında da gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı çıkmıştır ($P<0,01$).

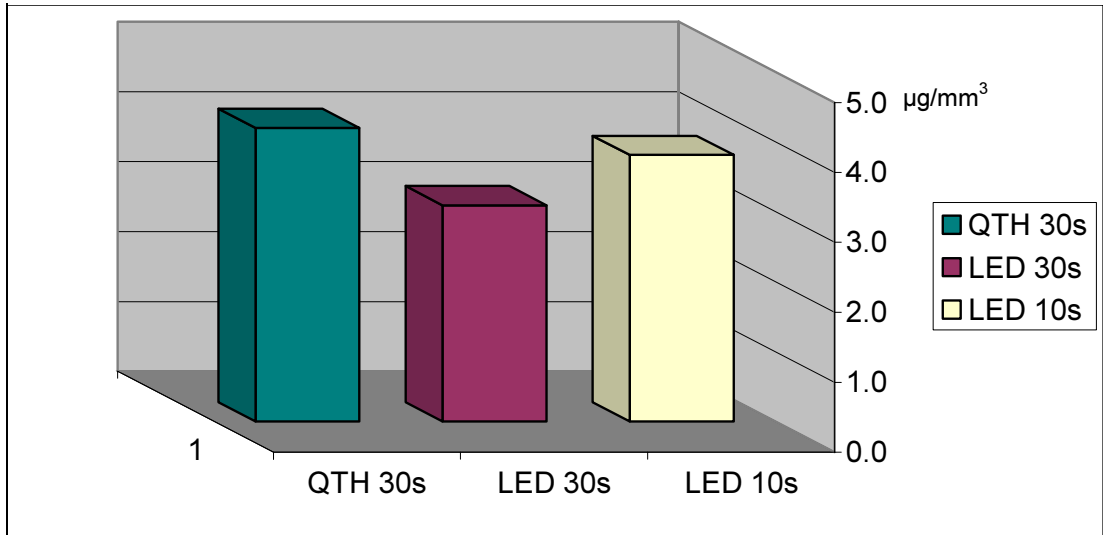
Üç grubun çözünürlük değerleri Shapiro-Wilk yöntemine göre normal dağılıma uygun çıktığı için gruplar arası fark, parametrik bir test olan tek yönlü varyans

analizi (ANOVA) metoduyla değerlendirilmiştir. Grupların özünürlük deneylerinden sonra çözünme miktarlarının ortalama ve standart sapmaları izelge 3,6’da, verilmiştir.

Çizelge 3.6. Çözünürlük ortalama ve standart sapmaları

Çözünürlük Ortalama ve Standart sapmaları			
	n	X	s
QTH 30s.	13	4,20	1,39
LED 30s.	13	3,09	0,68
LED 10s.	13	3,81	0,81

Sonuçların değerlendirmeleri ise şekil 3.2’de, gözlenmektedir.



şekil 3.2. Çözünürlük grafiği

Çizelge 3.6’da görülen çözünürlük ortalamalarına ve standart sapma sonuçlarına göre gruplar arasında istatistik olarak fark tespit edilmiştir ($P < 0,05$). Farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığını bulmak içinse; yine varyans analizi Post-Hoc testlerinden olan Bonferroni uygulanmış ve sonuçlar izelge 3.7’de verilmiştir.

Çizelge 3.7. Çözünürlük değerleri istatistik karşılaştırmaları

Çözünürlük				
		Ortalama Fark	P	
QTH 30s.	LED 30s.	1,11	0,024	P<0,05
QTH 30s.	LED 10s.	0,39	0,992	P>0,05
LED 30s.	LED 10s.	0,72	0,232	P>0,05

Örneklerden QTH 30 ve LED 30 grupları arasında bulunan fark istatistik olarak anlamlıdır (P<0,05).

QTH 30 ve LED 10 grupları karşılaştırıldığında istatistik olarak fark bulunamamıştır (P>0,05).

LED 30 ve LED 10 grupları arasında ise matematiksel olarak fark olmasına rağmen istatistik olarak bu fark anlamlı değildir (P>0,05).

Su emilimi ve çözünürlük testlerinden elde edilen sonuçlar arasında bir ilişki olup olmadığının tespiti için korelasyon metodu uygulanmıştır. Bütün grupların değerlendirildiği korelasyon metodunda su emilimi ve çözünürlük arasında herhangi bir ilişki bulunamamıştır (P>0,05).

3.2. Kırılma Dayanımı Bulguları

Çalışmamızda kullandığımız kırılma dayanımı test yöntemi ISO 4049 (2000) metoduna göre yapılarak, siman örneklerine kırılma anında gelen kuvvet ölçülmüş ve aşağıdaki formüle göre kırılma dayanımı verileri hesaplanarak istatistik olarak değerlendirilmiştir (Denklem 3.3).

$$a = \frac{3FL}{2bd^2}$$

Denklem 3.3. Kırılma dayanımı formülü (ISO 4049, 2000)

P = Örneğe kırılma anında gelen kuvvet

L = Destekler arası mesafe

b = Örneğin yükleme öncesi genişliği

h = Örneğin yükleme öncesi yüksekliği
 a = Kırılma dayanımı (MPa)

Deneyle sonuçunda QTH 30, LED 30 ve LED 10 gruplarının kırılma direnç değerleri Çizelge 3.8’de verilmiştir.

Çizelge 3.8. QTH 30, LED 30, LED 10 kırılma dayanımı değerleri

KIRILMA DAYANIMI (MPa)			
ÖRNEK	(QTH 30)	(LED 30)	(LED 10)
1	98,179	116,895	78,739
2	92,006	125,498	92,741
3	99,743	114,615	102,000
4	101,993	123,173	82,391
5	110,888	111,169	91,598
6	92,265	122,741	82,905
7	101,108	114,821	97,478
8	73,706	111,660	94,969
9	80,753	117,660	97,388
10	116,696	130,534	106,151
11	92,100	123,986	90,788
12	96,649	111,154	100,973
13	84,739	123,034	87,934

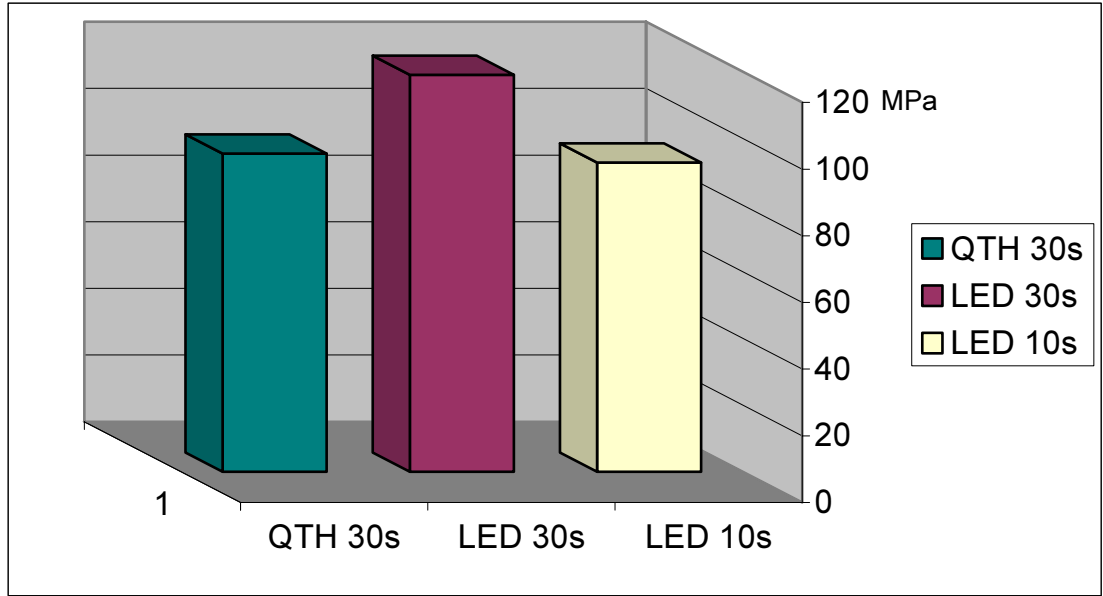
Üç grubun kırılma direnç değerleri, Shapiro-Wilk yöntemine göre normal dağılıma uygun çıktığı için gruplar arası fark parametrik bir test olan tek yönlü varyans analizi (ANOVA) metoduyla değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda oluşturduğumuz grupların kırılma dirençlerinin ortalamaları ve standart sapmaları Çizelge 3.9’da verilmiştir.

Çizelge 3.9. Kırılma dayanımı ortalama ve standart sapmaları

Kırılma Dayanımı Ortalama ve Standart sapmaları			
	n	X	s
QTH 30s.	13	95,448	11,650
LED 30s.	13	118,995	6,242
LED 10s.	13	92,774	8,218

İstatistiksel sonuçlar ise Şekil 3.3’de gözlenmektedir.



Şekil 3.3. Kırılma dayanım değerleri grafiği

Çizelge 3.9’da görülen direnç ortalama ve standart sapma sonuçlarına göre gruplar arasında istatistik olarak fark tespit edilmiştir ($P < 0,001$). Farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığını bulmak için varyans analizi Post-Hoc testlerinden Bonferroni testi kullanılmış ve sonuçlar Çizelge 3.10’da verilmiştir.

Çizelge 3.10. Kırılma dayanımı istatistik karşılaştırmaları

Kırılma Dayanımı				
		Ortalama Fark	P	
QTH 30s.	LED 30s.	23,547	0,000	$P < 0,001$
QTH 30s.	LED 10s.	2,675	1,000	$P > 0,05$
LED 30s.	LED 10s.	26,222	0,000	$P < 0,001$

QTH 30 ve LED 30 grupları arasındaki farklar istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($P < 0,001$).

QTH 30 ve LED 10 grupları karşılaştırıldığında ise istatistik olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P > 0,05$).

LED 30 ve LED 10 grupları karşılaştırıldığında da bulunan fark istatistik olarak anlamlıdır ($P < 0,001$).

3.3. Polimerizasyon Derinliği Bulguları

ASTM-D5 (American Society for Testing and Materials 2005) standardına göre hazırlanan ve test edilen siman örneklerinin polimerizasyon derinlikleri ölçülerek ortalama ve standart sapmaları hesaplanarak sonuçlar istatistik olarak değerlendirilmiştir. Üç grubun her örneğinden yapılan 5 ölçüm ve aritmetik ortalamaları Çizelge 3.11-12-13’de verilmiştir.

Çizelge 3.11. QTH 30 polimerizasyon derinliği değerleri (ASTM-D5-2005)

(QTH 30)						
ÖRNEK	1.Derinlik (mm)	2.Derinlik (mm)	3.Derinlik (mm)	4.Derinlik (mm)	5.Derinlik (mm)	Ortalama
1	4,00	3,75	3,53	3,58	3,75	3,72
2	4,14	3,87	3,84	3,68	3,73	3,85
3	4,25	3,87	4,08	3,87	3,81	3,98
4	4,23	4,03	3,79	3,86	3,89	3,96
5	4,44	3,88	4,06	3,99	4,07	4,09
6	3,80	3,57	3,48	3,62	3,62	3,62
7	4,26	3,96	4,00	3,99	3,94	4,03
8	4,99	4,78	4,39	4,39	4,38	4,59
9	4,47	4,09	4,10	4,10	4,16	4,18
10	4,29	3,74	3,90	3,80	3,73	3,89
11	4,14	3,80	3,68	3,77	4,02	3,88
12	3,95	3,74	3,53	3,62	3,83	3,73
13	3,96	3,84	3,59	3,63	3,59	3,72

Çizelge 3.12. LED 30 polimerizasyon derinliği değerleri (ASTM-D5-2005)

(LED 30)						
ÖRNEK	1.Derinlik (mm)	2.Derinlik (mm)	3.Derinlik (mm)	4.Derinlik (mm)	5.Derinlik (mm)	Ortalama
1	5,48	5,49	5,32	5,06	4,81	5,23
2	5,30	4,66	4,95	5,03	5,01	4,99
3	5,32	4,65	4,76	4,88	4,74	4,87
4	5,42	4,91	4,81	4,96	4,86	4,99
5	5,16	4,76	5,22	5,13	4,82	5,02
6	5,93	5,31	5,29	5,17	5,43	5,43
7	5,47	4,89	4,94	4,96	4,86	5,02
8	5,45	4,91	4,90	4,80	4,92	5,00
9	5,51	4,76	4,90	4,86	4,96	5,00
10	5,25	4,48	4,68	4,68	4,76	4,77
11	5,51	4,80	4,97	4,87	5,09	5,05
12	5,07	4,71	4,59	4,97	4,82	4,83
13	5,10	4,62	4,60	4,49	4,52	4,67

Çizelge 3.13. LED 10 polimerizasyon derinliği değerleri (ASTM-D5-2005)

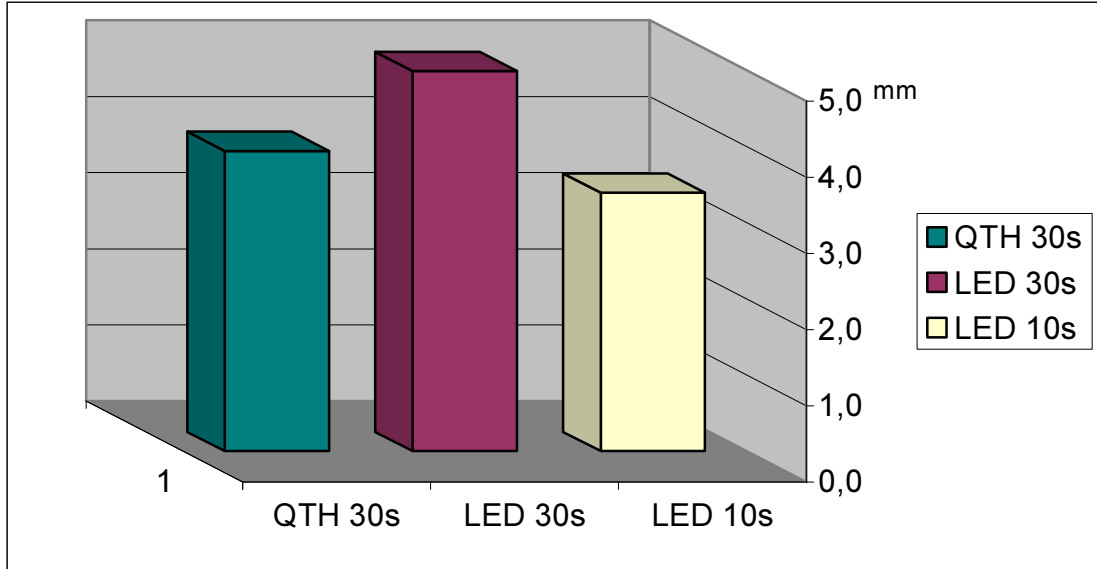
(LED 10)						
ÖRNEK	1.Derinlik (mm)	2.Derinlik (mm)	3.Derinlik (mm)	4.Derinlik (mm)	5.Derinlik (mm)	Ortalama
1	3,44	3,40	3,15	3,40	3,31	3,34
2	3,52	3,17	3,46	3,02	3,00	3,23
3	3,77	3,55	3,54	3,54	3,65	3,61
4	3,73	3,34	3,43	3,33	3,47	3,46
5	3,80	3,31	3,56	3,46	3,40	3,51
6	3,46	3,16	3,33	3,30	3,32	3,31
7	3,55	3,09	3,42	3,40	3,46	3,38
8	3,54	3,04	3,10	3,08	3,13	3,18
9	3,68	3,25	3,44	3,57	3,50	3,49
10	3,54	3,28	3,34	3,52	3,59	3,45
11	3,56	3,36	3,26	3,35	3,31	3,37
12	3,57	3,16	3,09	3,21	3,18	3,24
13	3,67	3,57	3,61	3,33	3,42	3,52

Kullandığımız üç grubun polimerizasyon derinlik değerleri Shapiro-Wilk yöntemine göre test edildikten sonra normal dağılıma uyan gruplar arasındaki fark; parametrik bir test olan tek yönlü varyans analizi (ANOVA) metoduyla değerlendirilmiştir. Grupların polimerizasyon derinlik deney sonuçlarının ortalama ve standart sapmaları Çizelge 3.14’de verilmiştir.

Çizelge 3.14. Polimerizasyon derinliği ve standart sapmaları (ASTM-D5-2005)

Polimerizasyon Derinliği Ortalama ve Standart sapmaları (ASTM-D5)			
	n	X	s
QTH 30s.	13	3,942000	0,2521706
LED 30s.	13	4,989385	0,1929601
LED 10s.	13	3,392154	0,1282172

İstatistik sonuçlar ise Şekil 3.4, üzerinde görülmektedir.



Şekil 3.4. Polimerizasyon derinlik grafiği (ASTM-D5-2005)

Çizelge 3.14’de görülen polimerizasyon derinliği ortalama ve standart sapma sonuçlarına göre gruplar arasında istatistik olarak fark tespit edilmiştir ($P < 0,001$). Farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığını bulmak için de varyans analizi Post-Hoc testlerinden olan Bonferroni testi kullanılmış ve sonuçları Çizelge 3.15’de verilmiştir.

Çizelge 3.15. Polimerizasyon derinliği istatistik karşılaştırmaları (ASTM-D5-2005)

ASTM-D5 Polimerizasyon Derinliği				
		Ortalama Fark	P	
QTH 30s.	LED 30s.	23,547	0,000	$P < 0,001$
QTH 30s.	LED 10s.	2,675	0,000	$P < 0,001$
LED 30s.	LED 10s.	26,222	0,000	$P < 0,001$

Çizelgeden de görüldüğü gibi her üç grubun arasındaki farklar istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($P < 0,001$).

