

T.C.

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

115 981

5 FARKLI DUAL-CURE YAPIŞTIRICI REZİN SİMANIN DEĞİŞİK
KOMPOZİT VE PORSELEN KALINLIKLARI ALTINDA
POLİMERİZASYON ETKİNLİĞİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

Dt. Gül ATEŞ

115981

Hacettepe Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetmeliğinin
Protez (Diş) Programı İçin Öngördüğü
DOKTORA TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Nur Emel HERSEK

ANKARA
2002

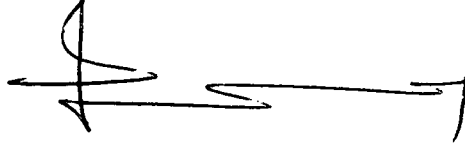
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Protez (Diş) Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

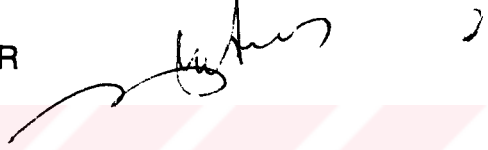
Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nur Emel HERSEK
(Hacettepe Üniversitesi)



Üye: Prof. Dr. Muhittin YENİGÜL
(Hacettepe Üniversitesi)



Üye: Prof. Dr. Müjgan ÖKTEMER
(Hacettepe Üniversitesi)



Üye: Prof. Dr. Erdal ŞAHİN
(Hacettepe Üniversitesi)

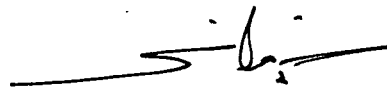


Üye: Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ
(Ankara Üniversitesi)



ONAY:

Bu tez, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun kararıyla kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Sezgin İLGİ
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Sayın Prof. Dr. Nur HERSEK' e bu çalışmanın her aşamasında verdiği her türlü destek, yardım ve rehberliğinden,

Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Muhittin YENİGÜL'e değerli bilgileriyle her konuda bize önderlik ederek, yardım ve desteğini esirgemediğinden ,

Sayın Prof. Dr. Erdal ŞAHİN'e bölüme girdiğim günden itibaren verdiği her türlü destek ve teşviklerinden,

Sayın. Prof. Dr. Oktay KURAL'a bana gösterdiği anlayış ve destekten,

Burada ismini tek tek sayamadığım bölümdeki diğer çok saygı değer hocalarıma gösterdikleri sevgi ve yardımlarından,

Sevgili aileme, kilometrelerce uzaktan bana verdikleri destek, emek ve her zaman yanımda olduklarını hissettirdiklerinden dolayı,

İçtenlikle teşekkür ediyorum.

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından desteklenmiştir.

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**

ÖZET

ATEŞ, G., 5 Farklı Dual-Cure Yapıştırıcı Resin Simanın Değişik Kompozit ve Porselen Kalınlıkları Altında Polimerizasyon Etkinliğinin Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez (Diş) Programı Doktora Tezi, Ankara, 2002. Dual-cure resin simanlar hem kimyasal olarak hem de ışık aktivasyonu ile polimerize olurlar. Fakat klinik olarak simanın bütün yüzeylerine ışık kaynağı tam olarak ulaşamaz. Bu amaçla, çalışmamızda inley kalınlığının resin simanın sertliğine ayrıca ışıksız ve ışıkla polimerizasyonun simanın sertleşme derecesine etkisi araştırılmıştır. Bunun için 5 farklı dual-cure resin siman (3M Opal, Calibra, Nexus, Variolink II, Panavia-F) kullanılarak 8x1 mm boyutlarında her bir simandan 20 adet örnek hazırlanmıştır. Bu örneklerden 10 tanesi değişik kalınlıklardaki (1-5 mm) kompozit diskler aracılığıyla, diğer 10 tanesi ise değişik kalınlıklardaki porselen diskler aracılığıyla polimerize edilmiştir. Daha sonra bu siman örneklerin polimerizasyon etkinliğini değerlendirmek için 3 değişik zamanda (1 saat, 24 saat, 1 hafta) Knoop sertlik ölçümleri yapılmıştır. Ayrıca herbir simandan 4 adet örnek hazırlanmıştır. Bu örneklerden 2 tanesi ışık uygulanmadan kimyasal polimerizasyona bırakılmıştır. Diğerleri ise bir yüzeyinden ışık uygulanarak dual-cure polimerize edilmiştir. Daha sonra bu örneklerin 1 saat, 24 saat, 1 hafta sonraki Knoop sertlik ölçümleri yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre kompozit ve porselen kalınlığı arttıkça polimerizasyon etkinliği azalmaktadır. Ayrıca çalışmanın 2. bölümüne göre ise kullanılan dual-cure resin simanların kimyasal ve ışıkla aktivasyon özellikleri birbirlerinden oldukça farklı bulunmuştur. Buna göre bu simanların kimyasal polimerizasyonu tek başına yeterli değildir.

Anahtar kelimeler: Dual-cure resin siman, inley/onley, laminate veneer, sertlik testleri, kimyasal ve ışıkla polimerizasyon .

Destekleyen Kurumlar: HÜAF 01.T09.102.003

ABSTRACT

Ateş, G., The effect of composite or ceramic inlay thickness on hardening of 5 different dual-cured resin luting cements and comparison of chemical versus dual-curing of resin luting cements. Dual-cure resin luting cements polymerize both chemically and through light activation; however, clinically some aspects of the cement are not readily accessible to the light source. This study investigated the effect of inlay thickness on cement hardness and the degree of cement hardening achieved through chemical curing only versus dual curing. Disks 8 x1 mm were prepared from five commercially available dual-cure resin luting cements (3M Opal, Calibra, Nexus, Variolink II, Panavia-F). 20 specimens were prepared from each cement. 10 specimens were dual-cured through resin composite spacers of varying thicknesses (1 to 5 mm) and the others were cured through similar ceramic spacers, and hardness measurements were then recorded at 1 hour, 24 hours, and 1 week intervals. In addition, four specimens were prepared from each material; half of the specimens were cured chemically only, and remainder were dual-cured. Knoop hardness measurements were recorded. Multivariate analysis of variance revealed significant difference in hardness of specimens dual-cured through ceramic or resin composite spacers 2 to 3 mm in thickness or more versus those that were dual-cured without spacer regardless of the spacer material. Significant difference were also found in the hardness of chemically cured versus dual-cured specimens at the % 5 level of significance for all examined cements.

Key words: Dual-cure resin luting cement, chemically and light activation, microhardness test, composite or ceramic inlay / onlay, laminate veneers.

Supported by HÜAF 01.T09. 102.03

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ŞEKİLLER	x
TABLolar	xi
GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER	
2.1. Simanların Tarihçesi ve Gelişimi	2
2.2. .Restoratif Rezinler	3
2.3. I-Doldurucusuz Restoratif Rezinler (Unfilled) : Akrilik	4
2.4. II-Dolduruculu Restoratif Rezinler : Kompozit Rezinler	4
2.5. Kompozitlerin Yapısı ve Reaksiyonu	5
2.6. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	8
2.7. Kompozit Ürün Sistemi	11
2.8. Kompozitlerin Sertleşme zamanı	12
2.9. Kompozitlerde Polimerizasyon Büzülmesi	12
2.10. Kompozitlerin Termal Özellikleri	16
2.11. Kompozitlerde Su Absorbsiyonu ve Çözünürlük	16
2.12. Kompozitlerde Renk Stabilitesi	17
2.13. Kompozitlerde Radyoopasite	17
2.14. Kompozitlerin Mekanik Özellikleri	17
2.15. Kompozitlerde Aşınma	18
2.16. Kompozitlerde Polimerizasyon Derinliği	20
2.17. Kompozitlerde Biyouyumluluk	22
2.18. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu	22
2. 19. REZİN ESASLI MADDELERİN UYGULAMA ALANLARI	27
2.20. REZİN ESASLI YAPIŞTIRICI SİMANLAR	29

2.21. TAM SERAMİK RESTORASYONLAR	36
2.22. Finesse All-Ceramic Low-Fusing Porcelain	38
2.23. PORSELEN İNLEYLER VE ONLEYLER	41
2.24. MAKİNA YARDIMIYLA ÜRETİLEN SERAMİK RESTORASYONLAR	43
2.25. PORSELEN LAMİNATE VENEERLER	45
2.26. SERTLİK (INDENTATION HARDNESS)	46
GEREÇ VE YÖNTEM	54
3.1. Kompozit Disklerin Hazırlanması	57
3.2. Porselen disklerin hazırlanması	59
3.3. Rezin Siman Örneklerin Hazırlanması	61
BULGULAR	67
TARTIŞMA	119
SONUÇLAR	131
KAYNAKLAR	132

ŞEKİLLER

2.1.	Kompozitlerin partikül yapısı	9
2.2.	Finesse porselenlerin fırınlama ısısı	38
2.3.	Finesse porselenlerin lösit içeriği	40
2.4.	A) Knoop sertlik testi B) Vickers sertlik testi	50
3.1.	3M Opal dual-cure rezin siman	55
3.2.	Nexus dual-cure rezin siman	55
3.3.	Variolink II dual-cure rezin siman	56
3.4.	Calibra dual-cure rezin siman	56
3.5.	Panavia-F dual-cure rezin siman	57
3.6.	Kompozit ve mum örneklerin hazırlandığı pirinç enjektör kalıp	58
3.7.	Farklı kalınlıklardaki kompozit örnekler	58
3.8.	Finesse all-seramik rövetman likiti	60
3.9.	Finesse all-seramik rövetman tozu	60
3.10.	Finesse all-seramik döküm çekirdeği	60
3.11.	Farklı kalınlıklarda porselen örnekler	61
3.12.	Rezin siman örneklerin hazırlandığı pirinç kalıp	62
3.13.	Rezin siman örneklerin hazırlandığı pirinç kalıbın şematik görünümü	63
3.14.	Işık cihazı (Translux EC Heraeus Kulzer GmbH D-61273 Wehrheim / Ts Made in Germany)	64
3.15.	Pirinç kalıp üzerinde rezin siman örneklerin hazırlanması	64
3.16.	Tukon mikrosertlik ölçüm cihazı (Acco Industries Inc, Wilson Instrument Division, Bridgeport, Conn).	65
4.1.	Farklı kompozit ve porselen kalınlıklar altında, dual-cure polimerize edilen 3M Opal rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması	80
4.2.	Farklı kompozit ve porselen kalınlıklar altında, dual-cure polimerize edilen Calibra rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması	81

4.3.	Farklı kompozit ve porselen kalınlıklar altında, dual-cure polimerize edilen Nexus rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması.	82
4.4.	Farklı kompozit ve porselen kalınlıklar altında, dual-cure polimerize edilen Variolink II rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması.	83
4.5.	Farklı kompozit ve porselen kalınlıklar altında, dual-cure polimerize edilen Panavia-F rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması.	84
4.6.	5 Farklı dual-cure rezin simanın ışıksız ve ışıkla polimerizasyonu sonucu 1 saat sonra elde edilen Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması.	85
4.7.	5 Farklı dual-cure rezin simanın ışıksız ve ışıkla polimerizasyonu sonucu 24 saat sonra elde edilen Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması.	86
4.8.	5 Farklı dual-cure rezin simanın ışıksız ve ışıkla polimerizasyonu sonucu 1 hafta sonra elde edilen Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması.	87
4.9.	3M Opal dual-cure rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin kalınlık ve zamana göre dağılımı	88
4.10.	Calibra dual-cure rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin kalınlık ve zamana göre dağılımı	88
4.11.	Nexus dual-cure rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin kalınlık ve zamana göre dağılımı	89
4.12.	Variolink II dual-cure rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin kalınlık ve zamana göre dağılımı	89
4.13.	Panavia-F dual-cure rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin kalınlık ve zamana göre dağılımı	90
4.14.	3M Opal dual-cure rezin simanın ışıkla ve ışık uygulanmadan Knoop sertlik değerlerinin zamana göre dağılımı	90
4.15.	Calibra dual-cure rezin simanın ışıkla ve ışık uygulanmadan Knoop sertlik değerlerinin zamana göre dağılımı	91

4.16. Nexus dual-cure rezin simanın ışıkla ve ışık uygulanmadan Knoop sertlik değerlerinin zamana göre dağılımı	91
4.17. Variolink II dual-cure rezin simanın ışıkla ve ışık uygulanmadan Knoop sertlik değerlerinin zamana göre dağılımı	92
4.18. Panavia-F dual-cure rezin simanın ışıkla ve ışık uygulanmadan Knoop sertlik değerlerinin zamana göre dağılımı	92
4.19. 3M Opal dual-cure rezin simanda oluşan izin mikroskop altındaki 1 saat sonraki görüntüsü.	93
4.20. Calibra dual-cure rezin simanda oluşan izin mikroskop altındaki 1 saat sonraki görüntüsü.	93
4.21. Variolink II dual-cure rezin simanda oluşan izin mikroskop altındaki 1 saat sonraki görüntüsü.	94
4.22. Panavia-F dual-cure rezin simanda oluşan izin mikroskop altındaki 1 saat sonraki görüntüsü.	94

TABLOLAR

2.1.	Kompozitlerin Bazı Özellikleri	14
2.2.	Bazı dental malzemelerin Knoop sertlik değerleri	52
3.1.	Kullanılan dual-cure rezin simanlar	54
4.1.	Farklı kompozit kalınlıklar altında 3M Opal rezin simanın Knoop sertlik değerleri	68
4.2.	Farklı porselen kalınlıklar altında 3M Opal simanın Knoop sertlik değerleri	69
4.3.	Farklı kompozit kalınlıklar altında Calibra rezin simanın Knoop sertlik değerleri	70
4.4.	Farklı porselen kalınlıklar altında Calibra rezin simanın Knoop sertlik değerleri	71
4.5.	Farklı kompozit kalınlıklar altında Nexus rezin simanın Knoop sertlik değerleri	72
4.6.	Farklı porselen kalınlıklar altında Nexus rezin simanın Knoop sertlik değerleri	73
4.7.	Farklı kompozit kalınlıklar altında Variolink II rezin simanın Knoop sertlik değerleri	74
4.8.	Farklı porselen kalınlıklar altında Variolink II rezin simanın Knoop sertlik değerleri	75
4.9.	Farklı kompozit kalınlıkları altında Panavia-F rezin simanın Knoop sertlik değerleri	76
4.10.	Farklı porselen kalınlıkları altında Panavia-F rezin simanın Knoop sertlik değerleri	77
4.11.	5 Farklı dual-cure rezin simanın kimyasal polimerizasyonu sonucu elde edilen Knoop sertlik değerleri	78
4.12.	5 Farklı dual-cure rezin simanın ışıkla polimerizasyonu sonucu elde edilen Knoop sertlik değerleri	79
4.13.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 3M Opal simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey testi ($p<0.05$).	95
4.14.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 3M Opal simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	96
4.15.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 3M Opal simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri	

	arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	96
4.16.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 3M Opal simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	97
4.17.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 3M Opal simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	98
4.18.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 3M Opal simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları	98
4.19.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, Calibra simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	99
4.20.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, Calibra simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	100
4.21.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, Calibra simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	100
4.22.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, Calibra simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	101
4.23.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, Calibra simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	102
4.24.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, Calibra simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	102
4.25.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, Nexus simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	103
4.26.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, Nexus simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	103
4.27.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, Nexus simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	104
4.28.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, Nexus simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	105

4.29.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, Nexus simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	105
4.30.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, Nexus simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	106
4.31.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, Variolink II simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	107
4.32.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, Variolink II simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	107
4.33.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, Variolink II simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	108
4.34.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, Variolink II simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	109
4.35.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, Variolink II simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	109
4.36.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, Variolink II simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	110
4.37.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, Panavia-F simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	111
4.38.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, Panavia-F simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	111
4.39.	1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, Panavia-F simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	112
4.40.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, Panavia-F simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	113
4.41.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, Panavia-F simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	113
4.42.	1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında,	

	Panavia-F simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	114
4.43.	Kimyasal olarak polimerize olan 5 farklı dual-cure rezin simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	115
4.44.	Kimyasal olarak polimerize olan 5 farklı dual-cure rezin simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları	116
4.45.	Kimyasal olarak polimerize olan 5 farklı dual-cure rezin simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	116
4.46.	Dual-cure olarak polimerize olan 5 farklı rezin simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları.	117
4.47.	Dual-cure olarak polimerize olan 5 farklı rezin simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları	117
4.48.	Dual-cure olarak polimerize olan 5 farklı rezin simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları	118

GİRİŞ

Özellikle son yıllarda hastaların estetik taleplerinin artması ve adeziv sistemlerin gelişmesi ve ilerlemesiyle beraber estetik dişhekimliğinde önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Bu sayede posterior dişlerde, diş rengindeki restoratif maddeler daha sık kullanılmaya başlanmış ve inley/onley ile laminate veneer yapımı mümkün olmuştur (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7).