Kullandığımız penetrasyon metodunda (ASTM-D5-2005) sonuçlar direkt yazılmaktadır. ISO 4049 standardında ise polimerizasyon derinliği için kazıma testi yapılmakta ve çıkan sonuçlar ikiye bölünerek değerlendirmeye alınmaktadır. Bunun amacı elde kalan sert kısmın kendi içinde ortalamasını almaktır. O yüzden her iki

metod sonuçlarının rakamsal olarak birbirinden farklılık göstermesi olağandır (Jandt ve ark.,2000). ASTM-D5 (2005) metoduyla elde ettiğimiz derinlik sonuçlarını; ISO 4049 (2000) standardıyla yapılan çalışmalarla karşılaştırabilmek için hesaplamalarımızı ISO 4049 'a göre de yaparak istatistik uyguladık.

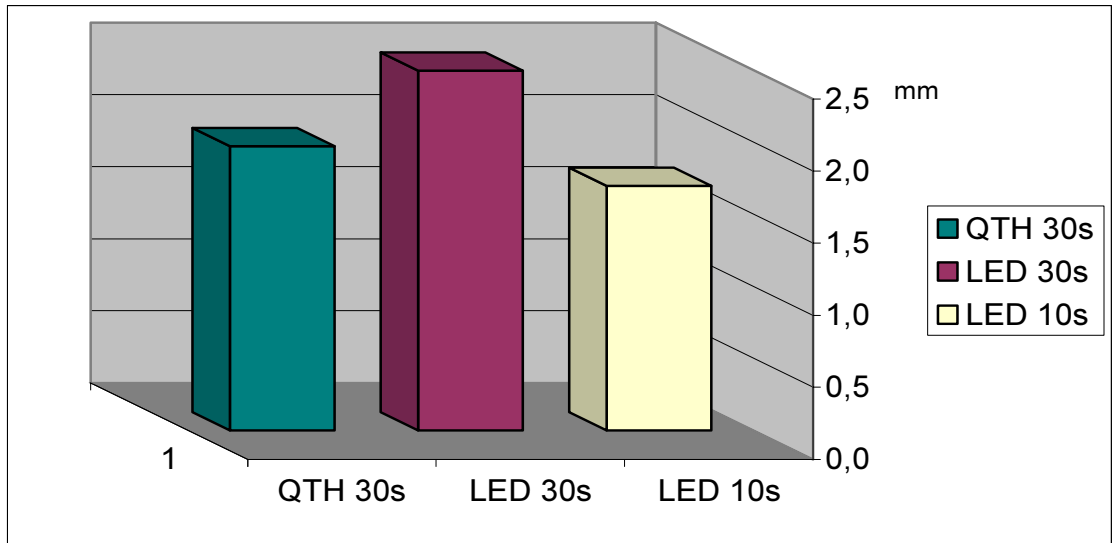
İkiye bölünerek yeniden hesaplanan derinlik değerlerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk yöntemiyle tespit edildikten sonra, gruplar arası fark tek yönlü varyans analizi (ANOVA) metoduyla değerlendirilmiştir.

ISO 4049(2000) standardına göre polimerizasyon derinliği miktarlarının ortalama ve standart sapmaları Çizelge 3.16' da verilmiştir.

Çizelge 3.16. Polimerizasyon derinliği ortalama ve standart sapmaları (ISO 4049-2000)

Polimerizasyon Derinliği Ortalamaları ve Standart sapmaları (ISO 4049)			
	n	X	s
QTH 30s.	13	1,971	0,126
LED 30s.	13	2,495	0,096
LED 10s.	13	1,696	0,064

İstatistik sonuçları Şekil 3.5,'de görülmektedir. Çizelge 3.16'da görülen polimerizasyon derinliği ortalama ve standart sapma sonuçlarına göre gruplar arasında istatistik olarak fark tespit edilmiştir ($P < 0,001$). Farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığını bulmak için varyans analizinin Post-Hoc testlerinden Bonferroni testi kullanılmıştır.



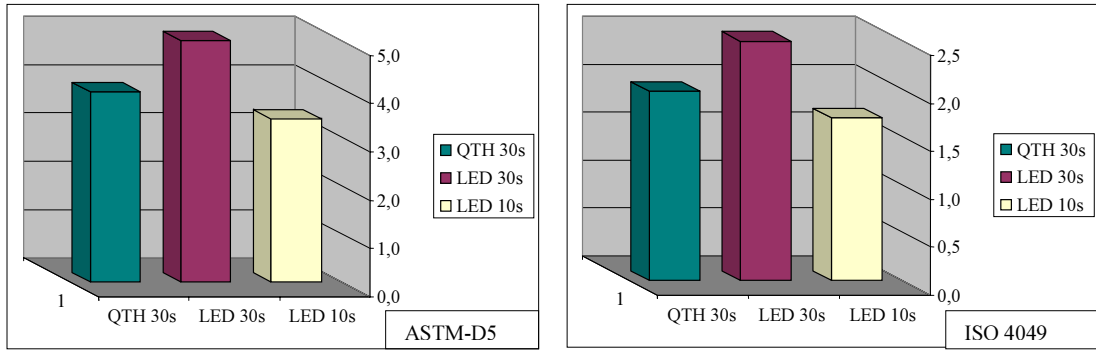
Şekil 3.5. Polimerizasyon derinliği grafiği (ISO 4049-2000)

Çizelge 3.17’de görüldüğü gibi polimerizasyon derinliği açısından ISO standardına göre her üç grubun arasındaki farklar istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($P < 0,001$).

Çizelge 3.17. ISO standardına göre polimerizasyon derinliği istatistik karşılaştırmaları

Polimerizasyon Derinliği (ISO 4049)				
		Ortalama Fark	P	
QTH 30s.	LED 30s.	0,524	0,000	$P < 0,001$
QTH 30s.	LED 10s.	0,275	0,000	$P < 0,001$
LED 30s.	LED 10s.	0,799	0,000	$P < 0,001$

Şekil 3.6’da izlendiği gibi ISO 4049 (2000) metoduyla yeniden değerlendirdiğimiz sonuçlar istatistik olarak ASTM-D5 (2005) metoduyla aynı anlamlı farklılıkları göstermiştir.



Şekil 3.6. Polimerizasyon derinliğinde ASTM D-5 ve ISO 4049 metodlarının karşılaştırılması

3.4. Yüzey Sertliği Bulguları

Deneyler sonucunda elde edilen QTH 30, LED 30, LED 10 gruplarının sertlik değerleri (VHN) Çizelge 3.18-19-20’de verilmiştir.

Çizelge 3.18. QTH 30 yüzey sertliği değerleri

ÖRNEK	(QTH 30)												ORTALAMA
	ÜST YÜZEY (VHN)						ALT YÜZEY (VHN)						
	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	4.Ölçüm	5.Ölçüm	üst yüzey ort.	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	4.Ölçüm	5.Ölçüm	alt yüzey ort.	
1	38,7	39,4	38,0	40,3	40,5	39,4	35,1	35,5	34,8	37,7	35,9	35,8	37,6
2	40,9	40,6	41,2	41,7	41,1	41,1	38,6	38,9	38,3	38,7	38,7	38,6	39,9
3	38,8	38,1	39,6	39,1	39,6	39,0	37,2	38,2	37,3	38,0	36,3	37,4	38,2
4	41,2	40,5	41,0	40,6	41,2	40,9	40,4	41,2	40,2	42,5	40,8	41,0	41,0
5	38,0	38,2	38,6	39,0	39,0	38,6	37,6	37,9	36,6	37,3	37,8	37,4	38,0
6	38,0	39,1	38,5	39,0	39,1	38,7	37,3	36,9	38,1	37,6	36,3	37,2	38,0
7	39,1	39,1	38,0	39,2	38,3	38,7	37,9	38,3	37,3	37,2	37,4	37,6	38,2
8	39,7	40,1	41,0	39,9	39,9	40,1	35,4	35,3	37,6	37,4	35,2	36,2	38,2
9	38,5	39,2	39,1	39,3	39,3	39,1	35,3	34,3	36,7	36,2	36,2	35,7	37,4
10	38,5	38,6	37,9	38,4	37,8	38,2	37,7	36,5	36,9	37,0	37,6	37,1	37,7
11	36,7	35,6	37,2	36,3	35,6	36,3	31,5	31,6	36,7	32,2	34,3	33,3	34,8
12	38,2	37,7	38,3	39,3	38,2	38,3	37,0	36,8	36,1	36,8	37,0	36,7	37,5
13	37,9	38,2	38,4	38,9	39,0	38,5	35,3	36,4	33,9	36,1	33,8	35,1	36,8

Çizelge 3.19. LED 30 yüzey sertliği değerleri

(LED 30)													
ÖRNEK	ÜST YÜZEY (VHN)						ALT YÜZEY (VHN)						ORTALAMA
	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	4.Ölçüm	5.Ölçüm	üst yüzey ort.	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	4.Ölçüm	5.Ölçüm	alt yüzey ort.	
1	39,0	39,0	39,1	39,4	39,7	39,2	38,4	37,8	38,0	38,2	37,7	38,0	38,6
2	38,7	38,7	38,5	39,7	38,9	38,9	38,4	39,6	38,3	38,8	38,1	38,6	38,8
3	38,6	38,5	38,1	39,6	38,7	38,7	37,6	38,6	38,5	37,8	37,9	38,1	38,4
4	39,3	39,6	39,1	39,3	38,6	39,2	39,4	39,5	38,4	39,3	38,9	39,1	39,1
5	38,3	38,7	39,2	37,9	39,2	38,7	37,4	36,3	37,7	36,4	37,3	37,0	37,8
6	40,7	40,3	39,2	40,8	40,8	40,4	41,2	39,2	39,7	41,5	41,7	40,7	40,5
7	39,7	40,3	41,1	40,5	40,9	40,5	38,4	38,2	38,6	38,6	37,4	38,2	39,4
8	38,2	38,1	38,6	38,2	39,1	38,4	36,4	37,6	37,4	37,4	37,2	37,2	37,8
9	38,5	38,1	39,0	39,1	38,9	38,7	37,2	38,0	36,4	37,7	38,2	37,5	38,1
10	40,9	40,3	40,9	40,1	40,8	40,6	39,8	39,9	41,7	41,3	40,3	40,6	40,6
11	41,3	40,5	40,6	39,0	41,3	40,5	40,7	39,4	40,2	39,5	40,6	40,1	40,3
12	41,0	39,1	39,0	39,3	39,8	39,6	39,0	39,1	39,3	40,8	40,2	39,7	39,7
13	38,6	38,9	39,7	39,7	37,7	38,9	39,6	38,1	38,3	39,4	39,8	39,0	39,0

Çizelge 3.20. LED 10 yüzey sertliği değerleri

(LED 10)													
ÖRNEK	ÜST YÜZEY (VHN)						ALT YÜZEY (VHN)						ORTALAMA
	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	4.Ölçüm	5.Ölçüm	üst yüzey ort.	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	4.Ölçüm	5.Ölçüm	alt yüzey ort.	
1	35,9	35,1	35,6	35,8	35,3	35,5	32,7	30,6	31,7	32,7	31,0	31,7	33,6
2	36,4	35,7	37,3	36,1	37,0	36,5	34,9	32,9	32,6	34,7	33,2	33,7	35,1
3	37,0	37,4	37,1	37,1	37,7	37,3	33,6	32,0	32,3	32,7	31,1	32,3	34,8
4	35,0	35,5	35,8	34,7	37,0	35,6	32,5	31,2	31,2	32,0	30,2	31,4	33,5
5	36,2	36,3	38,2	35,9	37,3	36,8	32,3	32,9	32,3	33,2	30,5	32,2	34,5
6	38,5	39,0	37,7	37,4	39,8	38,5	36,5	34,5	34,0	34,8	34,2	34,8	36,6
7	38,2	36,8	37,7	37,6	39,0	37,9	24,5	23,9	20,7	26,9	23,2	23,8	30,9
8	38,3	37,3	38,0	39,0	38,6	38,2	34,8	34,0	31,9	31,8	33,8	33,3	35,8
9	38,5	37,5	38,7	39,0	38,7	38,5	32,9	32,8	31,7	33,9	34,3	33,1	35,8
10	39,6	38,3	37,9	38,3	39,1	38,6	38,4	34,8	37,8	37,2	36,2	36,9	37,8
11	39,7	39,3	39,1	40,3	40,4	39,8	37,5	35,2	37,7	37,4	37,0	37,0	38,4
12	39,7	40,4	40,7	39,5	40,2	40,1	38,1	38,2	38,6	37,1	38,1	38,0	39,1
13	39,8	39,4	38,4	38,5	40,2	39,3	37,8	36,6	36,5	37,8	35,6	36,9	38,1

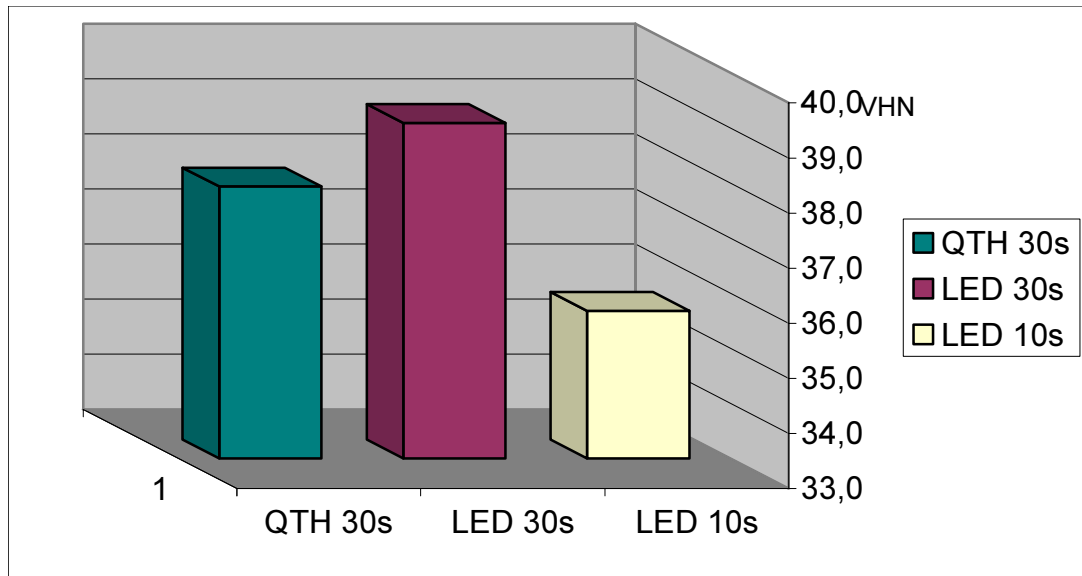
Üç grubun sertlik değerlerinin istatistik normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk yöntemine göre kontrol edilmiştir. Öncelikle, üst ve alt yüzey farklarını göz önünde bulundurmadan tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile istatistik değerlendirme yapılmıştır.

Tüm grupların yüzey sertliği testlerinden sonra sertlik miktarlarının ortalama ve standart sapmaları Çizelge 3.21’de verilmiştir.

Çizelge 3.21. Yüzey sertliği ortalama ve standart sapmaları

Yüzey Sertliği Ortalama ve Standart sapmaları			
	n	X	s
QTH 30s.	13	37,935	1,444
LED 30s.	13	39,087	0,964
LED 10s.	13	35,679	2,314

İstatistiksel sonuçlar ise Şekil 3.7’de gözlenmektedir. Çizelge 3.21’de görüldüğü gibi sertlik değerleri ortalama ve standart sapma sonuçlarına göre gruplar arasında istatistik olarak fark tespit edilmiştir ($P<0,001$).



Şekil 3.7. Yüzey sertliği grafiği

Farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığını bulmak için, varyans analizi Post-Hoc testlerinden Bonferroni testi kullanılmış ve sonuçlar Çizelge 3.22’de verilmiştir.

Çizelge 3.22. Yüzey sertliği istatistik karşılaştırmaları

Yüzey Sertliği				
		Ortalama Fark	P	
QTH 30s.	LED 30s.	1,152	0,262	$P>0,05$
QTH 30s.	LED 10s.	2,257	0,004	$P<0,01$
LED 30s.	LED 10s.	3,409	0,000	$P<0,001$

Yüzey sertliği açısından bakıldığında QTH 30 ve LED 30 grupları arasında istatistik olarak fark bulunamamıştır ($P>0,05$).

QTH 30 ve LED 10 grupları karşılaştırıldığında bulunan fark istatistik olarak anlamlıdır ($P<0,01$).