Inley/ onley gibi restorasyonların kalınlıkları özellikle posterior bölgede 5-6 mm ye ulaşmaktadır. Dolayısıyla bu tür restorasyonların simantasyonu ile ilgili problemler henüz tam olarak giderilememiştir. Çünkü simantasyon için gerekli bütün özellikleri taşıyan tek bir siman henüz bulunamamıştır. Bu amaçla son yıllarda dual-cure rezin simanlar tanıtılmıştır. Fakat bu simanların tam olarak polimerize olup olmadığı ile ilgili henüz kesin bilgiler yoktur (8, 9, 10, 11, 12, 13).

Bu çalışmanın amacı, farklı kompozit ve porselen kalınlıkları altında 5 değişik dual-cure yapıştırıcı rezin simanın polimerizasyonlarının değerlendirilmesi ve dual-cure simanların kimyasal ve ışıkla aktivasyon komponentlerinin karşılaştırılmasıdır.

Bu nedenle bu çalışmada, 5 farklı kompozit ve porselen kalınlık (1-5mm) altında, 5 farklı dual-cure rezin simanın (3M Opal, Calibra, Nexus, Variolink II, Panavia-F) başlangıç ve sonuç polimerizasyonları değerlendirilmiştir. Ayrıca bu simanların ışıklı ve ışıksız polimerizasyonları karşılaştırılmıştır.

GENEL BİLGİLER

2.1. Simanların Tarihçesi ve Gelişimi

İlk çağlardan beri insanlar diş ağrısını gidermek ve kaybedilen fonksiyonu yerine koymak için çabalamaktadır.

Dişhekimliği ile ilgili kaynakların tarihi M.Ö 2700 yılına, kaybedilen dişlerin yerine konulması ve şekillendirilmesi çabası ise M.Ö 2500 yılına kadar uzanan bir geçmişe sahiptir (14).

Dişler, yüzün önemli bölümünü oluşturdıkları için, doğal görünümlü restorasyon maddelerinin elde edilmesi amacıyla yıllardan beri sayısız çalışmalar yapılmış ve günümüzde de hala yapılmaktadır.

Geçen yüzyılda, asitle pürüzlendirilmiş porselen restorasyonların gelişmesi, dişhekimine klasik metal restorasyonlara göre, estetik bir alternatif sağlamıştır (4, 15, 16).

2000 li yılları yaşadığımız günümüzde ise dişhekimliği tarihteki diğer günlerden çok farklı bir yere gelmiştir. Dişhekimliğinin değişen çehresi, metal desteksiz restorasyonlara ilginin artmasına neden olmuştur.

Direkt estetik restoratif madde olarak ilk geliştirilen madde silikat simanlardır. 1800 ün sonlarında kullanılmaya başlanan bu siman, alumina-silica cam ve fosforik asit likitinden hazırlanmıştır. Ağız sıvılarında yüksek oranda çözülen silikat hızlı bir şekilde bozulmasına rağmen 1950 nin başlarına kadar kullanılmıştır. Bu simanların en büyük avantajı ise cam fazdan yavaşça florid salınmasıdır. Bozulma, renklenme, translusensi kaybı ve yeterli mekanik özelliklerin olmayışı yeni siman arayışlarını gündeme getirmiştir (17, 18, 19, 20).

1945 lerde silikat simanların yerine kullanılmak üzere kendi kendine polimerize olan doldurucu içermeyen akrilik restoratif rezinler geliştirilmiş ve 1950 nin ortalarına kadar kullanılmıştır. Bu materyaller protez kaide rezinlerine benzer ve silikatlara göre çözünürlüğü daha az, renk stabilitesi daha iyidir. Aynı zamanda bu maddelerin kullanımı ve polisajı kolay ve başlangıç estetikleri oldukça iyidir. Esas problemleri ise polimerizasyon

büzülmesinin ve termal boyutsal değışikliklerin fazla olması, düşük elastisite modülü, renklenme ve büyük oranda aşınmasıdır (18, 20).

1960 yılında tanıtımı yapılan kompozit rezinler ise, inorganik partiküllerin yumuşak dimetakrilat polimerine bağlandığı sert yapıda bir karışımdır. Doldurucu faza bağlı olarak bu maddeler doldurucusuz rezinlerden daha iyi mekanik özelliklere sahiptir ve bu özellikler mine ve dentine yakındır. Başlangıçta sadece estetiğin önemli olduğu anterior sınıf III, IV ve V restorasyonlarda kullanılması düşünülmüş, fakat devam eden çalışmalar sonucu özellikleri geliştirilerek posterior restorasyonlarda da kullanımına başlanmıştır (17, 18, 5, 21, 22, 20).

Fakat kompozitlerin özelliklerinin geliştirilmesine rağmen yine de posterior bölgede kullanımında problemler ortaya çıkmıştır. Özellikle temas bölgelerinde aşınmaya karşı direncinin düşük olması ve yetersiz marjinal uyumu kompozitlerin kullanımını sınırlamaktadır. Bu yüzden mine ile daha uyumlu madde arayışına girilmiştir. Yapılan invivo çalışmalarda seramik maddelerin, daha estetik, aşınmaya daha dayanıklı olduğu bulunmuştur (17, 23, 24, 7, 25).

Yüksek kaliteli dental seramikler, dental restorasyonlar için geliştirilen maddeler arasında en fazla biyolojik uyuma sahiptir (3, 4, 5, 12, 26, 27).

1990 yılının sonlarına doğru tanıtımı yapılan CAD/CAM teknik sayesinde de seramik inleyler ve posterior dişlerin konservatif tedavisinde yeni gelişmeler olmuştur. Bu teknik ile yapılan restorasyonlar inley, onley ve labial veneer gibi basit restorasyonlarla sınırlı olmasına rağmen, dişhekimine restorasyonu tek seansta ve klinikte herhangi bir laboratuvar işlemine gerek duymadan daha kontrollü yapma fırsatı verir (4, 5, 12, 24, 28).

2.2. RESTORATİF REZİNLER

Estetik üstünlüklerinden dolayı sentetik rezinler, restoratif madde olarak, yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu maddelerin doğal diş yapısı görünümüne sahip olmaları, kaviteye plastik durumda iken yerleştirilebilmeleri, kısa sürede işlenebilme ve düşük maliyet gibi nitelikleri estetik restoratif amaçlarla kullanılmalarının ana nedenini oluşturur (18, 29).

Restoratif Rezinlerin Sınıflandırılması:

I-Doldurucusuz Restoratif Rezinler (Unfilled):Akrilik

II-Dolduruculu Restoratif Rezinler (Filled):Kompozitler

2.3. I-Doldurucusuz Restoratif Rezinler (Unfilled) : Akrilik

Silikat simanlar yerine kullanılmak üzere geliştirilen akrilik rezinler yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bunun sebebi ise uygulama kolaylığı, mükemmel bir renk uyumu, polisajla düzgün bir yüzey elde edilmesi, bozulmaya ve çözünürlüğe karşı direncinin yüksek olmasıdır. Bununla beraber bu maddenin sekonder çürüklere yol açması, marjinal sızıntı, maddenin kendi kendine renk değiştirmesi ve kısa bir zamanda restorasyonun kaybedilmesi gibi istenilmeyen özellikleri de zaman içinde ortaya çıkmıştır. Bu başarısızlıkların sebebi ise polimerlerin kendi yapısında bulunan 3 özelliğine bağlıdır: Yüksek polimerizasyon büzülmesi, düşük elastisite modülü ve diş yapısı ile kıyaslanınca termal genleşme katsayısının yüksek olmasıdır (17, 19).

Doldurucusuz direkt dolgu rezinleri artık tercih edilmemektedir. Ancak bunların kimyasal ve kendine has özellikleri, daha popüler olan kompozit rezinlere temel teşkil etmiştir (18, 29).

2.4. II-Dolduruculu Restoratif Rezinler : Kompozit Rezinler

Doldurucusuz akrilik rezinlere göre daha iyi fiziksel özelliklere ve daha üstün klinik performansa sahip rezin sistemleri bulmak amacı ile, yoğun çalışmalar yapılmış ve bunun sonucunda kompozit restoratif rezinler ortaya çıkmıştır (18, 19, 29).

1960 larda Bowen tarafından geliştirilen kompozit rezinler, uzun yıllar sonra dişhekimliği pratiğine girmiştir (28, 30, 31, 32, 33).

Daha sonraki yıllarda ise estetik üstünlüklerinden dolayı, restoratif madde olarak yaygın bir şekilde kullanılmıştır. Kompozit rezinler akrilik rezinlere göre oldukça üstün özelliklere sahiptirler. Özellikle, kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi daha az, su emilimi daha düşük, abrazyona karşı direnci daha büyüktür. Ayrıca gerilme dayanıklılığı (tensile

strength) ve sıkışma dayanıklılığı (compressive strength) ile elastisite modülü yüksek, termal genleşme katsayısı ise düşüktür (17, 20, 34).

Kompozitlerin yüzey sertlikleri incelenmiş ve zamanla yüzey sertliğinin arttığı ve kompozitlerin yüzey sertliğinin doldurucusuz akrilik rezin restoratif maddelerden iki kez daha büyük olduğu bulunmuştur. Ayrıca mikrofine kompozitlerin yüzey sertliğinin konvansiyonel kompozitlerden % 50 daha düşük olduğu bulunmuştur (35, 36).

2.5. Kompozitlerin Yapısı ve Reaksiyonu

1-Doldurucular

2-Organik Matriks

3-Kaplama Ajanları

4-Reaksiyonu Başlatıcı ve Hızlandırıcılar

5-Diğer Maddeler

1-Doldurucular:

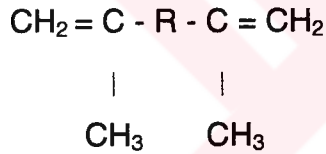
Bir kompozitte, dağılmış partiküllerin matrikste bir deformasyon oluşturmasını önlemek için doldurucu madde konsantrasyonunun yüksek olması gerekir. Doldurucu maddenin başka bir avantajı da rezin matriksinin termal genleşme katsayısını düşürmesidir. Boyutsal olarak sabit doldurucu ile boyutsal olarak sabit olmayan rezin matriksi arasındaki oran ne kadar artarsa, kompozitin termal genleşme katsayısı o kadar azalır. Doldurucu konsantrasyonu genellikle % 70-80 arasındadır ve doldurucu partiküller inorganik yapıdadır. Quartz ilave edilerek baryum veya lityum aliminyum silikat cam, borosilikat cam veya baryum, stronsiyum veya çinko camdan oluşan ince partiküller kullanılır. Kompozitler, doldurucu içine baryum, stronsiyum, zirkonyum gibi yüksek atomik ağırlığı olan maddeler ilave edilerek radyopak hale getirilebilir. Doldurucu maddenin en önemli özelliklerinden biri, partikül dağılımıdır. Klasik kompozitlerin çoğunda bu dağılım 1-100 μm arasında değişir. Genellikle 1-20 μm lik ince partiküllerle, 100 μm lik kaba partiküllerin karışımı kullanılır. Kompozitlerde doldurucu

oranının artması yüzey sertliğini ve aşınmaya karşı direncini artırır (6, 20, 23, 36).

2-Organik Matriks:

Epoksi molekülünün üzerindeki reaksiyon noktalarında, oksijen gruplarının yerini metakrilat grupları alır. Böylece metakrilat grubu vasıtasıyla polimerleştirilebilecek bir hibrit molekülü oluşturulur. Burada kendi kendine polimerize olan rezinlerde olduğu gibi, benzoil peroksit-terciyer amin polimerizasyon sistemi kullanmak sureti ile, polimerizasyon sağlanabilir. Son çıkan kompozitlerde organik polimer matriks genellikle bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) veya üretan-dimetakrilat (UDMA) gibi aromatik veya üretan-dimetakrilat oligomerlerdir (17, 19, 20, 23, 29, 30, 37).

Dimetakrilat monomeri (BIS-GMA) ile metil metakrilatın yapısal formülü şöyledir:



Buradaki R metil, hidroksil, fenil, karboksil ve amid gibi organik gruplardan herhangi biri olabilir.

Rezinler genellikle toz ve likit, pat ve likit veya iki pat olarak iki bileşen halinde bulunur. Aynen doldurucusuz akrilik rezinlerde olduğu gibi amin, bir bileşene, peroksit ise diğerine konulur. Restoratif kompozitin bağlayıcısı olarak Bowen'in BIS-GMA rezininin avantajı olmasına rağmen, bazı dezavantajları da vardır. Bu dezavantajlar arasında, visküz olup seyreltici monomer katılımı gerektirmesi, saf bir bileşimde sentezlenmesinin zor olması, havanın polimerizasyonda kuvvetli bir inhibisyon etkisi yapması, kullanılan seyrelticilerden ve BIS-GMA molekülünde bulunan hidroksil gruplarından dolayı yüksek su emilimi göstermesi sayılabilir. Bu problemler yüzünden, yeni bağlayıcıların bulunması için yoğun çaba harcanmaktadır. Yeni kompozitler BIS-GMA ihtiva edecek veya etmeyecek şekilde formüle edilirler. Bunlar genellikle BIS-GMA di-isosiyanat, üretan metakrilat tipi

hidroksil grubu içermeyen yapı ve hatta alken epoksit ve resarsinol eterlerinin metakrilat kombinasyonlarını içerirler. Son çıkan kompozitlerde organik polimer matriks genellikle bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) veya ürean-dimetakrilat (UDMA) gibi aromatik veya ürean-dimetakrilat oligomerlerdir (17, 18, 19, 20, 31).

3-Kaplama ajanları

Bir kompozitte matriks ve doldurucu partiküller arasındaki bağlantı organik silikon karışımı veya silan kaplama ajanı ile elde edilir. Silan molekülü hem reaktif gruplara sahiptir hem de oligomerle karıştırılmadan önce üreticiler tarafından doldurucu partiküllerinin yüzeyi kaplanır. Silan molekülü üzerindeki bu çift bağlantı polimerizasyon sırasında polimer matriks ile reaksiyona girer. Doldurucu ve matriks arasındaki bağlantı fonksiyon sırasında oluşan stresleri dağıtır. Sonuç olarak doldurucu veya matriksin her birinin ayrı ayrı sahip olduğu özelliklerden daha iyi özelliklere sahip bir madde ortaya çıkmış olur. Bu bağlanma aynı zamanda kompozit yüzeyinde abrazyon kuvvetleri sırasında doldurucu partiküllerinin retansiyonunu artırır. Kompozitin sağlamlığı ve dayanıklılığı kullanılan doldurucunun stabil olmasına ve rezine iyi bağlanmasına göre değerlendirilir. Bu bağlanmanın iyi olmaması, yüzeyden doldurucunun kolaylıkla ayrılmasını veya doldurucu-matriks ara yüzüne suyun kolayca nüfuz edebilmesine sebep olur. Dolayısıyla üretici, doldurucunun yüzeyini etkileşim maddesi adı verilen bir madde ile kaplar. Kaplayıcı ajanlar, aynı zamanda doldurucu-rezin ara yüzeyinde gerilim absorbe edici olarak davranabilirler. Bu amaçla kullanılan ilk madde vinil silandır (17, 18, 29).

4-Reaksiyonu Başlatıcı ve Hızlandırıcılar

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu kimyasal yolla veya görünür ışıkla olur. Dual-cure olanlarda ise polimerizasyon, ışık ve kimyasal polimerizasyonun karışımı şeklindedir. Kimyasal olarak aktive olan sistemlerde, organik peroksit başlatıcı (katalizör), tersiyer amin hızlandırıcı ile reaksiyona girerek oligomer molekülü ile çift bağlantı yapacak olan serbest

radikalleri açığa çıkarırlar. Bunun sonucunda da polimerizasyon işlemi başlamış olur.

Işıkla aktive olan sistemlerde ise polimerizasyonun başlaması uygun dalga boyundaki görünür ışığa hassas başlatıcı molekülünün (sıklıkla kamforkinon) bulunmasına bağlıdır. Alifatik (aliphatic) amin hızlandırıcı varlığında serbest radikaller açığa çıkar ve polimerizasyon başlar. Her iki sistemde de genel reaksiyon şöyledir (17, 20, 29, 37):



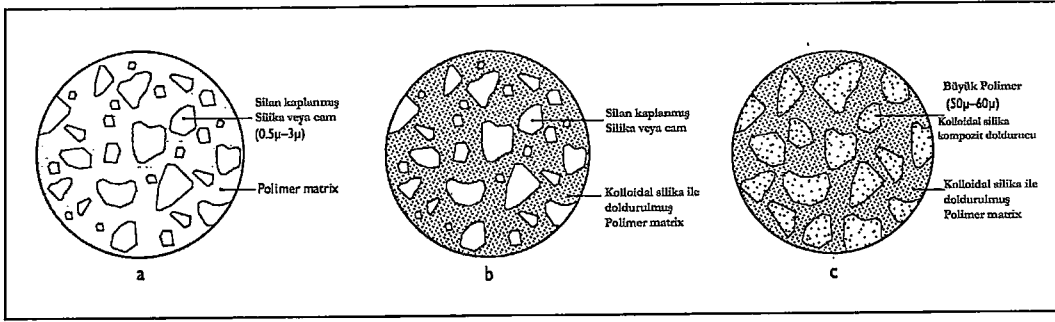
5-Diğer Maddeler

Standart bir renk elde etmek için kompozitlere az miktarda inorganik oksit pigmentleri ilave edilir. Genellikle sarıdan, griye doğru uzanan 5 veya daha fazla renk kullanılır. Günümüzde üreticiler tüketicilerin isteğine bağlı olarak 16 ile 25 arasında değişen renk seçeneği sunmaktadırlar. Kompozitin raf ömrünü uzatmak için polimerizasyonu inhibe ve stabilize ediciler ilave edilir (17, 20, 29, 37).

2.6. KOMPOZİT REZİNLERİN SINIFLANDIRILMASI

Bir kompozit iki veya daha fazla değişik fazdan oluşur. Kompozitler genellikle seramik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, şekline ve dağılımına göre sınıflandırılırlar. Bu tür sınıflamaya göre kompozitler şu şekilde sınıflandırılırlar (17,19, 20) (Şekil 2.1.)

Sınıf	Partikül Büyüklüğü
1-Fine partiküllü kompozitler	0.5-3.0 µm
2-Mikrofine kompozitler	0.04-0.2 µm
3-Hibrit kompozitler	1.0 µm
4-Makrofil kompozitler	15-35 µm



Şekil 2.1. Kompozitlerin partikül yapısı

a) Fine partiküllü b) Hibrit c) Mikrofil

1-Fine Partiküllü Kompozitler

Fine partiküllü kompozitler 0.5-3.0 µm çapında cam veya quartz partikülleri içerirler. Bunlar kompozit hacminin % 60 ile % 70 ini oluşturur. Doldurucular yoğunluk olarak polimer matriksten daha büyük olduğu için ağırlıktaki oranı da daha fazladır (%70 ile % 90). Partiküller üniform çapta olabilecekleri gibi değişik çaplarda da olabilir, böylece küçük partiküller büyük olanların arasına girer (17, 18, 19, 20).

2-Mikrofine Kompozitler

Mikrofine kompozitler 0.04-0.2 µm çapında küresel kolloidal silika partikülleri içerirler. Kolloidal silika silikonun buharlaşma fazında su kaybetmesi ile oluşur ve ortalama olarak 200 m²/g bir yüzey alanına sahiptir. Bu da polimer matriksin içine girerek viskozitesini artırır. Bu tür kompozitlerde doldurucu miktarı hacmin % 20 ile % 55 ini, ağırlığın ise % 35 ile % 80 ini oluşturur ve bu kompozitlere çalışılabilir klinik özellikler vermek için düşük molekül ağırlıklı ve düşük viskoziteli organik seyrelticiler ilave edilir. Doldurucu miktarı artırılabilir ve 10 ile 20 µm çapındaki partiküller küçültülerek mikrofine kompozitlerin özellikleri geliştirilebilir (17, 19, 20).

Mikro doldurucu kompozit rezinlerin ortalama sertliği 25 KHN iken, konvansiyonel (makrofil) kompozitlerinki 55 KHN civarındadır. Mikrofine kompozitlerin 6 hafta sonraki yüzey sertliği konvansiyonel (makrofil) kompozitlerden % 50 daha düşüktür. Ayrıca kompozitlerin yüzey sertliğinin

zamanla arttığı ve doldurucusuz akrilik rezinlerden iki kat daha sert olduğu bulunmuştur (35).

Hibrit ve fine kompozitlere kıyasla mikrodolduruculu kompozitlerin sertliğinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir (34, 36, 38).

Mikro dolduruculu rezinlerde, renk değişimi daha fazladır. Ayrıca diş fırçası aşındırma testleri de mikro dolduruculu rezinlerin bu tip aşınmaya konvansiyonel kompozitlere oranla daha yatkın olduğu gerçeğini ortaya çıkarmıştır (29, 36).

Ayrıca mikrofine kompozitler ışığı hibrit kompozitlerden daha az tutmaktadır (39).

3-Hibrit Kompozitler

Bu kompozitler, doldurucu olarak fine partikül ve kolloidal silika kombinasyonudur (% 5 ile % 10). Kolloidal partiküller fine partiküller arasındaki matriksi doldurur, bunun sonucunda da doldurucu miktarı hacmin % 60 ile % 70 ini oluşturur. Hibrit kompozitler mikrofine kompozitlerden sonra en çok kullanılan kompozitlerdir. Son yapılan çalışmalarda, çok küçük partiküllü hibrit kompozitlerin aşınmaya karşı direncinin klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (17, 19, 20, 34, 7).

4-Makrofil Kompozitler

Bu kompozitler, çapları 15-35 μm arasında değişen büyük quartz partikülleri içeren ilk kompozitlerdir. Ancak, büyük partiküller yeterli polisaja izin vermez ve buna bağlı olarak da düzgün olmayan yüzeyler oluşur, bu da restorasyonun yüzeyinde plak birikmesine neden olur. Son yıllarda kolay polisaj yapımına izin veren küçük partiküllü maddelerin geliştirilmesiyle bu tür kompozitlerin kullanımı azalmıştır. Makrofil ve mikrofil kompozitlerin aşınmaya karşı dirençleri karşılaştırılmış ve 1 yıl sonunda makrofil kompozitlerdeki madde kaybı 51 μm , mikrofil kompozitlerdeki ise 7.5 μm bulunmuştur. Bu sonuçlar da göstermektedir ki, makrofil yapıştırıcı kompozitlerin aşınmaya karşı direnci oldukça kötüdür. Hatta bu aşınma ağıza yerleştirildikten 6 ay sonra başlamaktadır (17, 19, 20, 6, 28).

2.7. KOMPOZİT ÜRÜN SİSTEMİ

Kompozitler piyasada iki ayrı şekilde paketlenmiş olarak bulunurlar.

Bunlar:

1-İki pasta sistemi

2-Tek pasta sistemi

1-İki pasta sistemi: Kimyasal olarak aktive olan kompozitlerde iki pasta sistemi kullanılır. Çünkü, başlatıcı ve hızlandırıcının madde karıştırılıncaya kadar ayrı olarak tutulması gerekir. Herbir pasta dimetakrilat rezin ve doldurucu içerir. Pastanın birinde benzoil peroksit gibi yaklaşık olarak % 1 oranında peroksit başlatıcı bulunur. Diğer pastada ise dihidroksietil-p-toluidin gibi % 5 oranında tersiyer amin hızlandırıcı bulunur. Dual-cure sistemlerde genellikle baz ve katalizör olmak üzere iki pasta sistemi kullanılır. Sertleşme katalizör ve bazın karıştırılmasıyla başlar ve ışık aktivasyonu ile hızlanır. Bu sistemde aynı zamanda kimyasal aktivasyon komponentlerinin karışımın içeriğinde bulunması nedeniyle, ışıkla polimerizasyondan sonra kimyasal reaksiyon devam eder (8, 9, 17, 19, 20, 37)

2-Tek pasta sistemi: Tek pasta sisteminde polimerizasyon görünür mavi ışıkla başlar. Işıkla aktive olan kompozitler opak, tek kullanımlık bir şırınga içinde tek pasta halinde bulunur. Işıkla aktive olan kompozitler, son zamanlarda çok yaygın olarak kullanılan sistemlerdir (17, 19, 37, 20).

İlk kez 1972 yılında kullanıma sürülen türlerinde polimerizasyon ultraviyole ışığı ile başlatılmış ancak hasta ve hekim için zararlı olabileceği düşüncesiyle ultraviyole ışığından vazgeçilmiş ve yerine görünür mavi ışık kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca ultraviyole ışığın polimerizasyon derinliği sınırlı olduğu için rezin polimerizasyonu tam olmamaktadır. Bunun sonucunda da materyalde retansiyon başarısızlıkları, mikrosızıntı buna bağlı olarak da çürükler görülmektedir (17, 18, 19, 20, 40, 29).

Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık ortalama 420-480 nm (nanometre) dalga boyundadır. Bu dalga boyu 460 ile 700 nm arasında

maksimuma ulaşabilir. En çok kullanılan dalga boyları ise 420 ile 560 nm arasındadır. Işık kaynağı tungsten halojen ampuldür. Bu kaynağın oluşturduğu ışın demeti fiber optik tüp aracılığı ile dış yüzeyine yansıtılır. Işık kaynağının gücü zamanla azalacağından en az ayda bir periyodik ölçümler yapılmalı ve polimerizasyon için yeterli enerji olup olmadığı kontrol edilmelidir. Voltajdaki dalgalanmalar polimerizasyon derinliğinin azalmasına neden olur. Işık kaynağını besleyen elektrik voltajında % 6 dolayında düşüş enerji çıkışını % 25 azaltır. Bunun sonucunda kompozit rezin restorasyonların optimal fiziksel özelliklerinde ve performansında azalma olur. Bu nedenle voltaj regülatörlü ışık kaynaklarının kullanılması önerilmektedir (17, 23, 41, 20, 42, 43, 44).

2.8. Kompozitlerin Sertleşme zamanı

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerin sertleşme zamanı karıştırmaya başladıktan itibaren 3 ile 5 dakika arasındadır. Bu kısa sertleşme zamanı başlatıcı ve hızlandırıcı konsantrasyonu kontrol edilerek ayarlanabilir. Sertleşme sırasında kimyasal olarak aktive olan kompozitlerde oluşan viskozite değişiklikleri rezin matriksle ilişkilidir ve partikül boyutundan veya inorganik doldurucuların oranından etkilenmez. Buna rağmen yapılan çalışmalar, 24 saat sonra bile reaksiyonun % 25 ile % 45 arasında tamamlanamadığını göstermektedir (17, 19, 20).

Işıkla polimerize olan maddelerde ise sertleşme zamanı ve polimerizasyon derinliği ışık kaynağının yoğunluğuna ve penetrasyonuna bağlıdır. Işık kaynağına maruz kaldıktan sonra 10 dakika içinde polimerizasyonun % 75 i tamamlanmakta ve 24 saatlik süre boyunca reaksiyon devam etmektedir (17, 20, 34).

2.9. Kompozitlerde Polimerizasyon Büzülmesi

Dental kompozitlerde polimerizasyon büzülmesi hala çok önemli bir konudur. Kompozit restoratif maddeler polimerize olduklarında önemli bir hacimsel büzülme gösterirler. Polimerizasyon büzülmesi, hareketli monomer moleküllerinin likit fazı için gerekli olan boşluktan daha az boşluğa,

moleküllerin yeniden sıralanması nedeniyle oluşur. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde, büzülme restorasyonun merkezine doğru olur. Işıkla polimerize olanlarda ise büzülme ışık kaynağına doğru olur ve restorasyonun dış yüzeyine yakın bir bölgededir. Her iki büzülme şekli de kavite duvarı ile restorasyon arasında kenar boşluğuna neden olan shear stres oluşumuna katkıda bulunur. Dentin bonding ajanları henüz restorasyon ve kavite duvarları arasında oluşan boşluğu tam olarak kapatamamaktadır. Büzülmeden kaynaklanan stres nedeniyle postoperatif ağrı, dişte kırılma, mikrosızıntı ve sekonder çürük oluşumuna neden olan marjinal bağlantı başarısızlıkları oluşur. Bugünkü mevcut kompozitlerin tümünde bu istenilmeyen durum söz konusudur. Bunun sonucunda da mikroçatlaklar ve kompozit rezin restorasyonda prematür (erken) kırılmalar ortaya çıkar (2, 20, 31, 34, 45, 46, 47, 48).

Polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler kompozitte bulunan doldurucu oranı, rezin matriksin tipi, polimerizasyon şekli, su Emilimi, kompozitin akıcılığı, kavitenin şekli, polimerizasyon için kullanılan ışığın yoğunluğu ve polimerize olan maddenin hacmidir. Kompozitlerin polimerizasyonu için yüksek yoğunlukta ışık kaynağı kullanılması tavsiye edilmektedir. Yüksek yoğunlukta ışığın polimerizasyonun başlangıç derinliğini artırdığı, mekanik özelliklerini, renk stabilitesini ve rezin materyalin sudaki çözünürlüğünü geliştirdiği bildirilmiştir. Fakat, yüksek yoğunlukta ışık, aynı zamanda yüksek oranda polimerizasyon büzülmesine de sebep olmaktadır (7, 34, 48).

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde, shear stres yavaş yavaş oluşur. Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerde ise birkaç saniye içinde başlar. Ara yüzeyde oluşan bağlantı başarısızlıkları oral sıvıların geçişine izin verir ve buna bağlı olarak da mikrosızıntı, marjinde renklenmeler, sekonder çürükler, postoperatif ağrı ve hassasiyet oluşur. Ayrıca kompozit ve diş ara yüzeyinde oluşan stresler minenin gerilme dayanıklılıklarını aşarak mine yüzeyi boyunca ara yüzeyde mikro çatlaklar oluşmasına ve aşınmanın hızlanmasına neden olurlar (17, 21, 22, 34, 40, 46, 49, 50, 51).

Büzülme, kompozitte bulunan polimer matriksin hacim oranı ile ilgili olduğu ve doldurucu içeriği de büzülmeyi etkilediği için hibrit kompozitler en düşük büzülme değerine sahip olacaklardır. Mikrofine kompozitlerde ise fine partiküllü veya hibrit kompozitlere göre daha fazla büzülme olacaktır (17, 19, 20) (Tablo 2.1).

Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için, güçlü bir bonding ajan ve büzülme göstermeyen kompozit geliştirilmeli, şok absorbe eden kavite örtücüleri kullanılmalı, kompozit kavite şekline uygun olarak stratejik olarak yerleştirilmeli ve düşük yoğunlukta ışık kaynağı kullanılmalıdır (34).

Tablo 2.1. Kompozitlerin Bazı Özellikleri [O'Brien'dan alınmıştır(17)]

Özellik	Mikrofine	Hibrit	Fine	Makrofil
İnorganik doldurucu oranı (hacim %)	20-55	60-65	60-77	50-65
Sertlik (Knoop)	22-36	50-60	50-80	55
Polimerizasyon Büzülmesi (%)	2-4	1.5-4	1.0-1.7	1.0-1.7

Polimerizasyon büzülmesine kısmen engel olunabilir ve bunun için iki yol vardır. Birincisi, ışıkla aktive olan maddeyi küçük parçalar halinde yerleştirmek (incremental teknik) ve bu şekilde bir defada yerleştirilen büyük parçaya oranla toplam polimerizasyon büzülmesi azalmış olacaktır. Çünkü yapılan bir çalışmaya göre, tek parça halinde yerleştirilen kompozit resorasyonlarda, tabakalama (multilayer) ve indirekt restorasyonlara göre daha fazla boşluk olduğu ve buna bağlı olarak da daha fazla sıvı geçişi olduğu bildirilmiştir. Bununla beraber, incremental teknik, diş ve kompozit ara yüzeyinde daha az stres oluşturmaya rağmen, yapılan çalışmalarda marjinde yine de bir boşluk olduğu gösterilmiştir (17, 22, 45, 19, 40, 7, 52, 50, 48, 20).

İkinci yol ise indirekt olarak laboratuvarında kompozit veya seramik inley restorasyon yapmaktır. Laboratuvarında yapılan inleyler ısı ile polimerize edilir ve yaklaşık olarak % 100 e yakın bir polimerizasyon derecesi elde edilir.

Daha sonra bu inley ağızda ince bir tabaka rezin simanla simante edilir. Bu kompozit rezin simanın ince olması sonucunda polimerizasyon büzülmesi daha az ve ara yüzeylerde oluşan stresler de daha düşük olacaktır. Bu restorasyonun başarısı rezin yapıştırıcı simana bağlıdır. Uzun süreli yapılan çalışmalar sonucunda bu şekilde hazırlanmış kompozit inleylerin dayanıklılığının ve aşınma direncinin arttığı gösterilmiştir (7, 17, 20, 53, 54, 55).

Bununla birlikte, restorasyonu diş yapıştırmada kullanılan çok ince bir rezin siman tabakasının bile özellikle dentine adeziv bağlantıda başarısızlığa neden olacak yüksek polimerizasyon stresi oluşturduğu ileri sürülmüştür. Böylece polimerizasyon büzülmesi ile ilgili problemler tam olarak elimine edilememiştir. Yapılan çalışmalarda da rezin yapıştırıcı simanların hala ideal özellikleri taşımadığı ortaya çıkmıştır.

Yapılan çalışmalarda, eğer mine üzerinde yer alıyorsa rezin kompozitlerle yapıştırılmış seramik inleylerin marjinal uyumunun iyi olduğu belirtilmiştir. Seramik inleylerin de uzun süreli klinik başarısı çeşitli faktörlere bağlıdır. Yapıştırıcı siman restorasyonun biyouyumluluğu üzerinde önemli etkiye sahiptir. Dentin bonding ajanların kullanılması, marjinal kapamayı tam olarak sağlayamamaktadır. Dolayısıyla rezin simanların kullanılacağı inleylerde, restorasyon minede bitirilmelidir. Cam iyonomer simanlar ise hem mineye hem de dentine bağlandığı için daha iyi kapama sağlamaktadır (7, 21, 56, 57, 58).

Kompozit rezin simanlarla simante edilen cerec inleylerde, simantasyondan 16 ay sonra okluzal bölgede simanın aşınmaya başladığı bulunmuştur. Resin simanın diş yapısına bağlanma dayanıklılığı inleyn uyumsuzluğunu etkileyebilir ve seramik inley zamanla kırılmaya eğilimli hale gelebilir. Ayrıca yapılan çalışmalarda çinko fosfat simanla simante edilen altın inleyn en güvenilir ve uzun ömürlü olduğu savunulmuştur (4, 49).

Cam iyonomer siman ve dual-cure kompozit simanla yapıştırılan seramik inleylerde, eğer preparasyon mine üzerinde ise 1 yıl sonraki tüm yüzeylerdeki marjinal uyum dual-cure kompozitlerde, cam iyonomer simanlardan daha iyi bulunmuştur. Dentin üzerinde yer alan

preparasyonlarda ise marjinlerin kabul edilebilirliği azalmaktadır. Eğer kullanılan rezin simanın dentine bağlanma kapasitesi yoksa restorasyonun başarısı birçok hastada sınırlıdır. Çinko fosfat simanlar sabit protezlere sadece mekanik retansiyon, cam iyonomer simanlar kimyasal, rezin simanlar ise mikromekanik retansiyon sağlarlar (59, 7).

2.10. Kompozitlerin Termal Özellikleri

Organik polimer matriksin termal iletkenliği düşüktür ve böylece kompozitler pulpa için iyi bir termal izolatördür. Tüm kompozitlerin ısısal genleşme katsayıları ($30-75 \times 10^{-6}/C^0$) mine ($8.3 \times 10^{-6}/C^0$) ve dentine ($11.4 \times 10^{-6}/C^0$) yakın değildir ve dental amalgamlardan daha düşüktür. Herbir polimer molekülünün zayıf fiziksel bağlantısı sonucunda ısı değişikliklerine bağli olarak polimerler, büzülme ve genleşme eğiliminde olacaklardır. Aksine, yüksek oranda inorganik içeriğe sahip diş yapısı ise ısı değişikliklerinden daha az etkilenecektir. Ağızda termal değişikliklerden dolayı kompozitlerde oluşan boyutsal değişiklikler kompozit ve diş ara yüzeyindeki bağlantıda ilave bir kuvvet oluşturacaktır. Bu da marjinal sızıntı olasılığını artıracaktır. Bu etki mikrofine kompozitlerde, fine partiküllü ve hibrit kompozitlere kıyasla daha fazla görülür (17, 49, 50).

2.11. Kompozitlerde Su Absorbsiyonu ve Çözünürlük

Polimer matriks su absorbe edebilir hatta kompozit biraz şişebilir. Fakat bu polimerizasyon büzülmesine engel olmak için yeterli değildir. Kompozitler tarafından suyun emilmesi sonucu yüzey sertliğinde ve aşınmaya karşı dirençte azalma meydana gelir. Mikrofine kompozitlerde, rezin matriksin hacim yüzdesinin fazla olması, yani doldurucu oranı az rezin oranı fazla olduğu için, su emilimi daha fazladır ve böylece suda çözünür maddelerle renklenme oluşturma potansiyeli daha fazladır (17, 36, 60).

Su emilimi sonucunda boyutsal değişiklikler, renk değişikliği ve marjinde kırılmalar meydana gelir. Hem su emilimi hem de çözünürlük marjinal bütünlüğün, yüzey özelliklerinin ve estetiğın kaybolmasına, sonuçta

da restorasyonun başarısız olmasına neden olur. Işıkla aktive olan kompozit rezinlerde çözünürlük daha az olmasına rağmen, su emilimi veya polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak boyutsal değişiklik daha fazladır (60).

2.12. Kompozitlerde Renk Stabilitesi

Kimyasal olarak polimerize olan sistemlerde koyulaşma ve sarıdan griye doğru renk değiştirme olduğu sıklıkla görülmektedir. Bunun nedeni tersiyer amin hızlandırıcının bulunmasıdır. Çünkü bu madde oksidasyon üzerinde renklenmiş ürünler oluşturur. Işıkla aktive olan sistemlerde ise tersiyer amin bulunmaz ve bu nedenle renk stabilitesini çok uzun süre devam ettirdiği bildirilmiştir (17, 20).

2.13. Kompozitlerde Radyoopasite

Teşhiste yararlı olması için radyoopasitenin mineninkinden biraz daha fazla olması tercih edilir. Doldurucu içine yüksek atomik ağırlığı olan baryum, stronsiyum ve zirkonyum gibi maddeler ilave edilerek radyoopasite artırılabilir. Bu atomların sayısı çok azdır bununla beraber materyal amalgamlardan çok az radyoopaktır. Bugün mevcut olan pekçok kompozit az bir radyoopasiteye sahiptir ve posterior bölgede kullanılan kompozitler mineninkinden daha fazla radyoopasiteye sahiptir (17, 19, 20, 55).

2.14. Kompozitlerin Mekanik Özellikleri

Fine partiküllü ve hibrit kompozitlerde sıkışma dayanıklılığı (compressive strength) ve gerilme dayanıklılığının (tensile strenght) daha fazla olmasının sebebi, yüksek dayanıklılığa sahip doldurucu içeriğinin hacimdeki yüzdesinin fazla olmasıdır. Tüm materyaller için sıkışma dayanıklılığı gerilme dayanıklılığından birkaç kez daha büyüktür ve bu, kompozitlerin bir ölçüde kırılğan davranışını yansıtır. Kompozitler gerilme yükleri altında başarısız olabilirler. Çok yüksek oranda doldurucu içeren kompozitlerin gerilme dayanıklılığı dentininkine yakındır. Sıkışma dayanıklılığı ise dentininkine eşit veya daha fazladır. Biraz daha az oranda doldurucu içeren kompozitlerin sıkışma dayanıklılığı ise mineninkinden daha fazladır (17, 19).

Elastisite (Young's) modülü maddenin bükülebilmesiyle (stiffnes) ölçülür. Düşük elastisite modülüne sahip maddeler kuvvet altında deforme olur. Genelde kompozitlerin elastisite modülü mineninkine yakındır. Bununla beraber fine partiküllü kompozitlerin elastisite modülü dentininkine yakındır. Çiğneme sırasında posterior dişlerde oluşan aşırı kuvvetler restorasyonda deformasyona neden olur ve diş ile kompozit bağlantısına zarar verir (17, 19, 20).

Kompozitlerin sertliği, direkt olarak sert, inorganik doldurucu içeriğinin hacim oranı ile ilişkilidir. Sertlik aynı zamanda polimerizasyon derecesi ile de ilişkilidir. Yapılan laboratuvar deneylerinde, polimerizasyon derecesini artırmak için ikinci bir ısısal işlem gören (120 C^0 de 7 dakika) kompozitlerin Knoop sertlik değerlerinin, sadece ışık uygulanan kompozitlerden daha yüksek olduğu gösterilmiştir (17, 20, 21, 36, 61).

Grup olarak kompozitlerin sertliği mineninkine yakındır fakat dentininkine eşit veya daha yüksektir (17).

2.15. Kompozitlerde Aşınma

Amalgam restorasyonlara alternatif olarak geliştirilen rezin kompozitlerin temas bölgelerinde aşınmaya karşı direncinin düşük olması ve yetersiz marjinal uyumu kullanımını sınırlamaktadır. Son yapılan çalışmalarda küçük partiküllü hibrit rezin kompozitlerin aşınma direncinin klinik olarak kabul edilebilir olduğu gösterilmiştir (2, 7, 36).

Kompozitlerin sertlik değerleri aynı zamanda aşınmaya karşı dirençlerinin bir göstergesi olarak da değerlendirilir. Aslında kompozitlerin aşınması karmaşıktır, maddenin sertliği ile aşınma direnci arasında genel bir ilişki olduğu söylenmesine rağmen, bu durum kompozitler için geçerli değildir (6, 62).

Kawai ve arkadaşları (63) doldurucusuz rezinlerin sertliği ve aşınma dirençleri arasında direkt ilişki olduğunu bulmuşlardır. Willems ve arkadaşları (38) hibrit ve fine kompozitlere kıyasla, mikrodolduruculu kompozitlerin sertliğinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Çeşitli kompozitlerle yapılan çalışmalardan elde edilen veriler birbiri ile çelişmektedir, Çünkü kullanılan ölçüm teknikleri standart değildir. İn vivo aşınmanın maddenin herhangi bir tek özelliği ile ilişkili olduğu gösterilememiştir, aşınmaya katkıda bulunan çeşitli faktörler vardır (6, 36).

Bunlar:

1- Doldurucu içeriği, partikül büyüklüğü ve sertlik: Doldurucu hacmi artınca aşınma azalır. Yani yüksek oranda doldurucu içeren kompozitlerde aşınmaya karşı direnç artmaktadır. Laboratuvar çalışmalarında yüksek oranda doldurucu içeren fine partiküllü kompozitlerle kıyaslandığında, mikrofine kompozitlerde aşındırıcı hareketler sırasında daha fazla madde kaybı olduğu gösterilmiştir. Doldurucu oranın yüksek olması kırılma dayanıklılığının (fracture toughness) da yüksek olmasına neden olur (17, 6, 64).

Hacimdeki oranı sabit tutularak, doldurucu partiküllerinin büyüklüğü azaltılarak da aşınma direnci artırılabilir. Büyük ve sert partiküller matriks içine oldukça fazla stres iletirler ve buna bağlı olarak mikroçatlaklara ve daha sonra da madde kaybına neden olurlar. Aksine çok sayıda küçük partikül kullanılırsa her bir partiküle gelen yük azalmış olacaktır. 1.0 µm den daha küçük doldurucu partikülü içeren kompozitlerdeki aşınmanın zamanla sabit bir hızla devam ettiği bildirilmiştir. 1.0 µm dan daha büyük doldurucu partikülü içeren kompozitlerde ise aşınma yerleştirildikten sonraki ilk 1 yıl içinde en fazla olmakta ve daha sonra azalmaktadır (17, 28).

Zamanı göz önünde bulundurmaksızın, mikro dolduruculu kompozit rezin simanların hibrit kompozit rezin simana kıyasla aşınmaya karşı daha dirençli oldukları bulunmuştur (65).

2-Dişin arktaki pozisyonu: Genellikle daha distaldeki restorasyonlarda, aşınma oranı daha fazladır (17).

3-Pörözite: Özellikle stres taşıyan bölgelerde internal pörözite aşınmayı artırır. Pörözite, matrikste stres yoğunlaşmasına ve yük altında mikro çatlak oluşumuna neden olur. Ayrıca, karıştırma işlemi sırasında veya üretim sırasında doldurucular ilave edilirken hava girer. Havanın polimerizasyona engel olması sonucu maddenin yüzeyinde hava boşlukları

oluşur. Karıştırma gerektirmeyen ışıkla aktive olan sistemlerde aşınmaya karşı direncin, kendi kendine polimerize olan sistemlerden daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Ayrıca ışıkla aktive olan kompozitlerde kimyasal kompozitlere kıyasla belirgin bir şekilde daha az pörözite olmaktadır (17, 31, 66).

4-Polimerizasyon derecesi: Polimerlerin dayanıklılık özellikleri direkt olarak molekül büyüklüğü ile ilişkilidir. Polimerizasyon sırasında molekül hacmi inanılmaz bir şekilde artar. Yapılan bazı çalışmalarda, ısı işlemi uygulanmış kompozit inleylerin aşınmaya karşı direncinin arttığı bulunmuştur ve bunun da polimerizasyon derecesinin yüksek olması ile ilişkili olduğu düşünülmektedir (17, 54, 61).

5-Kaplama ajanları: Matriks ve doldurucu ara yüzeyinde silan kaplama ajanının bulunmaması aşınmaya karşı olan direnci yarıya indirir (17).

6-Bitirme işlemi: Karbid veya elmas bitirme frezlerinin kullanılması aşınma direncini azaltır. Bu tür frezlerin kullanılmasının mikro çatlak oluşturarak yüzeyin zayıflamasına veya ısı oluşturarak matriksin bozulmasına neden olduğu düşünülmektedir. Okluzal uyumlamadan sonra yüzey işlemlerinin ve daha sonra düşük viskoziteli doldurucusuz rezin ile polimerizasyon yapılmasının aşınmayı yaklaşık olarak % 50 azalttığı bildirilmiştir (17, 65).