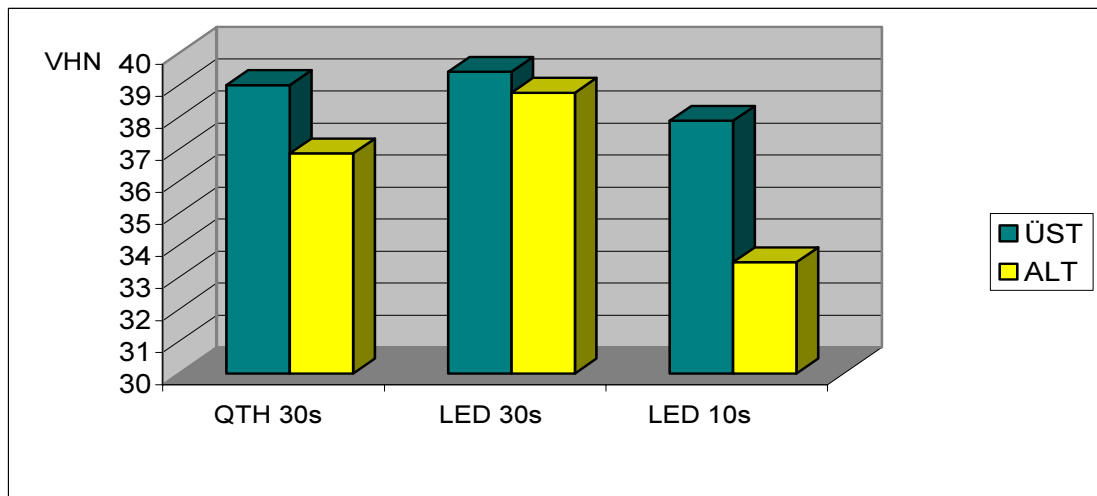
LED 30 ve LED 10 grupları arasındaki fark da istatistik olarak anlamlıdır ($P<0,001$).

Alt-üst yüzey faktörleri değerlendirilerek farklılık olup olmadığına ise iki yönlü varyans analizi ile bakılmıştır. Grupların yüzey sertlik deneylerinden sonra üst yüzey ve alt yüzey sertlik miktarlarının ortalama ve standart sapmaları Çizelge 3.23'de verilmiştir.

Çizelge 3.23 Üst-alt yüzey sertlik ortalama ve standart sapmaları

		Yüzey Sertliği Ortalama ve Standart sapmaları			
			n	X	s
ÜST	Grup 1	QTH 30s.	13	39.000	1.240
	Grup 2	LED 30s.	13	39.415	0.811
	Grup 3	LED 10s.	13	37.885	1.471
ALT	Grup 1	QTH 30s.	13	36.871	1.844
	Grup 2	LED 30s.	13	38.759	1.229
	Grup 3	LED 10s.	13	33.472	3.659

Ayrıca istatistik sonuçlar Şekil 3.8'de görülmektedir. Çizelge 3.23'de görülen sertlik ortalama ve standart sapma sonuçlarına göre; gruplar arasında üst yüzeyden alt yüzeye sertlik değişimleri istatistik olarak birbirinden farklıdır ($P<0,001$).



Şekil 3.8. Üst-alt yüzey sertlik grafiği

Farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığını bulmak için varyans analizi Post-Hoc testlerinden Bonferroni kullanılmıştır. İstatistik sonuçlar Çizelge 3.24’de verilmiştir.

Çizelge 3.24. Üst-alt yüzey sertliği farklarının istatistik karşılaştırmaları

Yüzey Sertliği				
		Ortalama Fark	P	
QTH 30s.	LED 30s.	1,472	0,201	P>0,05
QTH 30s.	LED 10s.	2,283	0,018	P<0,05
LED 30s.	LED 10s.	3,755	0	P<0,001

QTH 30 ve LED 30 gruplarının üst-alt yüzey sertlikleri karşılaştırıldığında istatistik olarak fark bulunamamıştır ($P>0,05$).

QTH 30 ve LED 10 gruplarının üst-alt yüzey sertlikleri karşılaştırıldığında bulunan fark istatistik olarak anlamlıdır ($P<0,05$).

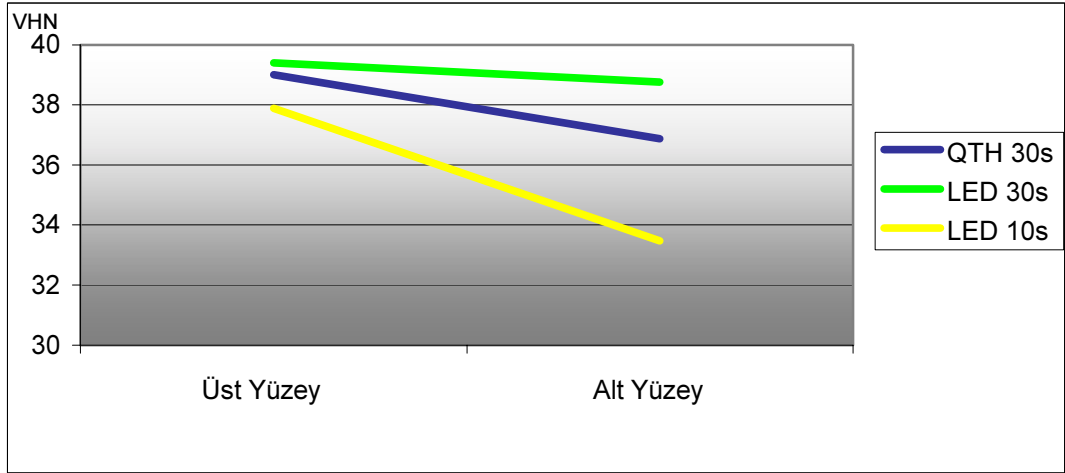
LED 30 ve LED 10 gruplarının üst-alt yüzey sertlikleri karşılaştırıldığında da istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($P<0,001$).

Gruplar göz önünde bulundurulmadan, üst ve alt yüzeylerin toplam sertlik ortalamaları karşılaştırıldığında; iki değer birbirinden farklı ($P<0,001$) olduğu tespit edilmiş ve Çizelge 3.25’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.25. Üst-alt yüzey sertliği ortalamaları

GRUP	ÜST	ALT
QTH 30s.	39,000	36,870
LED 30s.	39,410	38,758
LED 10s.	37,885	33,472
ORTALAMA	38,765	36,367

Yüzey sertliğinin üst yüzeyden alt yüzeye hangi oranda değiştiği materyalin tüm sertlik değerinde en belirleyici faktördür. Şekil 3.9’da üç grubun üst yüzeyden alt yüzeye sertlik değişimi açıkça görülmektedir.



Şekil 3.9. Grupların üst-alt yüzey sertlik değişim grafiği

4-TARTIŞMA

Son yıllarda protetik restorasyonların yapıştırılmasında ve başarısında önemli bir yer tutan rezin simanlar, polimerizasyon teknikleri açısından çeşitli sınıflandırmalara tabi tutulmuşlardır. Öncelikle kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar kullanılmaya başlanmış, daha sonra bunu ışıkla ve dual polimerize olanlar izlemiştir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Örtengren ve ark., 2000; Zaimoğlu ve Can, 2004; Bala ve ark., 2005).

Günümüzde kullanılan kimyasal simanların avantaj, dezavantaj ve komplikasyonları, yapılan araştırmalar ve klinik gözlemlerle ortaya konarak yeni polimerizasyon tekniklerinin geliştirilmesi amacıyla yoğun çalışmalar yapılmaktadır.

1970'li yıllarda kimyasal polimerizasyona alternatif olarak geliştirilen ışıkla polimerizasyonda, öncelikle U.V. daha sonra halojen ışık kaynakları kullanıma sunulmuştur. Uzun zamandır kullanılan halojen ışık kaynaklarının, gerek rezin siman, gerekse doğal diş üzerindeki etkileri ve komplikasyonları nedeniyle yeni polimerizasyon kaynakları geliştirilmeye çalışılmıştır (Tanoue ve ark., 2003; Uno ve ark., 2003; Rahiotis ve ark., 2004; Asmussen ve Peutzfeldt, 2005; Lindberg ve Peutzfeldt, 2005; Sigemori ve ark., 2005).

Polimerizasyonun derecesi ve kimyasal sonuçları; rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkileyerek restorasyonun başarısında önemli rol oynamaktadır. Bu yüzden, rezin materyallerin yeterli polimerizasyonu optimal klinik performans için önemli bir göstergedir (Miyazaki ve ark., 1998; Watts ve ark., 2000; Millar ve Nicholson, 2001; Öpdam ve ark., 2002; Abbas ve ark., 2003; Silta ve ark., 2006).

El-Badrawy ve El-Mowafy (1995), Hofmann ve ark. (2001) ile Lu ve ark. (2005), rezin simanların polimerizasyon derecelerini kimyasal, ışık ve dual-cure sertleşenler olarak sıralamışlardır. Park ve ark. (2004) ile Yap ve Soh (2005) ise, iyi derecede

polimerize rezinlerin; yüksek çapraz bağlanma sonucunda artık monomerlerinin az, yüzey sertliğinin fazla olduğunu ifade etmişlerdir.

Simanlara polimerizasyon açısından baktığımızda; rezin modifiye cam iyonomerler, poliasit modifiye kompozit rezinler, rezin simanlar, dentin primerlar ve bazı kaide materyalleri için görünür ışık polimerizasyon cihazına gereksinim vardır.

Asmussen ve Peutzfeldt'e (2001) göre; ışıkla polimerize olan rezin simanların klinik performansı cihazların kalitesiyle direkt ilişkilidir. Halojen cihazlar; ilk kullanılmaya başlandığı yıllardan beri, teknolojik açıdan geliştirilerek ışık güçleri artırılabilir, dezavantajlarının önüne tam anlamıyla geçilememiştir.

Mills tarafından 1995 yılında önerilen LED teknolojisi, diş hekimliğinde 2001 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Bu yüzden uzun süreli klinik performansları hala araştırılmaktadır.

Yaptığımız literatür taramalarında; rezinlerin ışıkla polimerizasyonunda LED teknolojisinin özelliklerine dair son zamanlarda birçok çalışma bulunmasına rağmen, rezin simanlarla ilgili olanlar sınırlı sayıdadır. Hofmann ve ark. (2002a), Soh ve ark. (2003b) ile Tsai ve ark. (2004), LED'lerin halojenlere göre neredeyse hiç ısı açığa çıkarmadıkları ve daha düşük polimerizasyon bütülmesine neden olduklarını rapor etmişlerdir. Ancak, bu iki ışık kaynağını karşılaştıran çalışmaların bazılarında ise, testlerin yakın sonuçlar verdiği çünkü ışık kaynağının türü, markası, modeli ne olursa olsun çıkış güçlerinin belirleyici olduğu bildirilmiştir (Mills ve ark., 1999; Leonard ve ark., 2001; Uhl ve ark., 2003; Micali ve Basting, 2004; Nomoto ve ark., 2004; Asmussen ve Peutzfeldt, 2005; Platt ve ark., 2005).

Kullanılmaya başlandığı ilk yıllarda, rezin yapıştırma simanlarının inert olmadığını belirten Thompson ve ark. (1982), içeriklerindeki polimerize olmayan maddelerin toksik olabileceğini bildirmişlerdir. Resin materyallerin fiziksel özelliklerinin yanı sıra, biyolojik etkilerinin de ışık cihazlarının kalitesinden oldukça etkilendiği ve

yetersiz polimerizasyona bağlı artık monomerlerin dentin tübüllerinden geçerek pulpada geri dnmsz hasarlara neden olabileceği bildirilmiştir (Ferracane, 1994; Hamid ve Hume, 1997; Kehe ve ark., 2001; Dabanoğlu, 2003; Spagnulo ve ark., 2004; Tsai ve ark., 2004).

Rezin simanların polimerizasyon oranı, protetik işlemin başarısı açısından önemli olup bunu etkileyen birçok faktör vardır. Bunlar; doldurucunun büyüklüğü, oranı, tipi, fotoinitiatör maddelerin tipi ve oranı ile rezinin ışık geçirgenliği (translüsensi) ve rengi olarak sıralanabilir (Stahl ve ark., 2000; Yap, 2000; Knezevi ve ark., 2001; Hackman ve ark., 2002; Price ve ark., 2003; Uno ve ark., 2003; Ernst ve ark., 2004; Bala ve ark., 2005; Platt ve ark., 2005; Sigemori ve ark., 2005).

Fowler ve ark. (1994), Shortall ve ark. (1995), Soh ve ark. (2003a) ile Koupi ve ark. (2004), çalışmalarında kompozit rezinlerin renkleri koyulatıka polimerizasyon oranının dtğn ifade etmişlerdir. Yukarıdaki bilgiler doğrultusunda araştırmamızda renk etkisini mümkün olduğunca azaltmak için Soh ve ark. (2003a) gibi en açık renk olan A1 rengine resin siman kullanıldı.

Rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleri; doldurucuların oranı, büyüklüğü, cinsi ve matriks rezinin kalitesiyle ilişkilidir. Doldurucu partiküller, belli bir orana kadar rezinin mekanik özelliklerini iyiletirirler. Hacimsel veya ağırlık olarak doldurucu miktarları ile sertlik ve kırılma dirençleri arasında doğru orantı bulunmaktadır (Ferracane, 1994; Oysaed ve Ruyter, 1994; Hickel ve ark., 1998; Ruse, 1999; Hofmann ve ark., 2000; Manhart ve ark., 2000; O'Brien, 2002; Rueggeberg, 2002; Anusavice, 2003; Bouschlicher ve ark., 2004; Platt ve ark., 2005).

Yap ve ark. (2002) ile Bala ve ark. (2005), farklı doldurucu oranına sahip rezinleri karılatırdıkları çalışmalarında, inorganik doldurucu oranı arttıkça resin materyalin sertliğinin arttığını ve böylece mekanik özelliklerinin iyileştiğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda kullandığımız ışıkla sertleşen Rely-X Veneer (3M, Minnesota, USA) rezin siman; TEGDMA / BisGMA rezin matris ve %47 oranında zirkonyum ve silika doldurucu içermektedir. Zirkonyum ve silika partiküllerinin büyüklükleri 0,2–3,0 µm arasında değiştiği için, simanımız hibrit rezin olarak sınıflandırılmaktadır.

Gordan ve ark. (2003), kompozit rezinlerin havayla temasında oksijenin varlığı nedeniyle polimerizasyonun inhibe olduğunu bildirmişlerdir. Örtengren ve ark. (2000), Fan ve ark. (2002), Besnault ve ark. (2003), Price ve ark. (2003) ile Soh ve ark.'nın (2004) çalışmalarında uyguladığı gibi, araştırmamızda da havayla teması engellemek için örnek kalıplarının alt ve üst yüzeylerine polimerizasyon öncesinde şeffaf bant yerleştirildi. Daha sonra rezin materyali kalıbın içine tam olarak doldurmak ve düz bir yüzey elde etmek için, Kurachi ve ark. (2001) ile Hammesfahr ve ark.'nın da (2002) yaptığı gibi bantların üzerine 1mm kalınlığında lamel konuldu.

Işık cihazı ile rezin materyal arasındaki uzaklık arttıkça ışık yoğunluğu ve polimerizasyon miktarı azalmaktadır. Polimerizasyon kalitesinin yüksek olabilmesi için, ışık cihazı ucunun rezin materyale mümkün olduğu kadar yakın olması gerekmektedir (Caldas ve ark., 2003; Ernst ve ark., 2004; Asmussen ve Peutzfeldt, 2005). Araştırmamızda rezin siman ile kullanılan ışık kaynağı arasına 1mm kalınlığında lamel yerleştirilerek örneklerin ışık kaynağına mümkün olduğunca yakın olması ve bunun da standardize edilmesi sağlanmıştır.

Rezin materyallerin fiziksel özelliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, ışık uygulama protokollerinin çeşitliliğinden dolayı, ortaya birbirinden oldukça farklı sonuçlar çıkmaktadır (Jain ve Pershing, 2003; Herrero ve ark., 2005). Işık uygulama protokollerinden dolayı oluşabilecek farklılıkların önüne geçmek amacıyla Jandt ve ark. (2000), bizim çalışmamızdaki gibi standart (continuous) protokolü uygulamışlardır. Konvansiyonel cihazlar için voltaj, ampul gücü, filtreler, fiber uçların üzerindeki kalıntı rezin ve çatlaklar gibi birçok faktörün ışık çıkışını etkilediği bilinmektedir. Işık çıkışındaki azalmalar rezinlerin polimerizasyonunu zayıflatarak fiziksel özelliklerini negatif olarak etkiler. Yeterli ışık yoğunluğunun sürekliliği için cihazların düzenli olarak kontrol edilmesi ve bozulan parçaların

değiştirilmesi gerekmektedir (Fowler ve ark.,1994; Nomoto ve ark., 1994; Shortall ve Harrington, 1997; Soh ve ark., 2003; Lindberg ve Peutzfeldt, 2005).

Yukarıdaki bilgilerin ışığında, araştırmamızda kullandığımız 700 mW/cm² gücünde QTH (Hilux, Benlioğlu Dental Türkiye) ve 1400 mW/cm² gücünde LED (Radii, SDI, Australia) cihazlarının ışık yoğunluğu periyodik olarak radyometreleri ile ölçülmüştür. Kablosuz olan LED cihazı her ışık uygulamasından sonra şarj cihazına yerleştirilerek, sürekli dolu ve ışık gücünün maksimum olması sağlanmıştır.

Polimerizasyon protokollerinde ışığın uygulanma süresi de önemli bir faktördür. Silta ve ark. (2006), yeni jenerasyon LED cihazlarının etkinliklerini QTH ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, polimerizasyon süresi azaldıkça rezin simanların yapışma kuvvetinin azaldığını belirtmişlerdir. Yine, rezin simanların yapışma özelliklerinin incelendiği Thind ve ark.'nın (2006) çalışmasında, QTH, LED ve PAC cihazları karşılaştırılmış ve ışık gücü ya da uygulama süresi azaldıkça rezin simanın çekme kuvvetlerine karşı gösterdiği direncin de azaldığı ifade edilmiştir.