2.16. Kompozitlerde Polimerizasyon Derinliği

Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olan sistemlerde polimerizasyon tam olarak tamamlanmaz. Polimerizasyon derecesi % 60 ile % 75 arasında değişir. 24 saat içinde reaksiyona girmemiş maddelerin sayısı ışıkla aktive olan sistemlerde kimyasal olarak aktive olanlardan daha fazladır ve bu, polimerizasyon derinliğini etkileyen çeşitli faktörlerden kaynaklanmaktadır (17).

Işık materyal içine penetre olunca saçılır, yansır ve yoğunluğunu kaybeder. Işık uygulandıktan sonra polimerizasyonu etkileyen sayısız faktör vardır. Yüzeye gelen ışık yoğunluğu, ne kadar süre ışık uygulandığı,

maddenin kimyasal kompozisyonu, doldurucu partikül boyutu, oranı ve renk oldukça önemlidir. Işık kaynağının ucu, optimum penetrasyon elde etmek için yüzeyden 1 mm mesafede olmalıdır. Kompozit rezinin rengi oldukça önemlidir, çünkü daha opak renkler ışık geçişini azaltır ve sadece minimum kalınlıklarda polimerizasyon sağlar. Çoğu görünür ışık için ışınlama süresi 20 sn dir. Bu süre genellikle açık renkli ve 2.0 ile 2.5 mm kalınlıktaki maddenin tam olarak polimerize olabilmesi için yeterlidir. Daha koyu renklerde ise en az 40 sn tutulmalıdır. Kalınlık fazla ise polimerizasyonu artırmak için ışık uygulama süresini artırmak gerekir, özellikle daha koyu ve opak renklerde bu şarttır. İyi bir polimerizasyon elde etmek için ışık uygulama süresini artırmaktan ziyade, yerleştirilen parçanın kalınlığını azaltmak daha güvenilir bir yoldur. Ayrıca polimerize edilen restorasyonun üst yüzeyinin sertliği, tabanda polimerizasyonun tamamlandığını göstermez (20, 34, 37, 40, 67, 68, 69, 70, 71).

Polimerizasyon derinliği aynı zamanda ışık dalga boyundan ve reaksiyonu başlatıcı ve hızlandırıcı sistemin konsantrasyonundan da etkilenir. Resin ve doldurucuların kırılma indeksinde, doldurucu partiküllerinin büyüklüğü, şekli ve sayısı kadar ışık kaynağının ışığı dağıtması da önemlidir. Küçük, çok sayıda koloidal partikül içeren mikrofine kompozitler, daha büyük partiküllü fine kompozitlere göre ışığı çok fazla dağıttığı için, yeterli polimerizasyon elde etmek amacıyla daha fazla süre ışık uygulamak gerekir (17, 20, 67, 72).

Ultraviyole ışık sistemi ile elde edilen polimerizasyon derinliği, görünür ışıkla elde edilenden daha azdır. İyi bir ışık kaynağı ve iyi bir teknik kullanılırsa, ultraviyole ışık sistemi ile elde edilen polimerizasyon derinliği 2 mm iken, görünür ışıkla elde edilen polimerizasyon derinliği 3-4 mm dir. Yine de her iki sistemde de polimerizasyon derinliği sınırlıdır. Çünkü, restorasyonun derin kısımlarında polimerizasyonun tamamlanamama riski vardır (22, 52, 58).

Kimyasal olarak aktive olan sistemlerde polimerizasyon derinliği sınırsızdır (17).

2.17. Kompozitlerde Biyouyumluluk

Artık monomer moleküllerinin pulpa üzerine olan etkisini bulmak için yapılan histolojik çalışmalarda, düşük konsantrasyonda bile orta derecede bir sitotoksosite olduğu gösterilmiştir. Bununla beraber son yapılan invivo biyouyumluluk çalışmalarında, kompozit rezinlerin polimerizasyonu ister tamamlansın ister tamamlanmasın, eğer yeterli bir marjinal kapama varsa, pulpada çok az bir irritasyona yol açtığı gösterilmiştir. Restorasyon yerleştirildikten sonra oluşan önemli derecede bir hassasiyetin, maddenin kendi sitotoksitesinden değil, oral çevreden gelen mikrobiyal invazyon sonucu olduğu düşünülmektedir. Postoperatif hassasiyetin oluşması ile ilgili ikinci olasılık ise kavite tabanında dentin ve kompozit arasında bağlantı olmaması sonucunda, çiğneme sırasında dentin sıvısının pompalama etkisi yaparak dentin tübülleri içine bakteriyel toksinleri veya irritanları yollamasıdır (17, 20, 49, 50).

2.18. KOMPOZİT REZİNLERİN POLİMERİZASYONU

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu kimyasal olarak (self-cure) veya görünür ışıkla olur. Dual-cure olanlar ise hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olurlar. Polimerizasyonlarına göre kompozit rezinler 3 gruba ayrılırlar (17, 19, 20, 73).

1-Kimyasal olarak polimerize olanlar

2-Işıkla polimerize olanlar

3-Dual-cure polimerize olanlar

1-Kimyasal olarak polimerize olanlar

Bu maddeler iki komponentin karıştırılmasıyla elde edilirler ve polimerizasyon reaksiyonu peroksit (başlatıcı) ve amin (hızlandırıcı) tarafından başlatılır. Kimyasal aktivasyon için pek çok ürün sistemi geliştirilmiştir (17, 18, 19).

1-İki pasta sistemi

Herbir pasta rezin ve doldurucu içerir. Pastanın birinde benzoil peroksit gibi yaklaşık olarak % 1 oranında peroksit başlatıcı bulunur. Diğer pastada ise

dihidroksietil-p-toluidin gibi % 5 oranında tersiyer amin aktivatör bulunur. Bu madde geleneksel dimetil-p-toluidin den daha iyi renk stabilitesi sağlar (17, 18, 19).

2-Toz-Likit sistemi

Toz peroksit başlatıcı ve doldurucu içerirken likit monomer, komonomer ve kimyasal aktivatör içerir (17, 18, 19).

3-Pasta-Likit sistem

Pasta monomer, komonomer, doldurucu ve peroksit içerir. Likit ise monomer ve kimyasal aktivatör içerir (17, 18, 19).

4-Enjektör sistemi

Başlangıçta kimyasal aktivatör içeren monomer ve komonomerden ayrı olarak enjektör içinde bulunan peroksit ile doldurucu karıştırılır. Bu enjektör içindeki reaktif parçalar bir araya gelerek mekanik olarak karıştırılırlar. Bu kompozitlerin kullanımı kolaydır ve iki komponent tam olarak karıştırıldığı için üniform bir polimerizasyon sağlar (17, 18, 19).

Kimyasal olarak aktive olan maddeler ışığın ulaşamadığı kavitenin derin kısımlarında daha üniform bir polimerizasyon sağlamasına rağmen maddenin içindeki büzülme oldukça fazladır. Ayrıca karıştırma işlemi sırasında hava ile teması adeziv yüzeylerde hava kabarcığı oluşturarak pöröziteye neden olur, bu da polimerizasyonu inhibe eder. Yine iki komponent temas edince hemen viskozitede artış olur ve kavite duvarlarında daha az ıslanma meydana gelir. Diğer olumsuz yönü, restorasyonun yerleştirilmesi için gerekli zaman sınırlı olmasıdır (17, 19, 20, 21).

2-Işıklı Polimerize Olanlar

Işıklı aktive olan maddelerin polimerizasyonu için spesifik bir ışık enerjisine ihtiyaç vardır. Bu maddeler genellikle tek veya çift pasta sisteminden oluşurlar. Bu pastaların içinde monomer, komonomer (% 0.2 ile % 1 oranında), doldurucu ve başlatıcı vardır. Bugün ancak ışıkla aktive olan eski tip maddelerde benzoin metil eter başlatıcı olarak kullanılmaktadır. Görünür ışıkla aktive olan maddelerde başlatıcı olarak diketon ve amin karışımı kullanılır (17, 18, 19, 21, 20).

Işıklı polimerize olan kompozit rezinlerin gelişmesi dişhekimliğinde önemli bir ilerlemedir. Fotopolimerizasyon, endüstride çok kullanılmasına rağmen dişhekimliğinde kullanımı yenidir.

1970 lerde 365 nm dalga boyunda ultraviyole ışıkla aktive olan maddeler tanıtılmıştır. Bunlar, pit ve fissur örtücü ve kompozit restoratif maddeler gibi doldurucusuz (unfilled) rezinleri kapsamaktadır. Bu gibi sistemlerin kimyası şöyledir: Uygun bir ışınlama altında, benzoin metil eter gibi bir bileşik, polimerizasyonu başlatabilen serbest radikal forma dönüşmektedir. Bu gibi polimerizasyon sistemlerinin dental uygulamaları üzerine yapılmış birçok çalışma vardır. Potansiyel yararlarına rağmen, bu sistem tamamen problemsiz değildir. İlk olarak polimerizasyon derinliğinin sınırlı olduğu bildirilmiştir. Restorasyonun tabanında polimerize olmamış veya kısmen polimerize olmuş maddenin bulunması, retansiyon başarısızlıklarına veya sızıntı sonucu pulpal hasara yol açabilir. Bu gibi problemleri önlemek için kavite örtücüleri kullanılabilir. Fakat bu durumda da maddenin içinde başarısızlık oluşur (18, 21, 23, 29, 40, 74, 75, 76).

Ultraviyole sistemle ilgili ikinci problem, radyasyonun zararlı etkileridir. Radyasyonun deriye ve göze oldukça zararlı etkileri vardır. Deride eritem, güneş yanığı, yaşlanma ve tümör, gözde ise fotokeratitis oluşturabilir. Bu tür zararlı etkiler genellikle 320 nm dalga boyundan daha küçük dalga boylarında ortaya çıkmaktadır. Tabi ki bu etkiler radyasyona maruz kalma süresine, radyasyonun yoğunluğuna, uygulanan bölgeye ve kişinin duyarlılığına bağlı olarak değişebilir. Güvenli bir standart oluşturmak için ADA' nın (American Dental Association) ortaya koyduğu programa göre 320 ile 400 nm arasındaki dalga boylarında zarar çok azdır. Fakat yine de fazla süre ve aşırı miktarda radyasyon uygulanmamalıdır (23, 40, 74, 76).

İki pasta sistemle karşılaştırıldığında, ışıkla aktive olan materyaller daha iyi çalışma özelliklerine sahip, yüzey bitirme kalitesi daha iyi ve daha düşük yüzey porözitesine sahiptir. Klinik deneyler, ışıkla aktive olan maddelerin 12 ve 24 ay sonra bile kabul edilebilir olduklarını göstermektedir. (20, 29, 41, 74).

Işıkla polimerize olan sistemlerde polimerizasyon derecesi şunlara bağlıdır:

- 1- Işık kaynağının özelliği
- 2- Işık kaynağı ile kompozit rezin yüzeyi arasındaki mesafe
- 3- Işınlama süresi
- 4- Reaksiyonu başlatıcı sistemin özellikleri.

Yeterli polimerizasyon için gerekli diğer faktörler ise kompozit rezinin tipi, translüsensisi, kompozit materyalin ısısı, uygulanan maddenin kalınlığı, ışık uygulandıktan sonra geçen süredir (19, 39, 77, 78, 79, 80).

1-Işık kaynağının özelliği: Görünür ışıkla aktive olan kompozitlerde, rezinin polimerizasyonu 450-500 nm dalga boyundaki ışıkla başlar. Polimerizasyonu başlatmak için sadece yüksek dalga boyu yeterli değildir, aynı zamanda doğru dalga boyu da gereklidir. Işık kaynağı ünitesi eskidikçe komponentlerin bozulmasına bağlı olarak çıkan ışığın kalitesi ve gücü azalır. Bunlardan başka sayısız faktörler ışık ünitesinin etkili fonksiyon görebilmesine engel olmaktadır. Bunlardan bazıları voltajdaki değişiklikler, ampul ve filtrenin durumu, ışık kaynağının ucunun kontamine olması veya fiber optik kısmın hasara uğraması, tekrarlanan sterilizasyonlardan sonra ışık gücünde azalma ve ünite içinde oluşan ısı gibi faktörlerdir. Bu nedenle ışık kaynağı düzenli aralıklarla kontrol edilmelidir (19, 20, 41, 43, 58, 68, 70, 72, 78).

Işık gücünde oluşan azalma, restorasyonların tam olarak polimerize olamamasına neden olur. Bunu takiben de, marjinal kırılmalar, aşınma, dayanıklılığın azalması, renk stabilitesinin bozulması ve suda çözünürlüğün artması gibi mekanik özelliklerde azalmalar oluşur. Bu problemlerin sonucunda da sekonder çürükler, pulpal irritasyon ve restorasyonun uzun ömründe azalma gibi durumlar ortaya çıkar (50, 53, 54, 78).

2- Işık kaynağı ile kompozit rezin yüzeyi arasındaki mesafe: Işık kaynağı yüzeyden uzaklaştıkça polimerizasyon etkinliği azalacağı için, ışık kaynağının ucu, restorasyona mümkün olduğunca yakın olmalıdır. Işık yoğunluğu, rezinle ışık kaynağı arasındaki mesafenin karesiyle ters orantılı

olduğu için, yüzeyden uzaklaştıkça yoğunluk azalacaktır. Işık kaynağının ucunun kompozitle kontamine olmamasına dikkat edilmelidir. Çünkü, bu daha sonraki kullanımda polimerizasyon etkinliğini azaltacaktır. Materyale tavsiye edilenden daha az süre ışık uygulanmamalıdır. Çünkü, polimerizasyonun tamamlanmaması riski vardır. Büyük restorasyonlarda, ışık kaynağının ucu restorasyonu tamamen kapatmayabilir. Bu durumda madde kısım kısım polimerize edilmelidir (19, 20, 58, 70, 78, 80, 81).

3-Işınlama süresi: Polimerizasyonun gerçekleşmesi için ne kadar zaman ışık uygulanması gerektiği porselen restorasyondan rezin simana geçen ışığa bağlıdır Bazı üreticilerin tavsiye ettiği ışınlama süresi 20 saniyedir. Bu çok ince kompozitler için yeterli olabilir. Fakat geniş restorasyonlar için yetersizdir. Süre en azından 40-60 saniye olmalıdır. Hatta porselen veneer olmaksızın, polimerizasyon için 22 saniye, 0.5 mm kalınlıkta veneer için 43 saniye ve 0.75 mm için 46 saniye, 1 mm için ise 49 saniye gerekli olduğu bulunmuştur (18, 19, 20, 42, 53, 54, 58, 68, 69, 70, 78, 80, 81, 82).

4-Reaksiyonu başlatıcı sistemin özellikleri: Işık kompozite gelince yansır, saçılır ve emilir. Dolayısıyla elde edilen penetrasyon miktarı sınırlıdır. Bu özellikle daha koyu renkli kompozitlerde önemlidir ve bunların polimerizasyonunun tam olabilmesi için özel dikkat verilmelidir. Bunun için kompozit küçük parçalar halinde yerleştirilmeli (incremental teknik) ve uzun süre ışık uygulanmalıdır (7, 19, 20, 58, 72).

Görünür ışıkla aktive olan sistemleri kullanırken önlem almak gerekmektedir, çünkü düşünüldüğü kadar güvenilir olmayabilir. Görünür ışığa bizler çoğu zaman maruz kalmaktayız. Buna rağmen görünür ışık kaynağından çıkan ışığa bizzat maruz kalmak tavsiye edilmez. Yüksek yoğunlukta ışık kullanılması retina üzerinde zararlı etki yapar, bu zarar verici etkisi ise 'mavi ışığa' bağlıdır. Mavi ışığın zararları ve bu ciddi problemin nasıl çözüleceği konusunda çok az bilgi vardır. Gözler korunarak bu potansiyel problem kısmen çözülebilir. Bunun için gözlük, levha ve kalkan biçimindeki filtreler bu sorunu önlemede yardımcıdır. Dişhekim, uzun süre yüksek yoğunluktaki ışığa maruz kalmanın neden olduğu zararların bilincinde

olmalıdır. Bu gibi ışığa maruz kalmalar, kişinin renk algılama duygusunu bozar, bu özellikle çok sayıda restorasyonlar ve kompozit veneer uygulanmasında, uygun renk seçimini etkiler (20, 23, 37, 41, 58, 74, 76).

Işıkla polimerize olan kompozitlerin kimyasal olarak polimerize olan kompozitlere göre bazı üstünlükleri vardır. Bunlar şöyle sıralanabilir (19, 20, 21, 73).

1-Çalışma zamanı hekim tarafından kontrol edilir.

2-Karıştırma işlemi yapılmadığı için havayı hapsetme olasılığı düşüktür, dolayısıyla poröziteye az rastlanır.

3-Çeşitli renkleri vardır.

4-Polimerizasyon reaksiyonu, restorasyona form verildikten sonra başlatıldığı için bitirme işlemlerine daha az gereksinim duyulur ve daha düzgün bir yüzey elde edilir.

5-Visköz oldukları için restorasyona biçim vermek ve renk ile ilgili değişiklikler yapmak mümkündür.

6-Hızlı, kontrollü, derin ve güvenilir bir polimerizasyon sağlanır.

7-Tam bir polimerizasyon sağlandığı için renk stabildir.

8-Kaviteye küçük parçalar halinde yerleştirilebilir (incremental teknik).

Böylece hem çeşitli renk ve türdeki kompozitleri aynı kaviteye uygulama imkanı vardır (lamine teknik) hem de polimerizasyon büzülmesi en aza indirilmiştir.

Bu sistemlerde, monomer dönüşüm yüzdesi ve polimerizasyon derecesi düşük olup polimerizasyon derinliği de çok azdır. İyi bir şekilde polimerize olduğu takdirde ışıkla ve kimyasal olarak polimerize edilen rezinler arasında özellikleri açısından büyük fark yoktur (18, 29).

3-Dual-cure polimerize olanlar:

Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olan bu maddeler iki pasta halinde bulunurlar ve her iki sistemin (ışıkla ve kimyasal aktivasyon) avantaj ve dezavantajlarını birlikte bulundurlar. Bu maddeler genellikle yapıştırıcı madde olarak kullanılırlar. Bu maddelerin düşük doldurucu içeriği labial veneer, inley ve onley restorasyonların kolayca yerleştirilebilmeleri için

gerekli olan akıcılık özelliğini verir. Bu maddelerin en büyük dezavantajı ise karıştırma işlemi sırasında havayla temas etmesidir (8, 9, 17, 18, 19, 83).

2.19. REZİN ESASLI MADDELERİN UYGULAMA ALANLARI

Dışleri restore etmek için, çok çeşitli rezin esaslı maddeler vardır ve bunlar siman ve restoratif maddeler olarak kullanılmaktadır. Bu maddelerin amacı, kalsiyum veya florid salınımı gibi bazı terapatik etkilerle beraber ışık aktivasyonunun avantajlarını kombine kullanmaktır. Bu maddeler organik ve inorganik fazlardan oluştukları için rezin kompozitler olarak bilinirler. Bu maddelerin organik fazı trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ile seyreltilmiş (dilüe edilmiş) bis fenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) veya uretan dimetakrilat rezin (UDMA) rezinlerden oluşmaktadır. Aynı zamanda az miktarda organik başlatıcı ve hızlandırıcı da içermektedir. İnorganik faz ise organik fazla bağlantıyı artırmak için silan kaplama ajanı ile kaplanmış cam partiküllerinden oluşmaktadır. Simanlar ve restoratif maddeler içerik olarak birbirine benzerler, fakat inorganik doldurucuların hacmi ve miktarı farklıdır. Bu maddeler peroksit-amin sistem vasıtasıyla ya kimyasal yada görünür ışıkla polimerize olurlar (23, 58).

Rezin esaslı maddeler direkt restoratif madde olarak kullanılmalarının yanı sıra geniş bir kullanım alanına sahiptir. Bunlar (6, 19, 21, 71):

- 1-Anterior ve posterior kaviterlerde dolgu maddesi olarak
- 2- Anterior veneerlerde: direkt
indirekt
- 3-Posterior inley/onley: direkt
indirekt
- 4-Yapıştırıcı siman olarak :Porselen veneerler
İnley/onley sistemler
Ortodontik braketlerde
Rezin bağlı köprülerde
Postların yapıştırılmasında
- 5- Pit ve fissür örtücü olarak
- 6- Post-core yapımında

- 7- Servikal erozyon ve abrazyonların restore edilmesinde
- 8- Ciddi bir şekilde hasara uğramış dişlerin tamir edilmesinde
- 9- Porselen kırıklarının tamir edilmesinde kullanılırlar.

2.20. REZİN ESASLI YAPIŞTIRICI SİMANLAR

Rezin esaslı yapıştırıcı simanlar son yıllarda oldukça artan bir popülarite kazanmıştır. Porselen inley/onley ve veneerlerin yapımı adeziv sistemlerle birlikte resin simanların gelişmesiyle mümkün olmuştur. Yine de oldukça hassas bir işlem olması klinisyenleri ve araştırmacıları daha dikkatli olmaya zorlamaktadır. Dişhekimisi siman seçiminde geniş bir yelpazeye sahiptir. İdeal olarak yapıştırıcı simanlar iyi ıslatma özelliğine sahip olmalı, mekanik olarak güçlü, su emilimi az, aşınmaya dirençli, renk stabilitesi iyi ve nontoksik olmalıdır. Ayrıca simantasyon ajanları iki büyük gereksinimi yerine getirmelidir: Uzun çalışma zamanı ve kısa sertleşme zamanı. Çalışma zamanı restorasyonun dikkatli bir şekilde yerleştirilmesine ve fazla simanın kaldırılmasına müsaade edecek kadar uzun olmalıdır. Sertleşme zamanı ise dişhekiminin minimal uyumlama yapmasına ve hastanın normal olarak çiğnemesine izin verecek şekilde yeterli polimerizasyonu sağlayacak kadar mümkün olduğunca kısa olmalıdır (1, 6, 68, 69, 83, 84)

Rezin esaslı simanlar asitle pürüzlendirilmiş mine ve porselenin yapıştırılması için kullanılmaktadır. Pek çok resin esaslı yapıştırıcı simanların içeriği kompozit resin dolgu maddelerinkine benzer. Resin simanların en büyük avantajı diş yapısına bağlantısının iyi olması ve kompresif ve tensile dayanıklılıklarının diğer simanlardan önemli oranda daha yüksek olmasıdır. Elastisite modülü çinko fosfat simanlardan daha düşük, fakat kırılmaya karşı dayanıklılığı (plastik gerilim) ve sertliği daha yüksektir. Polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak diş ve resin arasında açıklık oluşur. Asitle pürüzlendirme ile bağlantının artırılmasına rağmen bu açıklığın oluşması resinin dentin tübülleri içine penetre olmasına bağlanabilir. Resin simanların en zayıf özelliği ise intrakronal restorasyonlarda marjindeki simanın hızla aşınması ve ekstrakronal restorasyonlardan daha çabuk bozulmasıdır. Yapılan araştırmalarda ilk iki yıl içinde marjinal açıklığın ve marjin

kırılmalarının arttığı gösterilmiştir. Rezin simanın mikrodoldurucu miktarı artırılarak aşınması büyük oranda azaltılabilir. Çünkü mikrodoldurucu konsantrasyonu artınca viskozitesi ve film kalınlığı artacak, dolayısıyla aşınmaya karşı direnci de artacaktır. Rezin simanlar kompozit inleylerin optimum tutunması için gerekli minimum kalınlığı sağlamaktadır. Okluzal marjinleri de içine alan bir restorasyonda aşınmadan çekiniliyorsa daha fazla doldurucu içeren mikrodolduruculu rezin siman kullanılması tavsiye edilmektedir (5, 6, 7, 16, 23, 28, 39, 55, 66, 84).

Rezin esaslı simanlar ağız sıvılarında çözünmezler. İçerdikleri doldurucu ve monomer oranına göre çeşitli şekilleri vardır. Rezin esaslı simanlar genel kullanımdan çok özel kullanım için geliştirilmişlerdir. Özel uygulamalar için üretilen bu simanlar örneğin 25 µm veya daha az kalınlıktaki indirekt restorasyonların simantasyonu için tavsiye edilmektedir. Hem ortodontik bantların hem de kron köprülerin simantasyonu için kullanılabilirler. Dentine bağlandığı için adeziv simanlar olarak da adlandırılırlar. Fosfanat, HEMA veya 4-META (4 metiloksi etil trimellitik anhidrid) adezyon sistemlerinden dolayı dentine bağlantısı oldukça iyidir. Fakat yine de bu bağlantının uzun süreli kullanım sonunda da etkili olup olmayacağı ile ilgili kesin sonuçlar yoktur. Rezin esaslı simanların diş yapısına bağlanması diğer tip simanlardan daha önemlidir. Çünkü antikaryojenik özelliğe sahip değildirler. Mikrosızıntı olasılığı çinko fosfat ve polikarboksilat simanlardan daha azdır. Adeziv sistemlerde iyi bir bağlantı elde etmek ve mikrosızıntıyı önlemek, diş yüzeyinin kontaminasyonuna ve nem kontrolüne bağlıdır. Restorasyon subgingival marjinde yer alıyorsa ve nem kontrolü zor ise bu durumda adeziv simanların avantajları kaybolabilir. Böyle durumlarda rezin siman kullanılması klinik olarak kontrendikedir ve öncelikle nemin kontrol edilmesi gerekir (23, 57, 86).

Rezin esaslı simanlar, kompozit rezin restoratif maddeler gibi pulpaya irritandır. Dolayısıyla dentine bağlanmanın söz konusu olduğu indirekt restorasyonların simantasyonunda kullanıldığında kalsiyum hidroksit veya cam iyonomer siman kavite örtücüleriyle pulpanın korunması gerekir. Fakat

bağlanma mine seviyesinde ve kalan dentin kalınlığı yeterli ise monomerin iritasyon özelliği önemli değildir (7, 23, 57).

Rezin simanların iki önemli özelliği estetik ve diş ile restorasyona bağlantısının iyi olmasıdır. Diş yapısına bağlantı asitlenmiş mine bölgesine rezin matriksin nüfuz etmesi ile gerçekleşmektedir. Ortodontik braketlerin bağlantısı ise braketin yapıldığı maddenin tipine (metal, plastik veya seramik) ve simanın cinsine (hibrit iyonomer, unfilled akrilik, yüksek oranda doldurucu içeren kompozit, hafif doldurucu içeren kompozit) bağlıdır. En yüksek bağlantı kombinasyonu şu şekildedir: Yüksek oranda doldurucu içeren kompozit ile metal, doldurucu içermeyen (unfilled) akrilik rezinler ile seramikler ve unfilled akrilik rezinler ile plastiklerdir. Genellikle başarısızlıklar siman ile kaide (restorasyon) ara yüzeyinde daha az sıklıkla ise siman veya kaidenin iç yüzeyinde oluşur. Plastik ile bağlantı kimyasal olmasına rağmen metal ve seramiğe bağlantı mekaniktir (20, 57).

Rezin yapıştırıcı simanların kullanıldığı yerler:

- Konvansiyonel kron ve köprülerin simantasyonunda
- Porselen ve kompozit inley, onleylerin simantasyonunda
- Geçici restorasyonların simantasyonunda
- Ortodontik bantların simantasyonunda
- Postların simantasyonunda
- Rezin bağlı köprülerin simantasyonunda
- Kaide maddesi olarak

Rezin yapıştırıcı simanlar 3 gruba ayrılır.

1-Akrilik rezin simanlar

2-Modifiye akrilik rezin simanlar (adeziv simanlar)

3-Kompozit rezin simanlar

1-Akrilik Rezin Simanlar (unfilled)

Inley, kron ve diğer restorasyonların simantasyonu için 1952 yılından beri kullanılan akrilik rezin simanların tozu esas olarak başlatıcı olarak benzoil peroksit içeren metil metakrilat polimeridir. Aynı zamanda mineral,

doldurucu ve pigmentler de vardır. Likit ise amin hızlandırıcı içeren metil metakrilat monomeridir. Sertleşme, ısı salınımı ve polimer büzülmesi ile karakterize radikallerin serbest polimerizasyonu sonucunda oluşur. Bu maddenin özellikleri soğuk akrilik rezin dolgu materyalleriyle karşılaştırılabilir. Fakat onlardan daha güçlüdürler ve diğer tip simanlara göre çözünürlüğü daha azdır. Buna karşılık rigiditesi ve viskoelastik özellikleri de zayıftır. Nem varlığında dişle olan bağlantısı etkili değildir, dolayısıyla marjinal sızıntıya neden olur. Akrilik simanlar herhangi bir bağlayıcı ajana gerek duymadan metal, plastik veya seramik braketlerin simantasyonun da kullanılabilir (17, 20, 57).

2-Modifiye akrilik rezin simanlar (Adeziv simanlar)

Dentine bağlandığı için adeziv simanlar olarak da adlandırılırlar. Adeziv simanlar kendi kendine polimerize olan (self-cure) maddelerdir. Adezyonu artıran metakriloksietil-fenil fosfat veya 4-metakriloksi etil trimellitik anhidrid (4-META) ile formüle edilmiş toz-likit sistemdir veya iki pasta sistemdir. Aynı zamanda katalize edici ajan olarak tri-butil-boran ilave edilmiştir. Bu simanlar özellikle baz metalden yapılmış kron ve köprülerin simantasyonu ile amalgamın dentine ve kompozite bağlanmasını sağlamak için geliştirilmişlerdir. Yapılan invitro testlerde simanın asitle pürüzlendirilmiş ve silan kaplanmış döküm metal yüzeylerine bağlantısının oldukça yüksek olduğu gösterilmiştir. Bu simanların doldurucu oranı düşük (< % 10) olduğu için fiziksel özellikleri akrilik rezinlerinkine benzer. Yani bir yük altında deformasyona karşı orta dereceli bir direnç göstermektedir (17, 20, 57, 87).

Bu simanlar kron ve köprülerin simantasyonu için sıklıkla kullanılmasına rağmen uzun ömürlülüğü ile ilgili olarak çok az klinik veri vardır (17).

3-Kompozit rezin simanlar (filled)

Son yıllarda geliştirilen dolduruculu rezin (kompozit rezin) simanlar inorganik doldurucuya bağlanmış rezin matriksten oluşur. Kompozit rezin simanlar, esas olarak Bis-GMA veya üretan dimetakrilat rezinler ve fırınlanmış silika veya cam doldurucudan (ağırlığın % 20 ile % 75 ini oluşturan) hazırlanmış mikrodolduruculu veya küçük partiküllü hibrit

kompozittir. Rezin matriks genellikle çeşitli miktarlarda seramik doldurucu içeren düşük molekül ağırlığı olan dimetakrilat monomer ile seyreltilmiş aromatik dimetakrilat kombinasyonudur. Yapıları kompozit dolgu maddelerinkine benzer. Doldurucu hacminin dağılımına göre mikrodolduruculu veya hibrit materyaller olarak sınıflandırılırlar. Yüksek oranda doldurucu içeren simanlar genellikle ağırlığın % 60 ını oluşturan 13 µm çapında silanlanmış inorganik partikül içerir. Hafif dolduruculu simanlar ise % 28 kolloidal silika içerirler. Bu maddeler, iki tane visköz likit, iki pasta veya toz-likit şeklinde olabilirler. Toz-likit sisteminde, toz genellikle organik başlatıcı ve ince polimer tozu ile birlikte silika cam veya borosilikattır. Likit ise Bis-GMA veya amin hızlandırıcı içeren dimetakrilat monomer karışımıdır. İki pasta sisteminde ise monomer ve doldurucu iki pasta içinde kombine bulunurlar (17, 20).