Birçok çalışmada, 2 mm kalınlığında rezinin polimerizasyonu için, 400-500 nm dalga boyunda ve en az 300 mW/cm² ışık gücünde bir halojen cihazla 40 sn uygulama süresi gerektiği bildirilmiştir. Işık gücü 1000 mW/cm²'den yüksek olan cihazların karşılaştırıldığı çalışmalarda ise, genelde 10 sn uygulama süresi belirlenmiştir (Peutzfeldt ve ark., 2000; Fan ve ark., 2002; Hofmann ve ark., 2002b; Soh ve ark., 2003a-b; Yap ve Soh, 2003, Danesh ve ark., 2004; Tsai ve ark., 2004).

Çalışmamızda örnekler; A1 rengi rezin siman için (Rely-X Veneer Cement, 3M, Minnesota, USA) üreticisinin tavsiyesi üzerine halojen ışık kaynağı ve LED ışık kaynağı ile 30'ar sn polimerize edilmiştir. Ayrıca LED ışık kaynağımızın gücü 1000 mW/cm²'den fazla olduğu için 10 sn polimerize edilen üçüncü bir grup daha oluşturulmuştur.

Shen (2003) ile Asmussen ve Peutzfeldt'e (2005) göre, polimerizasyon işleminde gerekli ışık enerjisi için ışık yoğunluğu ve uygulama zamanı belirleyici faktörlerdir. Araştırmamızda uygulanan ışık enerjisine göre 3 grubumuz; Grup 2 (LED 30=42 joules/cm²) > Grup 1 (QTH 30=16,5 joules/cm²) > Grup 3 (LED 10=14 joules/cm²) olarak sıralanmaktadır.

İn vitro fiziksel testlerin yapıldığı çalışmalarda, örnekler genellikle ıslak, nemli ve kuru olmak üzere 3 çeşit ortamda saklanmaktadır. Quance ve ark. (2001) ile Uhl ve ark.'na (2004) göre, ıslak ortamda saklanan örnekler kuru ortamda saklanana nazaran daha düşük sertlik değerleri vermektedirler.

Keogh ve ark. (2004), Neo ve ark. (2005) ile Oberholzer ve ark. (2005), rezinlerde ışıkla başlatılan çapraz bağlanma reaksiyonunu takiben, postpolimerizasyon devam ettiği için fiziksel testlerde en sağlıklı sonuçların, örneklerin belli bir zaman çeşitli ortamlarda bekletildikten sonra alınabileceğini, ancak kuru hava ortamının ağız ortamını taklit etmediğini bildirmişlerdir.

Ağız ortamındaki koşulların laboratuvar ortamına yansıtılması amacıyla, mekanik stresler, pH değişimleri, kimyasal etkiler ve termal siklus işlemleri uygulanmaktadır. Termal siklus işleminin ağız ortamındakine benzer şekilde rezin yüzeylerde kimyasal çözünmelere ve bunun sonucu olarak fiziksel ve mekanik zayıflamalara neden olduğu belirtilmiştir (Palmer ve ark., 1992; Versluis ve ark., 1996; Abu-bakr ve ark., 2000; Watts ve ark., 2000; Kim ve ark., 2003).

Ancak; Irie ve Suzuki (2001), rezin simanların termal siklustan önce ve sonraki kırılma dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, dört rezin simandan yalnızca birinin kırılma dayanımının termal siklustan sonra düştüğünü diğer üçünün ise arttığını ifade etmişlerdir.

Diş yüzeylerine etkili maksimum ve minimum sıcaklık değerleri hakkında farklı görüşler ortaya atılmıştır. Genelde termal siklus çalışmalarında, ısı aralığının alt

limiti olarak suyun donma derecesi, üst limit için de buharlaşma ısısının yarısına yakın değerler kullanılmaktadır. Bu aralıklar; 4-58 C⁰, 4-60 C⁰, 5-55 C⁰, 5-60 C⁰, 10-50 C⁰ gibi sıralanabilir (Palmer ve ark., 1992; Wendt ve ark., 1992; Kim ve ark., 2003).

Araştırmamızda, Kim ve ark.'nın (2003) çalışmasında olduğu gibi kırılma dayanımı ve sertlik testlerinden önce örnekler 5–55 C⁰ derece arasındaki su banyolarında geçiş aralığı 15 sn olmak üzere 3000 termal siklus işlemine tabi tutulmuştur.

Protetik restorasyonların idamesinde büyük rol oynayan yapıştırıcı simanların klinik performanslarının değerlendirilmesinde, sıvı emilimi ve çözünürlük önemli faktörlerdir. Çünkü, simanın erimesi ile restorasyonun kaybına kadar varan problemlere neden olabilirler. Rezin materyallerin çözünürlük mekanizması, yetersiz polimerizasyon sonucu oluşan artık monomerlerin sıvı ortama salınması ile açıklanmaktadır (Yoshida ve ark., 1998; Hofmann ve ark., 2002b; Chersoni ve ark., 2004; Asmussen ve Peutzfeldt, 2005).

Rezin simanlar; moleküler yapının polaritesi, matriksin oluşturduğu çapraz bağlar, doldurucu oranı, tipi, büyüklüğü gibi nedenlerle farklı miktarlarda su absorbe ederler. Ancak miktarı ne olursa olsun, su emilimi ve çözünmenin, polimer materyallerin fiziksel özellikleri üzerine etkisi ve bunların klinik sonuçları göz ardı edilemez (Braden ve Clarke, 1984; Oysaed ve Ruyter, 1994; Pagniano ve Johnston, 1996; Abu-bakr ve ark., 2000; Örtengren ve ark., 2000; Millar ve Nicholson, 2001; O'Brien, 2002; Chersoni ve ark., 2004).

Kanchanavasita ve ark. (1997), rezin modifiye cam iyonomer simanların hidroskopik genişmesinin su emilimi sonucunda olduğunu göstermişlerdir. Watts ve ark. (2000), polimer materyallerdeki bu higroskopik genişmenin polimerizasyon büzülmesini büyük oranda kompanse ettiğini ve bu sayede büzülmeye bağlı olumsuz etkileri engellediğini belirtmişlerdir. Ancak, Momoi ve McCabe (1994), Kanchanavasita ve ark. (1997), Chersoni ve ark.'na (2004) göre ise, bu genişme başlangıçta

polimerizasyon büzülmesini telafi etmekte, fakat belirli bir aşamadan sonra materyalde i streslere ve dayanıklılık kaybına sebep olmaktadır.

Rezinlerin sıvı emilimi difüzyon kontrollü bir mekanizma olup, yüksek oranda matriks tarafından gerçekleştirilmektedir. Bu yüzden matriks oranı yükseldikçe rezin simanların sıvı emilimi ve znrlgnn arttığı bulunmuştur (Braden ve ark., 1976; Braden ve Clarke, 1984; Oysaed ve Ruyter, 1994; O'Brien, 2002).

Pagniano ve Johnston (1996), halojenle polimerize ettikleri mikrofil ve hibrit doldurucu rezinlerin 3 yıllık su emilimi değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında mikrofilli doldurucu olanların hibrit dolduruculara göre daha yüksek su emilimi gösterdiğini bildirmişlerdir.

rtengren ve ark.'nın (2000) yaptıkları bir araştırmada, dual-cure Variolink rezin simanın yüksek ve düşük viskoziteli formları halojenle polimerize edilerek sıvı emilimi açısından karşılaştırılmıştır. Farklı viskoziteli iki grup arasında sıvı emilimi miktarında herhangi bir fark gözlenmezken, sreye bağlı olarak gruplar tek tek incelendiğinde, sıvı emilimi miktarlarında artış tespit edilmiştir.

Panavia 21 ve Resiment rezin simanları ile Vitremer luting, Advance ve Fuji Diet rezin modifiye cam iyonomerlerin sıvı emilimini karşılaştıran Knobloch ve ark. (2000), rezin modifiye cam iyonomer simanların rezin simanlara oranla daha yüksek su emilimi gösterdiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar halojen ışık kaynağı ile polimerize ettikleri Panavia 21 ($39 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) ve Resiment ($39 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) rezin simanların sıvı emilimlerini eşit değerde tespit etmişlerdir.

rtengren ve ark. (2001), Variolink II, Sono-Cem ve C&B rezin simanlarını karşılaştırdıkları sıvı emilimi testlerinde, süre arttığıca sıvı emilim miktarının arttığını tespit etmişlerdir. Halojen ışık kaynağının kullanıldığı bu çalışmada rezin simanların 7 gün sonundaki sıvı emilimleri $20\text{-}22 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ arasında çıkmıştır.

Araştırmamızda sıvı emilimi sonuçları ($37,6-42,9 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), Knobloch ve ark.'nın (2000) çalışmasında bulunan sonuçlarla uyumlu, Örtengren ve ark.'nın (2000-2001) sonuçlarına göre ise oldukça yüksek bulunmuştur. Bu farklılık kullandığımız resin simanın (Rely-X Veneer Cement, 3M, Minnesota, USA) doldurucu oranının düşük olması ile açıklanabilir.

Örtengren ve ark.'nın (2001) araştırmasının çözünürlük testlerinde, Variolink II dışındaki tüm resin simanlarda sıvı emilimi ve çözünürlük ($2,8-5,3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) arasında doğru orantı tespit edilmiştir.

Knobloch ve ark.'nın (2000) yaptığı çalışmanın çözünürlük testlerinde ise, resin modifiye cam iyonomer simanlar ($35-40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), resin simanlara ($7-8 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) göre daha yüksek çözünürlük göstermişlerdir.

Çalışmamızda, $3-4 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ tespit edilen çözünürlük değerlerinin Örtengren ve ark.'nın (2001) çözünürlük bulgularına yakın çıktığı görülmüştür. Knobloch ve ark.'nın (2000) sonuçlarına göre daha düşük çıkması ise, kullandığımız ışık cihazlarının güçlü olması ile açıklanabilir. Knobloch ve ark.'nın (2000) yaptığı çalışmadaki gibi, araştırmamızda da sıvı emilimi ve çözünürlük arasında korelasyon tespit edilememiştir ($P>0,05$).

Örtengren ve ark. (2000) ile Chersoni ve ark. (2004), resin simanla yapıştırılan protetik restorasyonların; kırılmaya karşı dayanıklılığı, marjinal sızıntı oranı ve kullanım ömrü gibi özelliklerinin materyalin sıvı emilimi ve çözünürlük kapasitesi ile yakından ilişkili olduğunu belirtmişlerdir.

Kırılma dayanımı; hazırlanan örneklerde gerilim, basma ve makaslama stresleri sonucu kırılmaya yol açan kuvvetin miktarı ölçülerek bulunur (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Ferracane ve ark. (2003) ile Palin ve ark. (2005), üç nokta eğme testinin (three point bending test) çift yönlü eğme testine (bi-axial strength test) kıyasla rezin materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde daha uygun bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

1993 yılında yaptıkları bir çalışmada Willems ve ark., yeterli güçteki ışık kaynaklarının yüksek doldurucu oranlı rezinlerde doğal dişlerden bile daha fazla kırılma dayanımı oluşturabileceğini belirtmişlerdir. Yine; Miyazaki ve ark. (1998) ile Bonilla ve ark. (2003), doldurucu miktarının yanı sıra, ışık gücü ve/veya polimerizasyon süresinin artmasının da rezin materyalin diğer fiziksel özellikleri ile birlikte kırılma dayanımını artırdığını ifade etmişlerdir. Jandt ve ark. (2000) ise, daha yüksek ışık gücündeki halojenle (755 mW/cm²) hazırlanan rezin örneklerin düşük ışık gücündeki LED (350 mW/cm²) ile polimerize edilenlerden daha fazla kırılma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Hofmann ve ark. (2000), halojen ışık kaynakları ve standart polimerizasyon protokolleri ile ulaşılan fiziksel, mekanik değerlerin; yüksek ışık gücündeki cihazlarla kısa süreli yapılan polimerizasyonla da elde edilebileceğini ifade etmişlerdir.

Yaptıkları araştırmada, Variolink II dual cure rezin simanın yüksek ve düşük viskoziteli formlarını karşılaştıran Örtengren ve ark. (2000), kuru ortamda saklanan grup (160 MPa) ile sıvı ortamda saklanan grup arasındaki kırılma dayanımlarında (140 MPa) belirgin farklılıklar bulmuşlardır. Yine, sıvı içinde 60 gün bekletilen örneklerde, 7 gün bekletilenlere göre kırılma dayanımında düşme tespit edilmiştir.

Braga ve ark. (2002) ile Lu ve ark. (2005), sertleşme reaksiyonları farklı rezin simanların fiziksel özelliklerini halojen ışık kaynağı kullanarak karşılaştırdıkları çalışmalarında, kırılma dayanımlarını Dual cure > Light cure > kimyasal olarak sıralamışlardır. Braga ve ark. (2002), ışıkla sertleşen rezin simanın kırılma dayanımı değerini 117 MPa, Lu ve ark. (2005) ise, 95 MPa olarak tespit etmişlerdir.

Çalışmamızdaki halojenle elde edilen kırılma dayanımı değerleri, Lu ve ark.'nın (2005) bulguları ile uyumlu bulunmuştur. Örtengren ve ark. (2000) ile Braga ve ark.'nın (2002) çalışmalarındaki kırılma dayanımının ise, çalışmamızda halojenle polimerize edilen grubun bulgularından (95,4 MPa) daha yüksek çıktığı görülmektedir. Kırılma dayanımı bulgularımızın Örtengren ve ark.'nın (2000) sonuçlarından daha düşük çıkması; kullandığımız rezin simanın dual cure olmaması, Braga ve ark.'nın (2002) kullandığı rezin simanın daha fazla doldurucu içermesi ile açıklanabilir.

Attar ve ark. (2003), Rely-X ARC (3M, Minnesota, USA) dual cure rezin simanın 24 saat ve 3 ay suda bekletildikten sonraki kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Örnekleri halojenle (440 mW/cm²-60 sn) polimerize ettikleri çalışmalarında 24 saatlik post polimerizasyon sonunda 97 MPa, 3 ay suda bekletme sonunda ise 83 MPa kırılma dayanımı tespit etmişlerdir.

Piwowarczyk ve Lauer (2003), Rely-X ARC (3M, Minnesota, USA) dual cure rezin simanı halojenle (600 mW/cm²-40 sn) polimerize ederek, 24 saat ve 150 günlük suda bekletme süreleri sonrası kırılma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmalarında; rezin simanın 24 saat sonraki kırılma dayanımını 102 MPa, 150 gün sonraki kırılma dayanımını ise 90 MPa olarak bulgulamışlardır.

Yaptıkları çalışmada, Compolute dual cure rezin simanın polimerizasyondan hemen sonra ve 24 saat suda saklandıktan sonraki kırılma dayanımlarını karşılaştıran Irie ve ark. (2004), örnekleri halojenle (600 mW/cm²-40 sn) polimerize etmişlerdir. Resin siman, polimerizasyonun hemen ardından 74 MPa, 24 saat suda bekletildikten sonra ise 98 MPa kırılma dayanımı göstermiştir.

Kumbuloğlu ve ark. (2004), Rely-X ARC, Panavia F, Variolink 2 ve RelyX Unicem rezin simanların kırılma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında; örnekleri halojenle (800 mW/cm²-40 sn) polimerize etmişlerdir. 1 hafta suda bekletilen örneklerin kırılma dayanımları yukarıdaki sırayla 77 MPa, 72 MPa, 90 MPa ve 55 MPa olarak tespit edilmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız light cure rezin simanın (Rely-X Veneer 3M, Minnesota, USA), halojenle polimerize edilen örneklerinin kırılma dayanımı değeri (95 MPa); Attar ve ark.'nın (2003) bulguları ile uyumlu olup yüksek doldurucu oranlı rezin siman kullanan Piwowarczyk ve Lauer (2003) ile Irie ve ark.'nın (2004) sonuçlarından daha düşüktür. Kumbuloğlu ve ark.'nın (2004) bulguları ile kıyaslandığında ise kırılma dayanımı değerlerimiz daha yüksek tespit edilmiştir.

Işık gücü açısından, halojen ve LED ışık kaynaklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında Besnault ve ark. (2003), ışık yoğunluğu ve süresinin az olduğu polimerizasyon protokollerinde, sadece doldurucu oranının artmasının, fiziksel ve mekanik özelliklerin iyileştirilmesi için yeterli olmadığı sonucuna varmışlardır. Araştırmamızdaki LED cihazının ışık gücü, diğer çalışmalarda kullanılan LED cihazlarından daha yüksek olduğu için, rezin simanımızın doldurucu oranının düşük olması ve termal siklus işlemine rağmen, elde edilen kırılma dayanımı değerleri yüksektir. Bu sonuçlar; ışık gücü ve uygulama süresinin rezin materyallerin polimerizasyon işleminde ne kadar belirleyici olduğunu göstermektedir.

Walker ve ark. (2003), araştırmalarında yüksek doldurucu içerikli Panavia F (%78) dual cure rezin simandan hazırladıkları örnekleri halojenle polimerize ederek 24 saat suda beklettikten sonra kırılma dayanımı testi uygulamışlar ve 112 MPa değerini bulmuşlardır.

Hibrit ve mikrofil rezinlerin suda bekletme ve termal siklus sonrası kırılma dayanımlarını karşılaştıran Göhring ve ark. (2005), örnekleri halojen cihazla polimerize etmişlerdir. Çalışmacılar, 24 saat ve 14 gün suda bekletilenler ile 3000 kez termal siklus (5–55 C⁰) uygulananlar olarak, 3 grup halinde düzenledikleri rezin materyallerin kırılma dayanımlarını test etmişlerdir. Kırılma dayanımları (91-93 MPa) suda bekletme süresi arttıkça azalmış ve özellikle termal siklus uygulananlar en düşük değerleri vermişlerdir (24 saat suda>14 gün suda>3000 termal siklus).

Tjandraniwata ve ark. (2005), akışkan rezinlerle yaptıkları kırılma dayanımı testlerinde; 24 saat suda bekletilen örneklerin, polimerizasyondan hemen sonra test

edilenlerden daha yüksek değerler göstermelerini rezinler içindeki post polimerizasyon sertleşmesi ile açıklamışlardır. Bunun yanında Göhring ve ark. (2005), sıvı ortamda bekletme 24 saati aştığında, post polimerizasyon sertleşmesinin sona erdiğini ve rezinin kimyasal yapısındaki çözünmeye bağlı olarak yumuşama başladığını belirtmişlerdir.

Doldurucu oranı göz önüne alındığında, çalışmamızdaki LED ile 30 sn polimerize edilen simanın 112 MPa olan kırılma dayanımı değerinin Walker ve ark.'nın (2003) daha yüksek oranda doldurucu içeren simanın kırılma dayanımı sonucuna eşit olduğu görülmektedir. Kullandığımız rezin simana yakın oranda doldurucu içeren rezin materyalleri kullanan Göhring ve ark.'nın (2005) örnekleri ise termal siklattan sonra araştırmamızdakilerden daha düşük sonuçlar vermiştir. Bulgularımızda, halojenle 30 sn ve LED ile 10 sn polimerize edilen grupla, Göhring ve ark.'nın (2005) halojenle 60 sn polimerize edilen grubu hemen hemen aynı kırılma dayanımını göstermişlerdir. LED ile 30 sn polimerize edilen grubumuz ise Göhring ve ark.'nın (2005) bulgularına göre çok daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Walker ve ark. (2003) ile Göhring ve ark.'nın (2005) değerleri bulgularımızla karşılaştırıldığında fiziksel olarak zayıf olan, yani daha az doldurucu içeren rezin materyalin, güçlü bir ışık kaynağı ile kısa polimerizasyon süresinde; doldurucu oranı fazla olan bir rezin kadar mekanik direnç ortaya koyabileceği sonucuna varılmaktadır.

Polimerizasyon derinliğini tespit etmek için genelde kazıma testleri, sertlik testleri ve penetrasyon testleri kullanılmaktadır. Bunların dışında yumuşak kısımların gözle tayini, boyar madde ile renk testleri, translüsensi değişimleri, nükleer manyetik rezonans da nadiren kullanılan test yöntemlerindedir (Cook, 1980; Murray ve ark., 1981; Asmussen, 1982; Shortall ve ark., 1995; Mills ve ark., 1999; Fan ve ark., 2002; Soh ve ark., 2003b).

Shortall ve ark. (1995), Mills ve ark. (1999) ile Jandt ve ark. (2000), araştırmamızda da tercih ettiğimiz penetrasyon testlerinin; uygulanan kuvvetin sabitliği, deneyin tekrarlanabilirliği ve sonuçların uyumluluğu gibi üstünlükleri olduğunu

bildirmişlerdir. Yine, Fan ve ark. (2002) ile Soh ve ark. da (2004), farklı ışık kaynaklarını karşılaştırmak gerektiğinde daha objektif ve standardize edilebilen bir yöntem uygulamakta fayda olduğunu belirtmişlerdir. Price ve ark. (2003) ise, rezin materyallerde polimerizasyon derinliğinin tespiti için ISO 4049' da açıklanan kazıma metodunu yeterli görmüşlerdir.

1989 yılında yaptıkları bir araştırmada, çalışmamıza benzer olarak bizim de kullandığımız standardize iğne ve 350 gr yükü penetrasyon tekniğini kullanan McCabe ve Carrick, polimerizasyon derinliğinin, kalıbın iç çeperinde daha az olduğunu tespit etmişler ve bunu kullandıkları metal kalıbın polimerizasyon sırasında oluşan ısıyı düşürmesine bağlamışlardır. Harrington ve Wilson (1993) ile Shortall ve ark. (1995), ışığı yansıtan beyaz plastik kalıplarla yapılan çalışmalarda, metal kalıplara nazaran daha yüksek polimerizasyon derinliği tespit edildiğini belirtmişlerdir. Peutzfeldt ve ark. (2000) ise, kalıplara bağlı değişimleri önlemek için, doğal dişler üzerine açtıkları silindirik kavitele derinlik testlerini uygulamışlardır. Çalışmamızın polimerizasyon derinliği bölümünde; ışığı yansıtan beyaz kalıpların normalden daha yüksek yanıtıcı sonuçlar verebileceği ve doğal dişler üzerinde 8 mm derinliğinde silindirik kavite açılmayacağı için metal kalıplar tercih edilmiştir.

Kazıma yönteminde, çıkan sonuçların yarısı gerçek rakam olarak alınırken, standart iğnenin kullanıldığı penetrasyon testlerinde bulunan değer olduğu gibi yazılmaktadır. Her iki metod sonuçları matematiksel farklılık göstermekle birlikte, istatistik olarak aynı sonuçlara varılacağı, bu yüzden değerlendirmelerin metodların kendi içlerinde yapılması gerektiği Shortall ve ark. (1995), Mills ve ark. (1999) ile Jandt ve ark. (2000) tarafından vurgulanmaktadır. Çalışmamızda iki metod arasında matematiksel olarak farklı değerler elde edilse de istatistik olarak aynı sonuçlara varılmıştır ($P < 0,001$).

Polimerizasyon derinliği çalışmamızla ilgili olarak yaptığımız literatür taramasında, konu ile ilgili araştırmaların genelinde restoratif rezinlerin kullanıldığı, rezin simanların test edildiği çalışmaların sınırlı sayıda bulunduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle polimerizasyon derinliği bulgularımızı karşılaştırabilmek için yapısal olarak

simanımıza yakın rezinlerin kullanıldığı, benzer test metodlarının uygulandığı çalışmalar kaynak gösterilmiştir.

Kawaguchi ve ark. (1994), mikrofil, midifil, hibrit dolduruculu rezinlerin, farklı renk tonlarındaki polimerizasyon derinliğini ISO 4049 metoduna göre karşılaştırmışlardır. Halojenle polimerize edilen hibrit dolduruculu (%50) rezinin A1 renginin polimerizasyon derinliği ISO 4049 metoduna göre 2,05 mm olarak ölçülmüştür.

Bir başka çalışmada; Shortall ve ark. (1995), rezin materyallerin renklerinin polimerizasyon derinliğine etkilerini araştırarak, rezinlerin tümünde açık renklerin koyu renklere göre daha fazla polimerizasyon derinliği gösterdiğini tespit etmişlerdir. Çalışmamızda da renk faktörünü mümkün olduğunca ortadan kaldırmak ve standardizasyonu sağlamak için A1 renginde rezin siman kullanıldı.

Rezin materyallerin polimerizasyonundaki ışık gücü etkinliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, üç farklı güçte LED (260 mW/cm², 310 mW/cm², 360 mW/cm²-40 sn) ile iki farklı güçte halojen (530 mW/cm², 920 mW/cm²-40 sn) kullanılmıştır. Yüksek ışık gücündeki halojen ışık kaynağı ile sertleştirilen örnekler diğerlerine göre daha fazla polimerizasyon derinliği vermiş ve önceki fiziksel testlerde de olduğu gibi cihazın ışık çıkış gücünün önemi vurgulanmıştır (Tsai ve ark., 2004).

Halojenle polimerize olan grubumuzun ISO 4049(2000) metoduna göre ortalama derinliği (1,9 mm) Kawaguchi ve ark.'nın (1994) bulgularına oldukça yakındır. Bu sonuç; birbirine yakın ışık güçleri, eşit sürelerde polimerizasyon, doldurucu oranı ve renklerinin hemen hemen aynı olmasından kaynaklanmaktadır.

Kurachi ve ark. (2001) ile Tanoue ve ark. (2003), rezin materyallerin tümünde kullanılan ışık kaynağının özellikleri ne olursa olsun, uygulama süresinin artmasıyla da polimerizasyon derinliğinin arttığını belirtmektedirler. Penetrasyon metoduyla yapılan birçok çalışma göstermektedir ki ışık gücündeki artış polimerizasyon derinliğini direkt olarak etkilemektedir (Harrington ve Wilson, 1993; Kawaguchi ve

ark., 1994; Shortall ve ark., 1995; Shortall ve Harrington, 1997; Mills ve ark., 1999; Jandt ve ark., 2000; Herrero ve ark., 2005).

Konuyla ilgili olarak; Mills ve ark. (1999), halojen (455 mW/cm^2) ve LED cihazlarının (290 mW/cm^2) etkinliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, cihazları 40 sn uyguladıktan sonra polimerizasyon derinliklerini penetrasyon metoduyla ölçmüşlerdir. Doldurucu oranı, kullandığımız rezin simaninkine yakın olan rezinin, LED ile polimerizasyon derinliğinin (3,44 mm), LED (30 sn) sonuçlarımızdan (4,98 mm) daha düşük olduğu görülmüştür. Mills ve ark.'nın (1999), halojenle polimerize ettiği grubun ortalama değerinin de (3,64 mm) halojen grubumuzun bulgusundan (3,94 mm) düşük olduğu görülmüş ve bu da ışık güçlerinin farkına bağlanmıştır.

Işık kaynağı ile rezin arasındaki mesafe dikkate alındığında; El-Badrawy ve El-Mowafy, (1995), Dual, Sono-Cem, Porcelite, Dual Cure, Duo, Twinlook, Dicor MGC rezin simanlarının, farklı kalınlıklardaki restorasyonların altında polimerizasyon derinliklerini karşılaştırdığı çalışmalarında, kullanılan restorasyonun kalınlığının artması ile mesafenin artacağını böylece simanın polimerizasyon derinliğinin azalacağını bildirmişlerdir.

Yine, Shortall ve Harrington (1997), penetrasyon metoduyla yaptıkları polimerizasyon derinliği çalışmasında, ışık cihazı ile örnek arasındaki uzaklığın polimerizasyonu etkilediğini belirtmişlerdir. Caldas ve ark. (2003) ile Lindberg ve Peutzfeldt (2005), ışık cihazlarının rezin yüzeyinden uzaklaştıkça sertliğin ve buna bağlı olarak polimerizasyon derinliğinin azaldığını bildirmişlerdir.

Jung ve ark. (2006), Variolink II rezin simana halojen (800 mW/cm^2 -40sn) ve LED (1000 mW/cm^2 -20sn) uygulayarak polimerizasyon derinliklerini karşılaştırmışlardır. Örnekler, 1 mm kalınlık ve 4 mm çapında porselen disklerin altında polimerize edildikten sonra ISO 4049 metoduyla test edilmiştir. Halojenle 1,9 mm, LED'le 2 mm, polimerizasyon derinliği tespit edilmiştir. Çalışmamızdaki halojen grubun polimerizasyon derinliği (1,9 mm) Jung ve ark.'nın (2006) halojen grubuyla uyumlu bulunmuş, LED (30 sn) sonuçları (2,4 mm) ise aynı çalışmanın LED değerinden

yüksek çıkmıştır. Bu farklılığın, LED cihazımızın daha güçlü ve polimerizasyon süremizin fazla olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Polimerizasyon derinliği açısından bakıldığında çalışmamızdaki en yüksek değerler LED ile 30 sn polimerize edilen grupta bulunmuştur ($P < 0,001$).

Rezinlerin fiziksel özelliklerini değerlendirmede sertlik testleri önemli bir yer tutmaktadır. Hatta polimerizasyon derinliği tespitinin de sertlik testleri ile yapıldığı birçok çalışma mevcuttur (Kurachi ve ark., 2001; Leonard ve ark., 2002; Anusavice, 2003; Price ve ark., 2003; Soh ve ark., 2003b; Yap ve ark., 2003a; Tsai ve ark., 2004).

Genel bilgilerde de bahsedildiği gibi sertlik ölçümü için birçok farklı metod (Shore, Barcol, Brinell, Rockwell, Knoop ve Vickers) mevcut olup en sık kullanılanları; Brinell, Knoop ve Vickers'dir (Mc Cabe, 1990; Zaimoğlu ve ark., 1993; Gladwin ve Bagby, 2000; Anusavice, 2003; Craig ve ark., 2004).

Yaptığımız literatür taramasında, yüzey sertliği testlerinde mikrosertlik cihazıyla uygulanan yüklerin farklılık gösterdiği görülmüştür. Pilo ve Cardash (1992) ile Braga ve ark. (2002), rezin simanların fiziksel özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında 25 gr yükü 15 sn uygulamışlardır. Dunn ve Bush (2002) ile Price ve ark. (2003), aynı işlemi 100 gr yükü, Quance ve ark. (2001), Sharkey ve ark. (2001), Üşümez ve ark. (2003) ile Keogh ve ark. (2004) 300 gr yükü, Yap (2000), Soh ve ark. (2003a), Yap ve ark (2003b), Soh ve Yap (2004) ile Neo ve ark. (2005) ise 500 gr yükü yapmışlardır. Tüm bu birbirine yakın ağırlıkların yanı sıra Oberholzer ve ark.'nın (2005) yaptığı gibi 10 kilo yük uygulanan araştırmalar da vardır. Yüzey sertlik testimizi çalışmaların geneli doğrultusunda 300 gr yükü 15 sn uygulayarak Vickers yöntemiyle gerçekleştirdik.

Rezinler üzerinde fiziksel testler yaparken, örnekler test edilene kadar geçen süre ve bu süreç içerisinde bekletildikleri ortamın, sonuçlar üzerinde etkili olduğu bildirilmektedir. Cattani-Lorente ve ark. (1999), cam iyonomerler ve kompomerlerin yüzey sertliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında örneklerin sertliklerini, ortamlara

göre kuru>nemli>ıslak olarak sıralamışlardır. Badra ve ark. da (2005) kompozit rezinlerin mikrosertliğinin sulu ortam ile temas süresi arttıkça azaldığını belirtmişlerdir.

Daha farklı bekletme ortamları hakkında ise değişik fikirler ortaya atılmıştır. Yap ve ark. (2003b), halojen ve LED'le polimerize ettikleri rezin örnekleri; hava, su, sitrik asit, heptan ve etanol solüsyonu içinde bekleterek sertliklerini karşılaştırmışlar ve etanol solüsyonu içinde bekletilen örneklerin diğerlerinden daha düşük sertlik değeri verdiklerini belirtmişlerdir. Halojen, plazma ark ve LED ışık cihazlarının etkinliğinin karşılaştırıldığı bir çalışmada Moon ve ark. (2004), Yap ve ark.'nın (2003b) tespitlerinin aksine, etanolde beklettikleri örneklerin diğerlerinden daha yüksek yüzey sertliği verdiklerini belirtmişler ve bu sonucu etanolün post polimerizasyonu artırdığı fikriyle açıklamışlardır.

Post polimerizasyonla ilgili olarak 1992 yılında Pilo ve Cardash, rezinlerin sertlikleri üzerine yaptıkları çalışmada; ışık uygulamasından 24 saat sonra yapılan ölçümlerin, 15 dk sonra yapılanlardan daha yüksek çıktığını belirtmişlerdir. 2003 yılında Price ve ark., halojen ve LED ışık cihazlarının etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında, farklı oranlarda doldurucu içeren rezinlerin yüzey sertliklerini polimerizasyondan 15 dk ve 24 saat sonra ölçmüşlerdir. Bu çalışmada da post polimerizasyon bilgisi doğrultusunda; 24 saat sonra yapılan ölçümler daha yüksek çıkmıştır.

Rezinlere uygulanan sertlik testlerinde, birçok noktadan yapılan ölçümler birbirleri ile karşılaştırılarak, materyalin polimerizasyon oranı belirlenebildiği gibi, kalınlığı bilinen bir rezin örneğin farklı ışık cihazları ile polimerize edildiğinde, değişen fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması için de oldukça uygun yöntemlerdir (Oberholzer ve ark., 2005; Yap ve Soh, 2005).

Soh ve ark. (2003a), Rahiotis ve ark. (2004) ile Çakmakcıoğlu ve Topbaşı (2005), çalışmalarında belirli tabakalardan alınan sertlik değerlerini en üst tabakadaki sertlik değerine oranlayarak polimerizasyon derinliğinin tespitini yapmışlar ve ışığın uygulandığı yüzeyden uzaklaştıkça sertlik değerinin düzenli şekilde düştüğünü tespit

etmişlerdir. Breeding ve ark. (1991) ile Papazoglou ve ark. (2006) ise, ışık kaynağı ile rezin siman arasına belirli kalınlıklarda kompozit laminatlar yerleştirdikleri çalışmalarında, araya yerleştirilen laminatların kalınlığına bağlı olarak ışık kaynağı ile siman arasındaki mesafenin arttığını, ışık geçirgenliğinin azaldığını ve sertlik oranlarının düştüğünü ifade etmişlerdir. Breeding ve ark. (1991) ile Papazoglou ve ark. (2006) ise, ışık kaynağı ile rezin siman arasına belirli kalınlıklarda kompozit laminatlar yerleştirdikleri çalışmalarında, araya yerleştirilen laminatların kalınlığına bağlı olarak ışık kaynağı ile siman arasındaki mesafenin arttığını, ışık geçirgenliğinin azaldığını ve sertlik oranlarının düştüğünü ifade etmişlerdir.