Kompozit rezin simanlar genellikle ağız sıvılarında çözünmezler. Stres taşımayan bölgelerde 75 µm ile 100 µm boşluk oluştururlar. Fakat bu boşluğun mikrosızıntı ve sekonder çürük oluşturma olasılığı oldukça düşüktür. Bundan başka bu simanların dişe bağlantısı oldukça yüksektir. Yeni geliştirilen bağlantı teknikleriyle seramik, metal, kompozit rezin restorasyonlara bağlantı problemi olmaksızın bağlanabilir (10, 14, 17, 83).

Seramik restorasyonlarla beraber kullanıldıklarında kırılmaya karşı dirençleri oldukça yüksektir. Bu simanlar sadece iyi bir bağlantı sağlamakla kalmayıp aynı zamanda diş ve restorasyon ara yüzeyine gelen kuvvetleri de dağıtırlar (10).

Kompresif dayanıklılıkları 100 ile 200 MPa arasındadır. Tensile dayanıklılıkları ise 20 ile 50 MPa arasındadır. Bu değerler geleneksel simanlardan oldukça yüksektir, bu da iyi uyumlanmış kronlarda retansiyonu artırır. Bununla beraber optimum yapıştırma performansı akıcılığına, restorasyonun oturma kapasitesine ve de film kalınlığına bağlıdır. Pek çok rezin siman çok fazla film kalınlığına sahiptir ve bu istenilmeyen bir durumdur (17, 10).

Bu simanlar genellikle kron, köprü, inley, onley, laminate veneer restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar.

Kompozit rezin simanlar 3' e ayrılırlar (7, 19, 57, 73, 88):

1-Kimyasal olarak polimerize olanlar

2- Işıkla polimerize olanlar

3-Dual-cure polimerize olanlar (hem kimyasal hem de ışıkla)

Kompozit rezin simanlar kron, köprü, inley, onley ve laminate restorasyonların yanı sıra son zamanlarda konvansiyonel olarak simante edilmiş postlarla kıyaslandığında kök kırıklarına daha dirençli olması nedeniyle endodontik postların yapıştırılması için de kullanılmaktadır (10,17, 20).

Bu amaçla ilk olarak kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar kullanıldı. Bu simanlar iki pasta şeklindedir ve karıştırıldıktan birkaç dakika sonra sertleşmeye başlar. Bu simanlar kullanılan porselenin kalınlığını sınırlamaz. Bununla beraber bu maddenin dezavantajı, çalışma zamanının kısalığı ve sertleşme zamanının hekimin kontrolü altında olmamasıdır. Bu durumda ışıkla polimerize olan rezin simanların kullanılması oldukça uygundur. Çünkü bu simanlarda ışık uygulanmadan önce çalışma zamanı uzundur ve ışık uygulandıktan sonra da maddenin sertleşmesi oldukça çabuktur. Tek pasta şeklinde olan bu simanlarda ışığa hassas ajanlar (kamforkinon) ve amin hızlandırıcı vardır. Işık uygulandıktan sonra polimerizasyon bir süre daha devam eder. Bu yüzden tam bir polimerizasyon için yeterli miktarda ışığın ulaşması önemlidir. Çünkü, ışığın azalması ile rezin simanın polimerizasyonunda belirgin bir düşüş olmaktadır. Bu düşüş restoratif maddenin ışığı tutmasına bağlanabilir. Mineye bağlanmada en erken başarısızlıklar yapıştırıcı simanın tam olarak polimerize olmamasından kaynaklanmaktadır (1, 6, 12, 17, 20, 21, 39, 57, 68, 71, 73, 83, 89, 90).

Işıkla polimerize olan simanların çalışma özellikleri oldukça iyidir. Fakat yapılan çalışmalarda, restorasyon kalınlığı 3 mm den fazla ise polimerizasyonun tam olarak sağlanamadığı bildirilmiştir. Ayrıca kalınlık, renk ve opasitenin ışıkla aktive olan sistemlerin polimerizasyonu için gerekli ışık enerjisini azalttığı belirtilmiştir (6, 57, 68, 73, 81, 83, 89).

Işıkla aktive olan ve dual-cure simanlar, kimyasal olarak aktive olan simanlardan daha popülerdir ve rezin bağlı köprüler, ortodontik braketler,

rezin veya seramik veneerler, inley-onleyler ve endodontik postların simantasyonunda yaygın bir şekilde kullanılırlar (10, 21, 31, 39, 57, 69, 84).

Porselenlerle beraber ışıkla aktive olan rezin simanların kullanılmasının dezavantajı, polimerizasyon işlemi sırasında ışığın porselen tarafından emilmesidir. Ayrıca simandan uzaklaştıkça, polimerizasyon tam olarak gerçekleşmeyebilir (20, 39, 69).

Strang ve arkadaşları(81) yaptıkları çalışmada, ışık yoğunluğunun uzaklığın karesiyle ters orantılı olduğunu bulmuşlardır.

Işıkla polimerize olan rezin simanlardaki bu sınırlamalara çare bulmak için üreticiler hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan bir ürün geliştirmişlerdir. Böylece dual-cure rezin siman terimi ortaya çıkmıştır. Bu maddeler kimyasal ve ışıkla aktive olan maddelerin en iyi özellikleri birleştirilerek üretilmiştir.

Dual-cure simanlar hem fotoinitiyator (camphoroquinone) hem de kimyasal aktivasyon bileşenleri (peroxide/amine) içerirler ve çok iyi bir çalışma ve sertleşme özelliğine sahip oldukları belirtilmektedir (1, 17, 20, 83, 88).

Dual-cure simanlar basit bir şekilde, yeterli polimerizasyon derecesine ulaşmadan önce diş ve restorasyon arasında bağlantıyı sağlayan ışıkla aktive olan, daha sonra polimerizasyonun kimyasal olarak devam ettiği maddeler olarak düşünülebilir (1).

Dual-cure yapıştırıcı rezin simanlar katalizör ve baz olmak üzere iki pasta sisteminden oluşur. Bazın içinde ışıkla aktivasyon bileşeni, katalizörün içinde ise kimyasal aktivasyon bileşeni vardır. Dual -cure rezin simanın sadece ışıkla polimerizasyon özelliği kullanılmak istenildiğinde, sadece baz kullanılır ve dual-cure özelliği kalmamış olur. Bunun avantajı iki pastanın karıştırılması sırasında oluşabilecek hava kabarcıklarını elimine etmek ve maddenin oksijenle temasını önleyerek reaksiyonun az miktarda da olsa inhibe olması olasılığını ortadan kaldırmaktır.

Dual-cure polimerizasyon ise baz ve katalizör karıştırılarak daha sonra ışıkla belirtilen sürede polimerizasyon sağlanır. Kimyasal aktivasyon bileşenlerinin karışımının içeriğinde bulunması nedeniyle, ışıkla

polimerizasyondan sonra kimyasal reaksiyon devam eder. Dual-cure rezin simanlar ışığın ulaşamadığı kalın restorasyonlarda etkili bir polimerizasyon sağlar (17, 20, 89).

Pekçok dental porselen ve cam seramikler için, asitle pürüzlendirilmiş minedekine benzer retantif kanalların oluşturulması için, hidroflorik asit veya diğer asitlerle pürüzlendirme işlemlerinin keşfi rezin bağlı asitle pürüzlendirilmiş restorasyonların gelişmesine neden olmuştur (18, 19, 39, 52, 83).

Diş rengindeki inleylerin porselen veneerlerin başarısı büyük oranda bu rezin simanlara bağlıdır. Resin simanlar inley ve diş yapısı arasında güçlü bir bağlantı oluşturmali ve sonuç marjinal uyumu garantilemelidir. Son yıllarda porselen inleylerin kullanımındaki artış ise yeni gelişmeler nedeniyle. Bu gelişmeler ise;

1) Porselenin diş yapısına bağlanmasına yardım eden asitle pürüzlendirme tekniklerinin gelişmesi

2) Cerec Vita Blocks, In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ve IPS Impress (Ivoclar,Schann, Liechtenstein) gibi yeni seramik restoratif maddelerin gelişmesi

3) CAD-CAM sistem ve enjeksiyonla döküm gibi yeni üretim tekniklerinin gelişmesi (4, 12, 28, 52, 55, 89, 90, 92).

2.21. TAM SERAMİK RESTORASYONLAR

Estetik üstünlükleri nedeniyle tam seramik restorasyonlar metal destekli porselenlere tercih edilmektedir (24, 30, 93).

Tam seramik restorasyonların çeşitli avantajları vardır. Bunlar:

1. Işığı iyi yansıttıkları için doğal diş yapısına daha iyi uyum sağlar.
2. Isısal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliği diş dokusuna yakındır.
3. Homojendirler.
4. Dokularla biyolojik uyumu iyidir.
5. Sıkışma kuvvetlerine karşı dayanıklılığı fazladır.
6. Metal restorasyonlarda ağızda oluşan metalik tat bu seramiklerde oluşmaz.

7. Radyolüsenttir ve teşhiste kolaylık sağlar.

8. Ağızda galvanik akıma neden olmazlar.

Tam seramik restorasyonlar yapım tekniklerine göre 4 gruba ayrılırlar (3, 24, 93).

1-Dökülebilir cam seramikler

Dicor (Dentsply, York, PA, ABD)

Cera Pearl (Kyore, San Diego, Kalifornia, ABD)

2-CAD/CAM Sistemi ile üretilen seramikler

Procera AllCeram (Procera Sanvik, İsveç)

Vita Mark II (Vita- Zahnfabrik, Almanya)

3-Refractor die'ler üzerinde fırınlanan seramikler:

Optec (Jeneric/Pentron Inc., Wallingford, ABD)

Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

Folyo Tekniği

Cerastore/AllCeram (Innotek Dental Corp., Lakewood, Colorado, ABD)

Mirage (Chameleon Dental, Kansas, ABD)

4-Isı ile presleme tekniği kullanılarak elde edilen seramikler:

IPS-Empress (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)

IPS-Empress 2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)

Finesse All-Ceramic Low-Fusing Porcelain-FAC (Ceramco Headquarters, Six Terri Lana, Burlington, NJ 08016, ABD)

Presleme tekniği kullanılarak elde edilen seramiklerin avantajları (30):

1. Mum yapı düzgün bir şekilde yapıldıysa presle elde edilen seramiklerin hazırlanma işlemi basittir.
2. Gerilme dayanıklılığı yüksektir.

3. İnley, onleyden full kron ve laminate veneer yapımına kadar geniş bir aralıkta estetik restorasyon yapılmasına izin verir.
4. Mum atımı tekniği ve seramiğin enjeksiyonla kalıp içine yollanması restorasyonun tam olarak uyumlanmasını sağlar.
5. Komşu dişlerle uyumu mükemmeldir.

Daha önce belirtildiği gibi presleme tekniği kullanılarak elde edilen porselenlerden birisi Finesse all-seramik porselendir.

2.22. Finesse All-Ceramic Low-Fusing Porcelain (94)

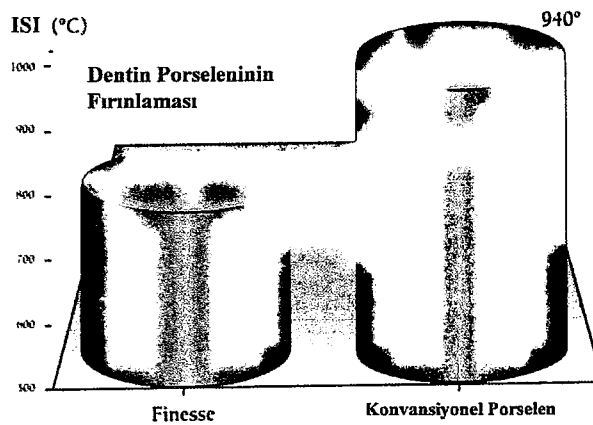
Yüksek ısı porselenler ilk olarak 1958 yılında Ceramco tarafından dişhekimliği alanına sunulmuştur. O tarihten itibaren maddenin renk ve partikül boyutları değiştirilmiş fakat esas kimyasal yapısı ve fiziksel özellikleri aynı kalmıştır.

Yeni bir porselen çeşidi olan Finesse porselenler klasik yüksek ısı porselenlerin istenilen pozitif özelliklerinin hepsine sahiptir. Ayrıca diğer dental porselenlerde bulunmayan eşsiz fiziksel özelliklerde de sahiptir.

En önemlisi yapılan çalışmalarda Finesse porselenlerin yüksek ısı porselenlere kıyasla % 70 daha az abraziv olduğu gösterilmiştir.

Finesse porselenler, lösit içeriğinin düşük olması nedeniyle karşıt dentisyona daha az zarar verir.

Düşük fırınlama ısısı mine porseleninin opasitesinin artmasına neden olur (Şekil 2.2)



Şekil 2.2. Finesse porselenlerin fırınlama ısısı

Maddenin polisaj kolaylığı nedeniyle uyumlamadan sonra tekrar glaze yapmaya gerek kalmaz. Bu da dişhekimi ve hasta için daha az zaman kaybı demektir.

Yüksek ısıli porselenlerin dezavantajı maddenin aşındırma özelliğinin yüksek olmasıdır. Özellikle bruksizm şikayeti olan hastalarda porselen restorasyonların karşısındaki doğal dişte aşınma meydana gelir. Yapılan testlerde Finesse porselenlerin yüksek ısıli porselenlere kıyasla minede % 70 diğer konvansiyonel porselenlere göre ise % 88 daha az aşınma meydana getirdiği gösterilmiştir (27).

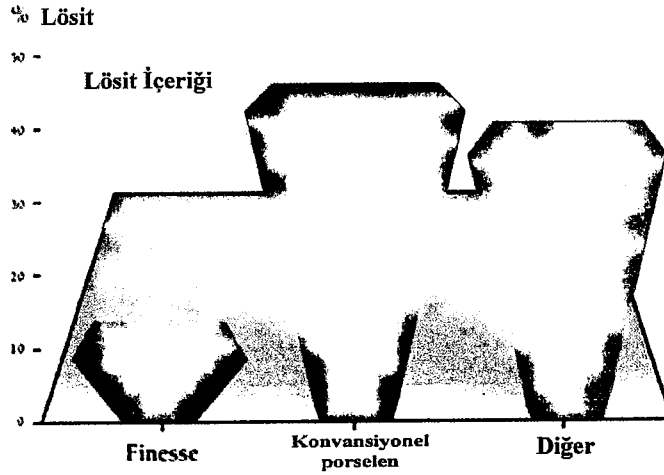
Finesse Porselenlerin Fiziksel Özellikleri

Lösit, suni bir kristal feldspar yapısıdır ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$). Birçok dental porselende lösit kristalleri, feldspar kristallerinin cama ve özel ısı işlemi geçirmiş lösit kristallerine dönüşmesi ile oluşur. Dental porselenlerde lösitin esas fonksiyonu termal genleşme katsayısını artırmak ve sonuçta da sertliği ve tutunmayı (fusion) artırmaktır. Lösit iskelet yapıyı oluşturur ve aradaki boşluklar cam ile doldurulur, ayrıca porselende bulunması istenilen diğer özellikler ilave edilir. Camların termal genleşme katsayısı 8 ppm/ ° C veya daha düşüktür. Dental alaşımların termal genleşme katsayıları 14 ppm / ° C ve lösit kristallerinin termal genleşme katsayısı 22-25 ppm / °C dir. Böylece lösit ve cam karışımı termal olarak uyumlu ve kimyasal olarak dayanıklı porselenler oluştururlar.

Düşük ısıli porselenlerin lösit içeriği yüksek ısıli porselenlere yakındır (% 35-40).