Üşümez ve ark. (2003), ışıkla polimerize edilen rezin simanın sertliği üzerine yaptıkları çalışmalarında halojen (600 mW/cm²-40 sn) ve plazma ark (1700 mW/cm²-10 sn) cihazlarını kullanmışlardır. Sertlik testleri, çalışmamızdaki gibi 300 gr yükün 15 sn uygulandığı Vickers metoduyla yapılan çalışmada, rezin simanın halojen ile polimerizasyonu sonucu sertlik değeri 37 VHN, plazma ark ile 42 VHN olarak bulunmuştur.

Kumbuloğlu ve ark. (2004), Rely-X ARC, Panavia F, Variolink 2 ve RelyX Unicem rezin simanların yüzey sertliğini değerlendirdikleri çalışmalarında; örnekleri halojenle (800 mW/cm²-40 sn) polimerize etmişlerdir. 1 hafta suda bekletilen örneklerin yüzey sertlikleri yukarıdaki sırayla 37 VHN, 35 VHN, 32 VHN, 44 VHN olarak tespit edilmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız Rely-X Veneer simanın (3M, Minnesota, USA) halojen polimerizasyonu sonuçları (37,9 VHN) Üşümez ve ark.'nın (2003) halojen değerleri ve Kumbuloğlu ve ark.'nın (2004) Rely-X ARC sonuçlarıyla uyumludur. LED (30 sn) sonuçlarımız (39 VHN) ise her iki çalışmadan da yüksek bulunmuştur.

Öztürk ve ark. (2005), yaptıkları çalışmada, Variolink II rezin simanın yüzey sertliğini 2 farklı güçte halojen (450 mW/cm²-40 sn, 850 mW/cm²-10,20 sn) ve LED (380 mW/cm²-20,40 sn) cihazları ile polimerize ederek karşılaştırmışlardır. 2 mm kalınlığında ve 5 mm çapındaki porselen diskler altında polimerize edilen örneklerin

Vickers metoduyla (200 gr, 15 sn) yüzey sertlikleri test edilmiştir. Çalışmada en yüksek sertliği halojen cihazla (850 mW/cm^2 -20 sn) polimerize edilen örneklerde (37 VHN) tespit eden araştırmacılar, diğer grupların sertliklerinin daha düşük ve birbirlerinden farksız olduğunu belirtmişlerdir. LED'le elde edilen sertlik değerlerinin daha düşük çıkmasının nedeni; ışık gücünün daha az olmasından kaynaklanmaktadır.

Variolink II rezin simanı halojen (800 mW/cm^2 -40sn) ve LED (1000 mW/cm^2 -20sn) ışık kaynakları ile polimerize ederek sertliklerini karşılaştıran Jung ve ark. (2006), örnekleri 1 mm kalınlığında ve 4 mm çapında porselen disklerin altında polimerize ettikten sonra Vickers metoduyla 300 gr yük altında 15 sn test etmişlerdir. Sadece ışıkla sertleştirilen örneklerde LED kullanılan grupta 42 VHN, halojen kullanılan grupta ise 36 VHN sertlik tespit edilmiştir.

Çalışmamızda halojenle (700 mW/cm^2 -30 sn) polimerize edilen grubun sertlik değeri (37,9 VHN), Öztürk ve ark.'nın (2005) halojen grubunun bulgularıyla (37 VHN) uyumlu, Jung ve ark.'nın (2006) bulgularına ise yakın değerler göstermiştir. LED ile 30 sn polimerize ettiğimiz grup ise Öztürk ve ark.'nın (2005) LED bulgularından yüksek, Jung ve ark.'nın (2006) LED sonucundan ışık gücünün az olması ve ışık kaynağının uzaklığına rağmen düşük çıkmıştır.

Yetersiz polimerizasyonda, rezin materyallerin fiziksel özellikleri olumsuz etkilenerek restorasyonda; mikrosızıntı, renklenme, aşınmanın artması, kırılmaya karşı olan dayanımın azalması, su emiliminin artması, restorasyonun tutuculuğunun azalması ve restorasyonun kaybına kadar varan başarısızlıklar görülebildiği gibi geri dönüşümsüz pulpal reaksiyonlar da gelişebilir.

Bunların önlenmesi için rezin materyallerin kimyasal yapıları ve polimerizasyon teknikleri bilinmeli ve kullanılan ışık cihazları bu bilgiler ışığında seçilerek uygulama süre ve güç dengeleri iyi kurulmalıdır.

SONUÇ ve ÖNERİLER

Modern diş hekimliğinde, sabit protezlerin yapıştırılmasında kullanılan temel materyallerden olan rezin simanların, fiziksel özelliklerini ve tutuculuğunu etkileyen en önemli faktör polimerizasyon derecesidir. Polimerizasyonu sağlayan en temel etkenlerden biri de kullanılan ışık kaynağıdır.

Bu amaçla uzun yıllardan beri kullanılmakta olan halojen ışık kaynakları ve yeni kullanılmaya başlanan LED ışık kaynaklarının, sadece ışıkla sertleşen rezin simanın fiziksel özelliklerine etkisini karşılaştırmayı hedefleyen çalışmamız; sıvı emilimi, çözünürlük, kırılma dayanımı, polimerizasyon derinliği ve yüzey sertliği olmak üzere beş farklı test şeklinde gerçekleştirilmiştir. Yine, araştırmamızda ışık cihazlarının etkinliği için 2 farklı polimerizasyon süresindeki sonuçlar değerlendirilmiştir. Örneklerimizin hazırlanması ve fiziksel testler; yaptığımız literatür taraması doğrultusunda, ISO 4049(2000) ve ASTM-D5(2005) standartlarına göre yürütülmüştür.

Çalışmanın sonucunda;

- 1- Sıvı emilimi ve çözünürlük test sonuçlarına göre en yüksek sıvı emilimini LED cihazı ile 10 sn polimerize edilen grup göstermiş ($P<0,01$), diğer iki grubun bulguları arasında matematiksel fark olsa da istatistik olarak fark anlamsızdır ($P>0,05$). En az çözünürlük gösteren grup ise LED cihazı ile 30 sn polimerize edilen örneklerdir ($P<0,05$).
- 2- Deneylerimiz sonucunda; rezin simanın in vivo şartlarda dayanıklılığını belirleyen sıvı emilimi ve çözünürlük bulguları arasında istatistik değerlendirme sonucunda korelasyon tespit edilememiştir ($P>0,05$).
- 3- Kırılma dayanımı açısından LED 30 grubu en yüksek bulguları göstermiş ($P<0,001$), diğer iki grup arasında ise fark bulunamamıştır ($P>0,05$).

- 4- Işık cihazlarının etkinliğini değerlendirmekte önemli metotlardan biri olan polimerizasyon derinliği testinde, değerler gruplara uygulanan ışık enerjisinin büyüklüğüne göre sıralanmaktadır (LED 30>QTH 30>LED 10).
- 5- Yüzey sertliği testinde en düşük bulgular; LED cihazıyla 10 sn polimerize edilen grupta gözlenmiş, diğer iki grup arasında gözlenen fark istatistik olarak anlamsız bulunmuştur ($P>0,05$). Üst ve alt yüzey sertlikleri karşılaştırıldığında ise en yüksek fark LED 10 grubunda gözlenmiştir ($P<0,001$).
- 6- Sertlik testlerinde belirleyici bir faktör olan alt yüzey sertliği en düşük olarak LED 10 grubunda gözlenmiştir. Bu sonuç; LED 10 grubunun absorbe ettiği ışık enerjisinin diğer gruplar kadar yüksek olmaması nedeniyle polimerizasyonun diğer gruplardan daha az gerçekleştiğini düşündürmektedir.
- 7- Genel olarak sıvı emilimi dışında kalan tüm testlerde; LED ışık kaynağının 30 sn kullanıldığı grup, halojen ışık kaynağından belirgin olarak daha iyi fiziksel sonuçlar vermiştir. LED ile 10 sn polimerize edilen örnekler ise sıvı emilimi ve yüzey sertliği testleri dışında halojen grubuna çok yakın fiziksel değerler göstermiştir.
- 8- Çalışmamızda oluşturduğumuz üç grubun fiziksel test bulgularının, absorbe ettikleri ışık enerjileri doğrultusunda korelasyon gösterdiği tespit edilmiştir.
- 9- Çalışma sonuçları bütünüyle değerlendirildiğinde her üç grubun da klinik olarak kabul edilebilir fiziksel özellikler gösterdiği, LED cihazının eşit polimerizasyon sürelerinde halojenden daha etkin olduğu gözlenmiştir. LED cihazı ile daha kısa sürelerde yapılan polimerizasyonun, halojenle uzun sürelerde yapılanlara eşdeğer sonuçlar verdiği gözlenmiştir.
- 10- Yukarıdaki bilgilerin ışığında, LED cihazlarının halojen ışık kaynaklarına göre daha etkin polimerizasyonu, daha kısa sürelerde sağlayabildiği sonucuna varılmıştır.
- 11- Bu çalışma sonuçlarının klinik uygulamalara yansması olarak; LED cihazlarının daha yaygın kullanımı, yüksek polimerizasyon oranı ile iş gücü ve zaman tasarrufu sağlayacağı düşünülmektedir.

ÖZET

Farklı Işık Kaynakları ile Polimerize Edilen Rezin Simanın Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Günümüzde yaygın olarak kullanılmakta olan halojen ışık kaynaklarının, ampül ömürlerinin sınırlı olması, filtrelerin zamanla etkinliğini yitirmesi ve ışık yoğunluğunda azalma gibi dezavantajları vardır. Lambaların belli sürelerde değiştirilmesi ve ışık gücünün radyometrelerle sık sık ölçülmesiyle bu dezavantajlar engellense bile halojen cihazların açığa çıkardıkları ısı ve bunun pulpaya olan etkisi kaçınılmazdır.

Alternatif ışık kaynakları arayışları sonucu geliştirilen LED teknolojisi, diş hekimliği alanında rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu için son birkaç yıldır kullanılmaktadır. Her ne kadar bu cihazların güvenilirliği tam olarak kanıtlanmış olmasa da yapılan birçok in vitro çalışmada olumlu sonuçlar bildirilmiştir. Daha küçük, hijyenik ve kablosuz olmaları da LED cihazlarının giderek yaygınlaşacağını göstermektedir.

Literatüre bakıldığında LED cihazlarının etkinliğinin değerlendirildiği çalışmaların sıklıkla restoratif rezinler üzerine yapıldığı, rezin simanların kullanıldığı araştırmaların sınırlı sayıda olduğu görülmektedir. Bu amaçla, çalışmamızda LED ışık kaynağının 2 farklı uygulama süresinde, sadece ışıkla sertleşen rezin siman üzerinde oluşturduğu fiziksel etkiler incelenerek halojen cihaz ile karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda ışıkla sertleşen rezin simandan uygun boyut ve şekillerde toplam 156 örnek hazırlanarak; sıvı emilimi, çözünürlük, kırılma dayanımı, polimerizasyon derinliği ve yüzey sertliği testleri uygulanmıştır. Kırılma dayanımı ve yüzey sertliği örneklerine testlerden önce in vivo koşulları taklit etmek amacıyla termal siklus işlemi uygulanmıştır. Elde edilen bulguların istatistik hesaplamaları; Shapiro-Wilk testi, Bonferroni testi, Tek ve İki Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile yapılmıştır.

Oluşturduğumuz üç grubun fiziksel testler sonucundaki bulguları, absorbe ettikleri ışık enerjilerinin büyüklüğü ile korelasyon göstermektedir. Sıvı emilimi dışında kalan tüm testlerde LED cihazının 30 sn kullanıldığı grup halojen cihazından belirgin olarak daha iyi sonuç vermiştir. Sıvı emiliminde ise halojen gruba yakın değerler göstermiştir. LED cihazı ile 10 sn polimerize edilen grup ise, sıvı emilimi ve yüzey sertliği testleri dışında halojen gruba yakın değerler göstermiştir. Çalışma sonuçları bütünüyle değerlendirildiğinde, her üç grubun da klinik olarak kabul edilebilir fiziksel sonuçlar gösterdiği, LED cihazının aynı polimerizasyon sürelerinde halojen cihazdan daha etkin olduğu, polimerizasyon süresi kısaltıldığında ise halojen cihaza yakın değerler verdiği gözlenmiştir.

Diş hekimliğinde oldukça yeni kullanılmaya başlanmasına rağmen başarılı sonuçlar alınmaya başlanan LED ışık kaynaklarının, teknolojideki gelişmelere paralel olarak önümüzdeki yıllarda daha çok tercih edilip, halojen ışık kaynaklarının yerini alacağı düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Fiziksel özellikler, LED ışık kaynağı, rezin siman, QTH ışık kaynağı.

SUMMARY

Evaluation of Physical Properties of Resin Cement with Different Light Sources

Halogen light sources, which have been used routinely in dental practice nowadays, have series of disadvantages like limited life time of lamp, loosing the function of filters and decreasing the density of light by the time. Although changing the lamp in definite times and measuring the effectiveness of light source with radiometers should preclude these disadvantages, it is inevitable to prevent the pulp from the harmful effect of the high temperature of halogen light source.

LED technology, which was developed as a result of researches for an alternative light source, has been using in dentistry for a few years in polymerisation of resin based materials. Even though reliability of device has not proved properly, many in vitro studies reported favourable results. The smaller, hygienic and unplugged form will make usage of device widely.

In literature studies that evaluate the effectiveness of LED devices were frequently done with restorative resins. There are limited numbers of studies with resin cements. So that, the purpose of the study was to evaluate the physical effect on resin cements, occurred by LED light sources at two different application times and compare the results with halogen light sources

In this study 156 samples which were prepared with light polymerised resin cement in proper size and shape, have been used for liquid absorption, solubility, fracture strength, polymerization depth, surface hardening tests. Thermal cycles procedure was applied to all samples to imitate the in vivo conditions, prior to fracture strength and surface hardening tests. One and two way Variance Analyse (ANOVA), Shapiro- Wilk Test and Bonferroni Tests were used for statistical analysis

Data's obtained from physical tests of three experimental groups showed correlation with amount of absorbed light energy. LED device groups with 30 second application time indicated significantly better results than halogen light sources in all tests groups except liquid absorption. In liquid absorption tests similar results were obtained from both; LED and halogen light resource groups. Also the group polymerized 10 seconds with LED device showed similar results with halogen group except liquid absorption and surface hardening tests. As the results of the study entirely reviewed; all experimental groups showed acceptable results. LED devices found much more effective than halogen light resources at the same polymerization periods. However when the polymerization periods get shorten similar results were obtained from both LED and halogen groups

Although LED light resources has just recently used in dentistry, it is considered that they will be preferred to use instead of halogen light resources in next future with the technological developments

Key Words: LED light sources, physical properties, QTH light sources, resin cement.

KAYNAKLAR

- ABATE, P.F., BERTACCHINI, S.M., POLACK, M.A., MACCHI, R.L. (1997). Adhesion of a compomer to dental structures. *Quintessence Int.*, **28(8)**: 509-512.
- ABBAS, G., FLEMING, G.J., HARRINGTON, E., SHORTALL, A.C., BURKE, F.J. (2003). Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J. Dent.*, **31(6)**: 437-444.
- ABU-BAKR, N., HAN, L., OKAMOTO, A., IWAKU, M. (2000). Changes in the mechanical properties and surface texture of compomer immersed in various media. *J. Prosthet. Dent.*, **84(4)**: 444-452.
- AKTENER, O. (1990). Cam iyonomer simanlar: Sertleşme reaksiyonu ve özellikleri. *Ege Ü. Diş. Hek. Fak. Derg.*, **11(3)**: 153-162.
- AMPAC DENTAL (2006). Dental equipment supplier. Erişim: [<http://www.ampac-dental.com.au/plasmastar.htm>]. Erişim tarihi:07.01.2006
- ANUSAVICE, K.J. (2003). Phillips Science of Dental Materials. 11th Ed. Missouri: Saunders, Chapter 4.
- ASMUSSEN, E. (1982). Factors affecting the quality of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand. J. Dent. Res.*, **90(6)**: 490-496.
- ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A. (2001). Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *J. Dent. Res.*, **80(6)**: 1570-1573.
- ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A. (2005). Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur. J. Oral Sci.*, **113(5)**: 417-421.
- American Society for Testing and Materials (2005). ASTM-D5. Standart test method for penetration of bituminous materials.
- ATTAR, N., TAM, L.E., McCOMB, D. (2003). Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, **89(2)**: 127-34.
- BADRA, V.V., FARAONI, J.J., RAMOS, R.P., PALMA-DIBB, R.G. (2005). Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper. Dent.*, **30(2)**: 213-219.
- BALA, O., ÖLMEZ, A., KALAYCI, Ş. (2005). Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *J. Oral Rehabil.*, **32(2)**: 134-140.
- BAPNA, M.S., MUELLER, H.J. (1994). Leaching from glass ionomer cements. *J. Oral Rehabil.*, **21(5)**: 577-583.
- BELLİ, S. (2000). Dişhekimliğinde konservatif ve estetik restoratif materyaller. *Türk Diş Hek. Bir. Derg.*, **56**: 46-49.

- BERG, J.H. (1998). The continuum of restorative materials in pediatric dentistry-a review for the clinician. *Pediatr. Dent.*, **20(2)**: 93-100.
- BESNAULT, C., PRADELLE-PLASSE, N., PICARD, B., COLON, P. (2003). Effect of a LED versus halogen light cure polymerization on the curing characteristics of three composite resins. *Am. J. Dent.*, **16(5)**: 323-328.
- BİLGİN, Z. (2000). Pedodontide rezin modifiye cam iyonmer simanlar ve kompomerler. *Ank. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **27(3)**: 439-444.
- BIOLITEC (2006). Smile Pro 980- The cosmetic dental laser. Erişim: [<http://www.biolitec-us.com/products=smilepro>]. Erişim tarihi: 07.01.2006
- BLANKENAU, R., ERICKSON, R.L., RUEGGEBERG, F. (1999). New light curing options for composite resin restorations. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, **20(2)**: 122-135.
- BONILLA, E.D., YASHAR, M., CAPUTO, A.A. (2003). Fracture toughness of nine flowable resin composites. *J. Prosthet. Dent.*, **89(3)**: 261-7.
- BOUSCHLICHER, M.R., RUEGGEBERG, F.A., WILSON, B.M. (2004). Correlation of bottom to top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper. Dent.*, **29(6)**: 698-704.
- BOWEN, R.L. (1956). Use of epoksy resins in restorative materials. *J. Dent. Res.*, **35**: 360-369.
- BOWEN, R.L., RODRIGUEZ, M. S. (1962). Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J. Am. Dent. Assoc.*, **64**: 378-87.
- BOWEN, R.L., RAPSON, J.E., DICKSON, G. (1982). Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J. Dent. Res.*, **61(5)**: 654-658.
- BRADEN, M., CAUSTON, E.E., CLARKE, R.L. (1976). Diffusion of water in composite filling materials. *J. Dent. Res.*, **55(5)**: 738-747.
- BRADEN, M., CLARKE R.L. (1984). Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials. *Biomaterials*, **5(6)**: 369-372.
- BRAGA, R.R., BALLESTER, R.Y., CARRILHO, M.R. (1999). Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *J. Prosthet. Dent.*, **81(3)**: 285-289.
- BRAGA, R.R., CESAR, P.F., GONZAGA, C.C. (2002). Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J. Oral Rehabil.*, **29(3)**: 257-262.
- BREEDING, L.C., DIXON, D.L., CAUGHMAN, W.F. (1991). The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, **65(4)**: 512-8.

- CALDAS, D.B.M., DE ALMEIDA, J.B., CORRER-SOBRINHO, L., SINHORETI, M.A., CONSANI, S. (2003). Influence of curing tip distance on resin composite knoop hardness number, using three different light curing units. *Oper. Dent.*, **28(3)**: 315-320.
- CARDASH, H.S., BAHARAV, H., PILO, R., BEN-AMAR, A. (1993). The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J. Prosthet. Dent.*, **69(6)**: 620-623.
- CATTANI-LORENTE M.A., DUPUIS, V., PAYAN, J., MOYA, F., MEYER, J.M. (1999). Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent. Mater.*, **15(1)**: 71-78.
- CAUGHMAN, W.F., RUEGGERBERG, F.A. (2002). Shedding new light on composite polymerization. *Oper. Dent.*, **27(6)**: 636-638.
- CHAN, K.C., BOYER, D.B. (1989). Curing light activated composite cement through porcelain. *J. Dent. Res.*, **68(3)**: 476-80.
- CHANG, J.C., HURST, T.L., HART, D.A., ESTEY, A.W. (2002). 4-Meta use in dentistry: A literature review. *J. Prosthet. Dent.*, **87(2)**: 216-224.
- CHERSONI, S., SUPPA, P., BRESCHI, L., FERRARI, M., TAY, F.R., PASHLEY, D.H., PRATI, C. (2004). Water movement in the hybrid layer after different dentin treatments. *Dent. Mater.*, **20(9)**: 796-803.
- CHRISTENSEN, G.J. (1998). Seating nonmetal crowns or fixed partial dentures with resin cements. *J.Am. Dent. Assoc.*, **129(2)**: 239-241.
- CHRISTENSEN, G.J. (2004). The light curing mania. *J.Am. Dent. Assoc.*, **135(4)**: 461-463.
- COOK, W. (1980). Factors affecting the depth of cure of ultraviolet polymerized composites. *J. Dent. Res.*, **59(5)**: 800-8.
- CRAIG, R.G., POWERS, J.M. (2002). Restorative Dental Materials. 11th Ed. Missouri: Mosby Chapter 3,9.
- CRAIG, R.G., POWERS, J.M., WATAHA, J.C. (2004). Dental Materials Properties and Manipulation. 8th Ed. Missouri: Mosby, Chapter 4,7.
- ÇAKMAKÇIOĞLU, Ö., TOPBAŞI, B. (2005). Farklı ışık kaynaklarının kompozit polimerizasyonuna etkisi. *Atatürk Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **15(1)**: 48-54.
- DABANOĞLU, A. (2003). Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynakları ve gelişimleri. *Diş Hek. Klin. Derg.*, **16(3)**: 100-103.
- DANESH, G., DAVIDS, H., REINHARDT, K., OTT, K., SCHAFER, E. (2004). Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *J. Dent.*, **32**: 479-488.

- DE GEE, A.J. (1999). Physical properties of glass-ionomer cements: setting and shrinkage wear. In: *Advances in Glass Ionomer Cements*, Ed.: C.L. Davidson, I.A. Mjör, Leipzig: Jütte Druck GmbH Chapter 2.
- DIAZ-ARNOLD, A.M., VARGAS, M.A., HASELTON, D.R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.*, **81(2)**: 135-141.
- DUNN, W.J., BUSH, A.C. (2002). A comparison of polymerization by light emitting diode and halogen based light curing units. *J. Am. Dent. Assoc.*, **133(3)**: 335-341.
- EL-BADRAWY, W.A., EL-MOWAFY, O.M. (1995). Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J. Prosthet. Dent.*, **73(6)**: 515-524.
- EL-MOWAFY, O.M., RUBO, M.H., EL-BRADLEY, W.A. (1999). Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper. Dent.*, **24(1)**: 38-44.
- ERNST, C.P., MEYER, G.R., MÜLLER, J., STENDER, E., AHLERS, M.O., WILLERSHAUSERN, B. (2004). Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7mm. *J. Adhes. Dent.*, **6(2)**: 141-150.
- FAN, P.L., SCHUMACHER, M.R., AZZOLIN, K., GEARY, R., EICHMILLER, F.C. (2002). Curing light intensity and depth of cure of resin based composites tested according to international standards. *J. Am. Dent. Assoc.*, **133(4)**: 429-434.
- FERRACANE, J.L., ANTONIO, R.C., MATSUMOTO, H. (1987). Variables affecting the fracture toughness of dental composites. *J. Dent. Res.*, **66(6)**: 1140-1145.
- FERRACANE, J.L. (1994). Elution of leachable components from composites. *J. Oral. Rehabil.*, **21(4)**: 441-452.
- FERRACANE, J.L., FERRACANE, L.L., MUSANJE, L. (2003). Effect of light activation method on flexural properties of dental composites. *Am. J. Dent.*, **16(5)**: 318-322.
- FERRARI, M., VICHI, A., FEILZER, A. (2001). Materials and luting cements for indirect restorations. In: *Advances in Operative Dentistry. Volume 1: Contemporary Clinical Practice*, Ed.: J.F. ROULET, N.H.F. WILSON, M. FUZZI Berlin: DBC Druckhaus, Chapter 8.
- FOWLER, C.S., SWARTZ, M.L., MOORE, B.K. (1994). Efficacy testing of visible light curing units. *Oper. Dent.*, **19(2)**: 47-52.
- FRIEDL, K.H., SCHMALZ, G., HILLER, K.A., MARKL A. (2000). Marginal adaptation of class V restorations with and without softstart-polymerization. *Oper. Dent.*, **25(1)**: 26-32.
- GLADWIN, M., BAGBY, M. (2000). *Clinical Aspects of Dental Materials*. Pennsylvania: Lippincott Williams & Wilkins Co., Chapter 2,3.
- GORDAN, V.V., PATEL, S.B., BARRETT, A.A., SHEN, C. (2003). Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexural strength and microhardness of resin-based composite. *Oper. Dent.*, **28(5)**: 560-567.

- GOHRING, T.N., GALLO, L., LUTHY, H. (2005). Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strenght of veneering composite. *Dent. Mater.*, **21(8)**: 761-772.
- HACKMAN, S.T., POHJOLA, R.M., RUEGGERBERG, F.A. (2002). Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continiuous exposure photo-curing techniques. *Oper. Dent.*, **27(6)**: 593-599.
- HAMID, A., HUME, W.R. (1997). A study of component release from resin pit and fissure sealents in vitro. *Dent. Mater.*, **13(2)**: 98-102.
- HAMMESFAHR, P.D., O'CONNOR, M.T., WANG, X. (2002). Light-curing techonology: past, present and future. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, **23(9)**: 18-24.
- HANNIG, M., BOTT, B. (1999). In- vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent. Mater.*, **15(4)**: 275-281.
- HARRINGTON, E., WILSON, H.J. (1993). Depth of cure of radiation-activated materials- effect of mould material and cavity size. *J. Dent.*, **21(5)**: 305-311.
- HASEGAWA, R., ITOH, K., YUKITANI, W., WAKUMOTO, S., HISAMITSU, H. (2001). Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. *Oper. Dent.*, **26(4)**: 389-395.
- HERRERO, A.A., YAMAN, P., DENNISON, J.B. (2005). Polymerization shrinkage and depth of cure of packable composites. *Quintessence Int.*, **36(1)**: 25-31.
- HEWLETT, E.R., (1994). Esthetic restorative materials. In: *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals*, Ed.: B.J. Crispin, Osaka: Sun Art Printing Co., Chapter 3.
- HICKEL, R., DASCH, W., JANDA, R., TYAS, M., ANUSAVÍCE, K. (1998). New direct restorative materials. *Int. Dent. J.*, **48**: 3-16.
- HOFMANN, N., HUGO, B., SCHUBERT, K., KLAIBER, B. (2000). Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strenght, modulus and hardness of photoactivated resin composites. *Clin. Oral Invest.*, **4**: 140-147.
- HOFMANN, N., PAPSTHART, G., HUGO, B., KLAIBER, B. (2001). Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strenght, modulus and surface hardness. *J. Oral Rehabil.*, **28(11)**: 1022-1028.
- HOFMANN, N., HUGO, B., KLAIBER, B. (2002a). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness. *Eur. J. Oral Sci.*, **110(6)**: 471-479.
- HOFMANN, N., RENNER, J., HUGO, B., KLAIBER, B. (2002b). Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs. standart or soft-start halogen light irradiation. *J. Dent.*, **30(5)**: 223-232.

- International Organization for Standardization (2000). ISO 4049. Dentistry-Polymer based filling, restoration and luting materials: test methods.
- IRIE, M., SUZUKI, K. (2001). Current luting cements: marginal gap formation of composite inlay and their mechanical properties. *Dent. Mater.*, **17(4)**: 347-353.
- IRIE, M., SUZUKI, K., WATTS, D.C. (2004). Marginal and flexural integrity of three classes of luting cement, with early finishing and water storage. *Dent. Mater.*, **20(1)**: 3-11.
- JAIN, P., PERSHING, A. (2003). Depth of cure and microleakage with high-intensity and ramped resin-based composite curing lights. *J. Am. Dent. Assoc.*, **134(9)**: 1215-23.
- JANDT, K.D., MILLS, R.W., BLACKWELL, G.B., ASHWORTH, S.H. (2000). Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light-emitting diodes (LEDs). *Dent. Mater.*, **16(1)**: 41-47.
- JUNG, H., FRIEDL, K.H., HILLER, K.A., FURCH, H., BERNHART, S., SCHMALZ, G. (2006). Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper. Dent.*, **31(1)**: 68-77.
- KANCHANAVASITA, W., ANSTICE, H.M., PEARSON, G.J. (1997). Water sorption characteristics of resin-modified glass-ionomer cement. *Biomaterials*, **18(4)**: 343-349.
- KAWAGUCHI, M., FUKUSHIMA, T., MIYAZAKI, K. (1994). The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. *J. Dent. Res.*, **73(2)**: 516-521.
- KEHE, K., REICHL, F.X., DURNER, J., WALTHER, U., HICKEL, R., FORTH, W. (2001). Cytotoxicity of dental composite components and mercury compounds in pulmonary cells. *Biomaterials.*, **22(4)**: 317-322.
- KEOGH P., RAY J.N., LYNCH C.D., BURKE M.F., HANNIGAN A. (2004). Surface microhardness of a resin composite exposed to a first generation LED curing lamp, in vitro. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, **12(4)**:177-180.
- KIM J.Y., PFEIFFER P., NIEDERMEIER W. (2003). Effect of laboratory procedures and thermocycling on the shear bond strength of resin-metal bonding systems. *J. Prosthet. Dent.*, **90(2)**:184-189.
- KNEZEVIC, A., TARLE, Z., MENIGA, A., SUTALO, J., PICHLER, G., RISTIC, M. (2001). Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J. Oral Rehabil.*, **28(6)**: 586-591.
- KNOBLOCH, L.A., KERBY, R.E., MCMILLEN, K., CLELLAND, N. (2000). Solubility and sorption of resin based luting cements. *Oper. Dent.*, **25(5)**: 434-440.
- KORAN, P., KÜSCHNER, R. (1998). Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerization. *Am. J. Dent.*, **11(1)**: 17-24.

- KOUPIS, N.S., VERCRUYSSSE, C.W., MARKS, L.A., MARTENS, L.C., VERBEECK, R.M. (2004). Curing depth of composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent. Mater.*, **20(10)**: 908-914.
- KUMBULOĞLU, O., LASSILA, L.V.J., USER, A., VALLITTU, P.K. (2004). A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int. J. Prosthodont.*, **17**: 357-363.
- KURACHI, C., TUBOY, A.M., MAGALHAES, D.V., BAGNATO, V.S. (2001). Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED based devices. *Dent. Mater.*, **17(4)**: 309-315.
- LEINFELDER, K.F., LEMONS, J.E. (1988). *Clinical Restorative Materials and Techniques*. Philadelphia: Lea&Febiger, Chapter 3.
- LEONARD, D.L., CHARLTON, D.G., ROBERTS, H.W., ZIONIC, A. (2001). Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and a microfil composite. *Oper. Dent.*, **26**: 176-180.
- LEONARD, D.L., CHARLTON, D.G., ROBERTS, H.W., COHEN, M.E. (2002). Polymerization efficiency of led curing lights. *J. Esthet. Restor. Dent.*, **14(5)**: 286-95.
- LINDBERG, A., PEUTZFELDT, A., VAN-DIJKEN, J.W. (2005). Effect of power density of curing unit, exposure duration and light guide distance on composite depth of cure. *Clin. Oral Investig.*, **9(2)**: 71-76.
- LU, H., MEHMOOD, A., CHOW, A., POWERS, J. M. (2005). Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, **94(6)**: 549-54
- MAGNE, P., BELSER, U. (2002). *Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition*. Berlin: Quintessence Pub., Chapter 1,2.
- MANHART, J., KUNZELMANN, K.H., CHEN, H.Y., HICKEL, R. (2000). Mechanical properties of new composite restorative materials. *J. Biomed. Mater. Res.*, **53(4)**: 353-361.
- McCABE, J.F., CARRICK, T.E. (1989). Output from visible light activation units and depth of cure of light-activated composites. *J. Dent. Res.*, **68(11)**: 1534-1539.
- MCCABE, J.F. (1990). *Applied Dental Materials*. 7th Ed. London: Blackwell Pub., Chapter 2.
- MCLEAN, J.W., WILSON, A.D., PROSSER, H.J. (1984). Development and use of water-hardening glass-ionomer luting cements. *J. Prosthet. Dent.*, **52(2)**: 175-81.
- MCLEAN, J.W. (1988). Glass-ionomer cements. *Br. Dent. Jr.*, **164**: 293-310.
- MCLEAN, J.W. (1992). The clinical use of glass ionomer cements. *Dent. Clin. North. Am.*, **36(3)**: 693-711.

- MEHL, A., HICKEL, R., KUNZELMANN, K.H. (1997). Physical properties and gap formation of light cured composites with and without soft start polymerization. *J. Dent*, **25**: 231-240.
- MILLAR, B.J., NICHOLSON, J.W. (2001). Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials. *J. Oral Rehabil.*, **28(6)**: 549-552.
- MICALI, B., BASTING, R.T. (2004). Effectiveness of composite resin polymerization using light-emitting diodes or halogen-based light-curing units. *Pesqui Odontol Bras.*, **18(3)**: 266-270.
- MILLS, R.W. (1995). Blue light emitting diodes another method of light curing? *Br. Dent. J.*, **178(5)**:169.
- MILLS, R.W., JANDT, K.D., ASHWORTH, S.H. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br. Dent. J.*, **186(8)**: 388-391.
- MIYAZAKI, M., HATTORI, T., ICHIISHI, Y., KONDO, M., ONOSE, H., MOORE, B.K. (1998). Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper. Dent.*, **23(2)**: 50-54.
- MOMOI, Y., IWASE, H., NAKANO, Y., KOHNO, A., ASANUMA, A., YANAGISAWA, K. (1990). Gradual increases in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stresses. *J. Dent. Res.*, **69(10)**: 1659-1663.
- MOMOI, Y., McCABE, J.E. (1994). Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage. *Br. Dent. J.*, **176(3)**: 91-96.
- MOON, H.J., LEE, Y.K., LIM, B.S., KIM, C.W. (2004). Effect of various light curing methods on the leachability of uncured substances and hardness of a composite resin. *J. Oral Rehabil.*, **31(3)**: 258-264.
- MOUNT, G.J. (1998). Clinical performance of glass-ionomers. *Biomaterials*, **19(6)**: 573-579.
- MURCHISON, D.F., CHAN, D.C.N., COOLEY, R.L. (2001). Direct anterior restorations. In: *Fundamentals of Operative Dentistry*, Ed.: J.B. Summit, J.W. Robbins, S.R. Schwartz. Illinois: Quintessence Pub., Chapter 9.
- MURRAY, G.A., YATES, J.L., NEWMAN, S.M. (1981). Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. *J. Prosthet. Dent.*, **46(2)**: 167-173.
- NEO, B.J., SOH, M.S., TEO, J.W., YAP, A.U. (2005). Effectiveness of composite cure associated with different light-curing regimes. *Oper. Dent.*, **30(6)**: 671-675.
- NICHOLSON, J.W. (1998). Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*, **19(6)**: 485-494.
- NOMOTO, R., UCHIDA, K., HIRASAWA, T. (1994). Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent. Mater. J.*, **13(2)**: 198-205.
- NOMOTO, R., McCABE, J.F., HIRANO, S. (2004). Comparison of halogen, plasma and led curing units. *Oper. Dent.*, **29(3)**: 287-294.

- OBERHOLZER, T.G., DU PREEZ, I.C., KIDD, M. (2005). Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials*, **26(18)**: 3981-3986.
- O'BRIEN, W.J. (2002). Dental Materials and Their Selection. 3rd Ed. Illinois: Quintessence Pub., Chapter 8,9.
- OLIVA, A., DELLA-RAGIONE, F., SALERNO, A., RICCIO, V., TARTARO, G., COZZOLINO, A., D'AMATO, S., PONTONI, G., ZAPPIA, V. (1996). Biocompatibility studies on glass ionomer cements by primary cultures of human osteoblasts. *Biomaterials*, **17(13)**: 1351-1356.
- OPDAM, N.J.M., ROETERS, J.J.M., JOOSTEN, M., VEEKE, O. (2002). Porosities and voids in class I restorations placed by six operators using a packable or syringeable composite. *Dent. Mater. J.*, **18**: 58-63.
- OYSAED, H., RUYTER, I.E. (1994). Composites for use in posterior teeth mechanical properties tested under dry and wet conditions. *J. Biomed. Mater. Res.*, **20(2)**: 261-71.
- ORTENGREN, U., ELGH, U., SPASENOSKA, V., MILLEDING, P., HAASUM, J., KARLSSON, S. (2000). Water sorption and flexural properties of a composite resin cement. *Int. J. Prosthodont.*, **13(2)**: 141-147.
- ORTENGREN, U., WELLENDORF, H., KARLSSON, S., RUYTER, I.E. (2001). Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J. Oral Rehabil.*, **28(12)**: 1106-1115.
- OZTURK, N., UŞUMEZ, A., UŞUMEZ, S., OZTURK, B. (2005). Degree of conversion and surface hardness of resin cement cured with different curing units. *Quintessence Int.*, **36(10)**: 771-7.
- PAGNIANO, R.P., JOHNSTON, W.M. (1996). Three-year effect of unfilled resin dilution on water sorption of a light-cured microfill and hybrid composite resin. *J. Prosthet. Dent.*, **75(4)**: 364-6.
- PALIN, W.M., FLEMING, G.J., MARQUIS, P.M. (2005). The reliability of standardized flexure strength testing procedures for a light-activated resin-based composite. *Dent. Mater.*, **21(10)**: 911-919.
- PALMER, D.S., BARCO, M.T., BILLY, E.J. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J. Prosthet. Dent.*, **67(3)**: 325-327.
- PAPAZOGLU, E., RAHİOTİS, C., KAKABOURA, A., LOUKİDİS, M. (2006). Curing efficiency of a photo- and dual-cured resin cement polymerized through 2 ceramics and a resin composite. *Int. J. Prosthodont.*, **19(1)**: 34-6.
- PARK, S.H., KİM, S.S., CHO, Y.S., LEE, C.K., NOH, B.D. (2004). Curing units ability to cure restorative composites and dual-cured composite cements under composite overlay. *Oper. Dent.*, **29(6)**: 627-635.
- PEUTZFELDT, A., SAHAFI, A., ASMUSSEN, E. (2000). Characterization of resin composites polymerised with plasma arc curing units. *Dent. Mater.*, **16(5)**: 330-336.
- PILO, R., CARDASH, H.S. (1992). Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent. Mater.*, **8(5)**: 299-304.

- PIWOWARCZYK, A., LAUER, H.C. (2003). Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper. Dent.*, **28(5)**: 535-542.
- PLATT, J.A., CLARK, H., MOORE, B.K. (2005). Curing of pit & fissure sealants using light emitting diode curing units. *Oper. Dent.*, **30(6)**: 764-771.
- PRICE, B.T.R., FELIX, C.A., ANDREOU, P. (2003). Evaluation of a second generation LED curing light. *J. Can. Dent. Assoc.*, **69(10)**: 666.
- QUANCE, S.C., SHORTALL, A.C., HARRINGTON, E., LUMLEY, P.J. (2001). Effect of exposure intensity and postcure temperature storage on hardness of contemporary photo activated composites. *J. Dent.*, **29(8)**: 553-560.
- RAHIOTIS, C., KAKABOURA, C.R., LOUKIDIS M., VOUGIOUKLAKIS, G. (2004). Curing efficiency of various types of light curing units. *Eur. J. Oral Sci*, **112(1)**: 89-94.
- RATHBUN, M.A., CRAIG, R.G., HANKS, C.T., FILSKO, F.E. (1991). Cytotoxicity of a Bis-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents. *J. Biomed. Mater. Res.*, **25(4)**: 443-457.
- ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., CRISPIN, B.J. (1998). Dental luting agents: a review of the current literature. *J. Prosthet. Dent.*, **80(3)**: 280-301.
- ROULET, J.F., DEGRANGE, M. (2000). Adhesion The Silent Revolution in Dentistry. Leipzig: Jütte Druck GmbH, Chapter 16.
- RUEGGERBERG, F.A. (2002). From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J. Prosthet. Dent.*, **87(4)**: 364-379.
- RUSE, N.D. (1999). What is a compomer? *J. Can. Dent. Assoc.*, **65(9)**: 500-4.
- SAKAGUCHI, R.L., DOUGLAS, W.H., PETERS, M.C. (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J. Dent.*, **20(3)**: 183-188.
- SDI (2006). Radium high powered LED cordless curing light. Erişim:[<http://www.sdi.com.au/radii>]. Erişim tarihi: 07.01.2006
- SHARKEY, S., RAY, N., BURKE, F., ZIADA, H., HANNIGAN, A. (2001). Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence Int.*, **32(5)**: 401-405.
- SHEN, C. (2003). Dental cements. In: *Science of Dental Materials*, Ed.: K.J. Anusavice, Missouri: Saunders, Chapter 16.

- SHOR, A., NICHOLLS, J.I., PHILLIPS, K.M., LIBMAN, W.J. (2003). Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD ClassII cavity preparations. *Int. J. Prosthodont.*, **16(1)**: 64-69.
- SHORTALL, A.C., BAYLIS, R.L., FISHER, S.E., HARRINGTON, E. (1993). Operating variables affecting the working time of a dual cured composite luting cement. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, **1(4)**: 185-188.
- SHORTALL, A.C., WILSON, H.J., HARRINGTON, E. (1995). Depth of cure of radiation-activated composite restoratives-influence of shade and opacity. *J. Oral Rehabil.*, **22(5)**: 337-342.
- SHORTALL, A.C., HARRINGTON, E. (1996). Effect of light intensity on polymerisation of three composite resins. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* **4(2)**: 71-76.
- SHORTALL, A.C., HARRINGTON, E. (1997). Effectiveness of battery powered light activation units. *Br. Dent. J.*, **183(3)**: 95-100.
- SHORTALL, A.C., HARRINGTON, E. (1998). Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J. Oral Rehabil.*, **25(12)**: 908-913.
- SILIKAS, N., ELIADES, G., WATTS, D.C. (2000). Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater.*, **16(4)**: 292-296.
- SIGEMORI, R.M., REIS, A.F., GIANNINI, M., PAULILLO, L.A. (2005). Curing depth of a resin-modified glass ionomer and two resin-based luting agents. *Oper. Dent.*, **30(2)**: 185-189.
- SILTA, Y.T., DUNN, W.J., PETERS, C.B. (2006). Effect of shorter polymerization times when using the latest generation of light-emitting diodes. *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.*, **128(6)**: 744-8.
- SOH, M.S., YAP, A.U., SIOW, K.S. (2003a). Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of led lights. *Oper. Dent.*, **28(4)**: 371-377.
- SOH, M.S., YAP, A.U., SIOW, K.S. (2003b). The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper. Dent.*, **28(6)**: 707-715.
- SOH, M.S., YAP, A.U., SIOW, K.S. (2004). Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper. Dent.*, **29(1)**: 9-15.
- SOH, M.S., YAP, A.U. (2004). Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J. Dent.*, **32(4)**: 321-326.
- SÖDERHOLM, K.J., MARIOTTI, A. (1999). Bis-GMA based resins in dentistry: are they safe? *J. Am. Dent. Assoc.*, **130(2)**: 201-209.
- SPAGNULO, G., ANNUNZIATA, M., RENGO, S. (2004). Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and led lights. *Clin. Oral Investig.*, **8(2)**: 81-85.

- STAHL, F., ASHWORTH, S.H., JANDT, K.D., MILLS, .W. (2000). Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, **21(13)**: 1379–1385.
- ST-GEORGES, A.J., STURDEVANT, J.R., SWIFT, E.J. Jr., THOMPSON, J.Y. (2003). Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J. Prosthet. Dent.*, **89(6)**: 551-7.
- TANOUE, N., MATSUMURA, H., ATSUTA, M., (1999). Effectiveness of polymerization of a prosthetic composite using three polymerization systems. *J. Prosthet. Dent.*, **82(3)**: 336-343.
- TANOUE, N., MATSUMURA, H., ATSUTA, M., (2003). Properties of a new photo-activated composite polymerized with three different laboratory photo-curing units. *J. Oral Rehabil.*, **30(8)**: 832-836.
- THIND, B.S., STIRRUPS, D.R., LLOYD, C.H. (2006). A comparison of tungsten-quartz-halogen, plasma arc and light-emitting diode light sources for the polymerization of an orthodontic adhesive. *Eur. J. Orthod.* **28(1)**: 78-82.
- THOMPSON, L.R., MILLER, E.G., BOWLES, W.H. (1982). Leaching of unpolymerized materials from orthodontic bonding resins. *J. Dent. Res.*, **61(8)**: 989-992.
- TJAN, A.H., DUNN, J.R., GRANT, B.E. (1992). Marginal leakage of cast gold crowns luted with an adhesive resin cement. *J. Prosthet. Dent.*, **67(1)**: 11-15.
- TJANDRANIWATA, R., IRIE, M., SUZUKI, K. (2005). Flexural properties of eight flowable light-cured restorative materials, in immediate vs 24-hour water storage. *Oper. Dent.*, **30(2)**: 239-249.
- TSAI, P.C., MEYERS, I.A., WALSH, L.J. (2004). Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent. Mater.*, **20(4)**: 364-369.
- UHL, A., MILLS, R.W., JANDT, K.D. (2003). Photoinitiator dependent composite depth of cure and knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials*, **24(10)**: 1787–1795.
- UHL, A., MICHAELIS, C., MILLS, R.W., JANDT, K.D. (2004). The influence of storage and indenter load on the knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dent. Mater.*, **20(1)**: 21-28.
- UNO, S., TANAKA, T., NATSUÏZAKA, A., ABO, T. (2003) Effect of slow-curing on cavity wall adaptation using a new intensity-changeable light source. *Dent. Mater.*, **19(2)**: 147–152.
- ÜŞÜMEZ, S., BÜYÜKYILMAZ, T., KARAMAN, A.I. (2003). Effects of fast halogen and plazma ark curing lights on the surface hardness of orthodontic adhesives for lingual retainers. *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.*, **123(6)**: 641-648.
- WALKER, M.P., SPENCER, P., EICK, J.D. (2003). Effect of simulated resin-bonded fixed partial denture clinical conditions on resin cement mechanical properties. *J. Oral Rehabil.*, **30(8)**: 837-846.

- WATTS, D.C., KISUMBI B.K., TOWORFE, G.K. (2000). Dimensional changes of resin/ionomer restoratives in aqueous and neutral media. *Dent. Mater.*, **16(2)**: 89-96.
- WENDT, S.L., MCINNES, P.M., DICKINSON, G.L. (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent. Mater.*, **8(3)**: 181-184.
- WHITE, S.N., SORENSEN, J.A., KANG, S.K., CAPUTO, A.A. (1992). Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, **67(2)**: 156-161.
- WHITE, S.N., YU, Z. (1993). Physical properties of fixed prosthodontic resin composite luting agents. *Int. J. Prosthodont.*, **6(4)**: 384-389.
- WILSON, B.M., BOUSCHLICHER, M., RUEGGEBERG, F., METTENBURG, D.J. (2003). Correlation of composite bottom to top microhardness and conversion values. *J. Dent. Res.* **82**: 123-137.
- WILLEMS, G., LAMBRECHTS, P., BRAEM, M., VANHERLE, G. (1993), Composite resins in the 21st Century., *Quintessence Int.*, **24(9)**: 641-658.
- VERSLUIS, A., DOUGLAS, W.H., SAKAGUCHI R.L. (1996). Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent. Mater.*, **12(5)**: 290-294.
- YAP, A.U. (2000). Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper. Dent.*, **25(5)**: 113-120.
- YAP, A.U., SENEVITRANE, C. (2001). Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper. Dent.*, **26(5)**: 460-466.
- YAP, A.U., WEE, K.E., TEOH, S.H. (2002). Effects of cyclic temperature changes on hardness of composite restoratives. *Oper. Dent.*, **27(1)**: 25-29
- YAP, A.U., SOH, M.S. (2003) Thermal emission by different light-curing units. *Oper. Dent.*, **28(3)**: 260-266.
- YAP, A.U., WONG, N.Y., SIOW, K.S. (2003a). Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. *Oper. Dent.*, **28(4)**: 357-364.
- YAP, A.U., WATTANAPAYUNGKUL, P., CHUNG, S.M. (2003b). Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. *Oper. Dent.*, **28(6)**: 723-727.
- YAP, A.U., SAW, T.Y., CAO, T., NG, M.M. (2004). Composite cure and pulp-cell cytotoxicity associated with led curing lights. *Oper. Dent.*, **29(1)**: 92-99.
- YAP A.U., SOH M.S.(2005). Curing efficacy of a new generation high-power LED lamp. *Oper. Dent.*, **30(6)**: 758-763.
- YOON, T.H., LEE, Y.K., LIM, B.S., KIM, C.W. (2002). Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J. Oral Rehabil.*, **29(12)**: 1165-1173.

YOSHIDA, K., TANAGAWA, M., ATSUTA, M. (1998). In-vitro solubility of three types of resin and conventional luting cements. *J. Oral Rehabil.*, **25(4)**: 285-291.

ZAIMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, E., AKSU, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ank. Üni. Basımevi, Bölüm 3,15.

ZAIMOĞLU, A., CAN, G. (2004). Sabit Protezler. Ankara: Ank. Üni. Basımevi, Bölüm 16.

ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı: Bahadır

Soyadı: Dökmez

Doğum yeri ve tarihi: Aksaray-17.05.1977

Uyruğu: T.C.

Medeni Durumu: Bekar

Askerlik Durumu: Tecilli

İletişim adresi ve telefonu: 8. Cad. 147/3 Emek - ANKARA
0 312 2234160

II- Eğitimi

2001 – 2006: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş
Tedavisi Anabilim Dalı

1995 – 2000: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1991 – 1994: İvriz Anadolu Öğretmen Lisesi

1990 – 1991: Şanlıurfa Lisesi

1989 – 1990: Bozova Lisesi

1982 – 1989: Anamur İlköğretim Okulu

Yabancı Dili: İngilizce

III- Ünvanları

2000: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi / Diş Hekimi

IV- Mesleki Deneyimi

2000-2006 – Diş Hekimi

V- Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

TPID – Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği

VI- Bilimsel İlgi Alanları

KEDİCİ, P.S., **DÖKMEZ, B.** (2003). Sexual variation in the human face and implication for facial reconstruction. Turkish Journal of Forensic Sciences. March 2003; vol 2 no1: 63-70

ÖZTAŞ, D.D., GÜRBÜZ, A., ARSLAN, İ., **DÖKMEZ, B.**, ÖNAL, M. (2004). The effect of glaze firing on porosity of dental porcelain BASS.

GÜRBÜZ, A., ÖZTAŞ, D.D., **DÖKMEZ, B.** (2005). Comparassion of surface hardness of resin cements polymerization that occured by different light sources, BASS.

VII- Bilimsel Etkinlikler

2002: Maksillofasiyal protezlerde kullanılan materyaller, Ankara

2002: Sexual variation in the human face and implication for facial reconstruction, Atina.

2003: Diş hekimliğinde hipnoz ve uygulama biçimleri., Ankara

VIII- Diğer Bilgiler

2005: Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği, 15. Bilimsel Toplantısı, 22-23 Ekim, ANKARA

2004: 28th Annual Conference of the European Prosthodontic Association - 14th Scientific Congress of the Turkish Prosthodontic and Implantology Association, 16-18 Ekim, KUŞADASI

2003: Türk Hipnoz Derneği 1. Sempozyumu, 21-23 Mart, İSTANBUL

2002: Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği, 12. Bilimsel Kongresi, 23-25 Mayıs, İSTANBUL