Bazı düşük ısıli porselenlerde lösit bulunmaz. Bu tür porselenlerle çalışmak kolaydır ve daha az abrazivdir. Fakat lösit içermeyen bu tür porselenlerin bazı dezavantajları vardır. En önemlisi çok sayıda fırınlama sırasında deforme olurlar. Özellikle minede overlay olarak kullanıldığında farklı ısılarda çok sayıda fırınlama sonucu deforme olurlar. Bu yüzden düşük ısıli porselenler tam kaplama şeklinde kullanılmalıdır. Düşük ve yüksek ısıli porselen kombinasyonu kullanıldığında yüzeyin polisajı ve glayzi zor olur.

Finesse porselenlerin l  sit içeriği ise % 8-10 dur. Finesse porselenlerde, dental porselenlerin arzu edilen özelliklerini maksimuma çıkarmak için l  sit içeriği azaltılmıştır ( ekil 2.3).



Şekil 2.3. Finesse porselenlerin l  sit içeriği

Finesse Porselenlerin Bağlanma Dayanıklılığı (Bond strength)

Yapılan çalışmalarda finesse porselenlerin yüksek ısı porselen alaşımlarına bağlantısının m kemm  olduğu gösterilmiştir. Bunun nedeni alaşımın oksit formasyonu ve Finesse porselenlerdeki camın metal oksitleri ıslatabilmesidir.

Finesse Porselenlerin Termal Stabilitesi

Finesse porselenlerin termal genleşme katsayısı diğer konvansiyonel porselenlerden biraz daha düşüktür. Fakat termal stabilitesi aynıdır. Bunun anlamı Finesse porselenler tekrarlanan fırınlamalara karşı dayanıklıdır.

Kimyasal olarak sa lamlı ı yüksektir. Flexural strength (esneme dayanıklılığı), sertlik ve aşınmaya karşı direnci yüksektir.

Finesse Porselenlerin Endikasyonları

1. Tek  ye anterior ve posterior restorasyonlar
2. Laminate veneerler
3. Inleyler ve onleylerde

Finesse Porselenlerin Kontrendikasyonları

Yüksek ısıli diğer porselenlerle ısı dereceleri uyuşmadığı için kullanılamazlar.

2.23. PORSELEN İNLEYLER VE ONLEYLER

Posterior dişlerin hem estetik hem de konservatif bir şekilde tedavi edilmesi için dişhekimliği alanında uzun yıllardan beri çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmalar sonucunda asitle pürüzlendirilmiş porselen restorasyonlar ortaya çıkmıştır. Geçen yüzyılın sonlarında seramik inley kavramı ortaya çıkmış ve bu şekilde restorasyonlar hazırlanmıştır (7, 4, 45, 95).

Fakat zayıflık, uygun bir yapıştırıcı simanın bulunmayışı sonucu marjinal uyumsuzluk gibi porselenlerde mevcut olan problemler bu inley restorasyonlarda da ortaya çıkmış ve restorasyonun başarısız olmasına neden olmuştur. Restorasyon ve diş arasındaki açıklık restorasyonun uzun ömürlülüğünü önemli oranda etkilemektedir. Marjindeki açıklık simanla kapatılmasına rağmen, 100 µm den daha fazla açıklık olduğunda siman hızla aşınmaktadır. Hatta bazı kompozit yapıştırıcı simanlar ağıza uygulandıktan 6 ay sonra dışarı doğru akmaktadırlar. Yapıştırıcı simanın ve ara yüzeydeki bağlantının bozulması sonucu ise marjinde renklenmeler, mikrosızıntı, sekonder çürükler ve marjinde kırılmalar olmaktadır (2, 4, 28, 45, 54).

Porselenin asitle pürüzlendirilmesi fikri 1984 yılında Horn tarafından ortaya atılmıştır (106). Bu şekilde porseleni kuvvetlendirici sistemlerin gelişmesiyle porselenin, asitle pürüzlendirilmiş diş yapısına bağlantısı artmış ve bu tip restorasyonlar daha çok kullanılmaya başlanmıştır (21, 45, 70, 92).

Asitle pürüzlendirilmiş porselen inleynin de 3 tane belirgin avantajı vardır. Bunlar (4, 30, 52, 93):

1. Daha estetikdir.
2. Dişin dayanıklılığını artırır.
3. Konservatif bir tedavidir.

Porselen inleylerin uygunluğu henüz tam kusursuz olmamasına rağmen, aşınmaya karşı daha yüksek dirence sahip, estetik ve daha

biyouyumlu oldukları için kompozit inleylerden daha üstündürler. Ayrıca bu gibi restorasyonlarda marjinal uyumun mükemmel olduğu bildirilmiştir. Fakat bazı çalışmalarda ise porselen inleylerin marjinal uyumunun altın inleylerden daha kötü olduğu bildirilmiştir. Diş ve siman arasında oluşan marjinal boşluk genellikle simanın polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak oluşur. Simante edilmiş porselen inleylerde siman ve dentin arasında oluşan kontraksiyon boşluğu 1 ile 7 µm arasında değişmektedir. Porselen inleylerin kötü uyumuna bağlı olarak siman, inley materyalinden daha hızlı bir şekilde klinik aşınmaya maruz kalmaktadır. Oluşan boşluk bakterilerin büyümesine, bunun sonucunda da pulpal irritasyona ve hassasiyete neden olur. Marjinal uyumun sağlamlığı, ağızdaki kimyasal, mekanik ve termal streslerden etkilenmektedir. Ağızda oluşan ısı değişiklikleri nedeniyle, siman ve diş arasındaki bağlantı bozulur. Böylece diş yüzeyi ve yapıştırıcı siman arasındaki bağlantı veya marjinal kapama pek çok restoratif işlem için oldukça önemlidir, hatta klinik başarının elde edilmesinde en gerekli faktördür. Marjindeki ara yüzeyin dual-cure siman kullanılarak kompanze edilebileceği belirtilmiştir (2, 4, 5, 7, 49, 53, 57, 69, 97).

Son yıllarda çeşitli üretici firmalar indirekt olarak hazırlanmış ve direkt-indirekt kombine kompozit rezin inley sistemlerini tanıtmışlardır. Bu yeni kompozit rezin inley sistemin kullanılması için çeşitli avantajlar vardır. Bunlar (30, 52, 54, 55):

- Bu sistemde cavosurface marjinlerde özellikle de gingival marjinlerde iyi bir adaptasyon sağlanır.
- Direkt kompozit rezin yerleştirilmesi ile karşılaştırıldığında polimerizasyon büzülmesi daha azdır.
- Ağız dışında yapıldığı için maddenin uygulanması kolaydır.
- Okluzal yüzeyde mükemmel bir uyumlama ve şekillendirme yapılabilir.
- Bu rezin kompozit inley teknikle, mikrosızıntı oldukça azalmıştır.
- Komşu dişlerle teması çok iyidir.

- Bu teknikle daha sonra polimerizasyon ısı ile tamamlandığı için inleynin mekanik ve fiziksel özellikleri gelişmekte ve buna bağlı olarak da bir anlamda ömrü uzamaktadır.

Bu yeni sistem ışıkla polimerizasyonla birlikte özel bir fırında ısıyla sertleşmenin devam ettiği dual-cure teknikle polimerize olur. Bazı üreticiler ışıkla polimerizasyon için de özel bir fırın üretmişlerdir. İnley polimerize olduktan sonra diş yapısına, ışıkla ve kimyasal olarak polimerize olan bonding sistemle yapıştırılır (7, 20, 54, 55, 61).

Kompozit rezin inleylerin porselen ve direkt olarak yerleştirilen kompozit rezin restorasyonlardan daha fazla kullanılmasının çeşitli sebepleri vardır. Kompozit rezin inleyler klinik olarak uzun yıllar kullanılmış ve 3 yıldan daha uzun bir zaman sonunda elde edilen sonuçların posterior rezin restorasyonlara eşit veya daha iyi olduğu gösterilmiştir (30, 11).

Direkt olarak yerleştirilen posterior kompozit restorasyonlarla kıyaslandığında rezin kompozit inleyle ilgili artması şu sebeplerden dolayıdır (21, 22, 45, 46, 52, 54, 55, 61, 89):

1. Rezin kompozit restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesini takiben postoperatif hassasiyet tam olarak elimine edilmese bile minimuma indirilmiştir.
2. Kompozit rezin inley teknikle mikrosızıntı önemli oranda azalmıştır.
3. Komşu dişlerle çok iyi temas sağlanmıştır.
4. Işıkla polimerizasyon sırasında inleye ısı veya basınç uygulanabilir ki bu da inleynin fiziksel ve mekanik özelliklerini hatta bir ölçüde ömrünü artırır.

2.24. MAKİNA YARDIMIYLA ÜRETİLEN SERAMİK RESTORASYONLAR

İnley, onley ve veneerler restorasyonları yapmak için seramikleri makinayla şekillendiren çeşitli sistemler vardır. Bu konu üzerinde araştırmalar devam etmektedir. Bu sistemlerden biri olan CAD/CAM (Computer-Assisted Design/ Computer Assisted Manufacturer) üretim endüstrisinden gelen bir sistemdir. Cerec CAD/CAM sistemle inley yapımı şöyledir: Preparasyon yapıldıktan sonra, optik tarayıcıda kontrast oluşturması için prapere edilen

dişin üzerine toz uygulanır. Daha sonra diş optik aletle (probe) tarayıcıdan geçirilir ve elde edilen görüntü monitörde saklanır. İnley, bilgisayar yardımıyla monitör üzerinde şekillendirilir. Proksimal yüzeyler yine bilgisayar yardımıyla oluşturulur. Restorasyon şekillendirildikten sonra uygun renkteki şekillendirilebilir cam seramik blok, bilgisayardaki bilgilere göre makina ile kesilir. Bu şekilde inley birkaç dakikada masa başında hazırlanmış olur. Daha sonra inleye asit uygulanır ve bağlantıyı artırmak için silan kaplanır. Zin simanla simante edildikten sonra, okluzal ve diğer yüzeyler elmas frezle şekillendirilir ve polisajı yapılır. Cerec sistemin en büyük avantajı restorasyonun hazırlanması için laboratuvara gönderilmesi işleminin elimine edilmesidir. Dolayısıyla seramik restorasyon tek randevuda yapılabilir. CAD/CAM sistem güvenilir olmasına rağmen oldukça pahalıdır ve marjinal uyumu kötüdür. Kabul edilebilir marjin uyumsuzluğu 30-40 µm olmasına rağmen Cerec sistemlerde bu 50-260 µm'dir. Zin simanlar kullanılarak bu kötü marjinal uyumun üstesinden kısmen gelinebilir. Fakat yinede yapılan çalışmalarda 100 µm den fazla açıklıklarda ve özellikle ilk 1 yıl içinde simanın hızla aşındığı bildirilmiştir. Diğer yapım tekniklerine göre zamandan oldukça tasarruf edilmesine rağmen, marjinal uyum çok hassas olduğu için restorasyonun başarısı büyük oranda kompozit yapıştırıcı simanın aşınma özelliğine ve bağlanma sistemine bağlıdır. Bu yüzden bu restorasyonun simantasyonu için minimum film kalınlığında aşınmaya dirençli yapıştırıcı simanın kullanılması tavsiye edilmektedir. Bu sistemin bir diğer dezavantajı da okluzyonu oluşturmak ve polisajı tamamlamak için gerekli zaman, restorasyonu hazırlamak için gerekli zamanın yaklaşık yarısı kadardır. Geleneksel yöntemle hazırlanan inleylerde bu aşama için gerekli zaman daha azdır. İnley, onley ve veneerleri şekillendirmek için kullanılan bir diğer teknik Celay sistem olarak bilinen makina yardımıyla hazırlanan seramik kopyalama sistemidir. Bu sistemde bilinen alçı die üzerinde mum benzeri bir modelaj materyalinden modelaj hazırlanır. Bu modelaj maddesi ışıkla serleştirildikten sonra oluşan modelaj yapı anahtar yapımına benzer bir şekilde makinalabilir seramik bloktan makina yardımıyla kopyalanır. Burada kullanılan ekipmanlar CAD/CAM sistem kadar pahalı değildir. Burada da

marjinal uyumla ilgili kaygılar vardır. Dezavantajı ise CAD/CAM sistem gibi masa başında kopyalama yapılamadığı için tek seansta bitirilemez ve fazladan bir randevu gerekir (2, 4, 12, 17, 21, 28, 30, 52, 55, 66).

2.25. PORSELEN LAMİNATE VENEERLER

Renk değişikliği olan ve defektli anterior dişlerin tedavisi restoratif dişhekimliği için her zaman önemli olmuştur. Konvansiyonel kronlar sadece gerekli şartlar bulunduğunda yapılmalıdırlar. Konvansiyonel kronlar mükemmel estetik sağlarlar ancak, restorasyona sağlamlık ve retansiyon kazandırmak için yeterli kalınlıkta sağlam diş dokusunu kaldırmak gereklidir (98, 99).

1970 in ortalarında ve 1980 nin başlarında indirekt rezin laminate veneerlerin tanıtılmasıyla bu probleme daha konservatif bir yaklaşım sağlanmıştır. Bu tür restorasyonlarda fazla diş dokusu kaldırmak gerekli değildir. Bununla beraber bu restorasyonlarda uzun süreli kalıcı bir estetik sağlanamamıştır. Doğal translüsensinin olmayışı donuk ve cansız bir görüntünün oluşmasına neden olmuştur. Yine lekelenme ve kötü marjinal uyum, kötü simantasyon gibi problemler de geçerlidir. Ayrıca bu maddelerin abrazyona dirençleri düşüktür ve yüzeyde renk değişikliği ve plak toplanmasına neden olmaktadır (92, 99).

Daha sonra porselen laminate veneerler tanıtılmıştır. Porselen laminate veneerler doğal dişin translüsensisini taklit edebilir. Ayrıca mükemmel estetik, konservatif diş preparasyonu ve sağlıklı dişetinin korunması gibi avantajları bu restorasyonları son zamanlarda estetik dişhekimliğinin en popüler restorasyonlarından biri haline getirmiştir. Dayanıklılığının yüksek olması, aşınmaya ve lekelenmeye karşı direnci ile uygulama ve yerleştirme kolaylığı porselen laminate veneerleri alternatif bir seçim haline getirmiştir. Bu restorasyonlar renklenmiş, şekil bozukluğu olan ve kırılmış dişlerin estetiğini düzeltmek veya interproksimal boşlukları kapatmak için kullanılırlar (32, 68, 70, 92, 98, 99).

Porselen veneer fikri yeni değildir. 1930 ve 1940 yıllarında Dr. Charles Pincus, film çekimleri sırasında film yıldızlarının dişlerini estetiğini geçici

olarak düzeltmek için ince porselen veneer yapıyordu. Fakat o, restorasyonları yapıştırmak için protez adezivleri kullanıyor ve film çekimi bittikten sonra çıkarıyordu. O zamanlarda daimi olarak yapıştıracak bir mekanizma yoktu. Bis-GMA ve kompozit rezin restoratif maddelerin gelişmesi renklenmiş veya malpoze dişleri restore etmek için yeni fırsatlar sunmuştur (83, 92, 98, 99).

Bu restorasyonların başarısı kompozit rezin simanın özelliklerine, silan kaplama ajanına ve asitle pürüzlendirilmiş porselen ve minenin bağlantısına bağlıdır. Bu restorasyonlar asitle pürüzlendirme tekniği ve yeni çıkan kompozit rezin simanlar yardımıyla mineye mekanik olarak bağlanırlar. Bu tür restorasyonlarda mikrofil kompozit rezinler kullanmak uygundur. Çünkü, bu restorasyonun tamamen oturmasını sağlar. Bu tür kompozitler daha stabil, polisajı daha kolay ve marjinde renklenmelere karşı daha dirençlidir. Bazı araştırmacılara göre ise küçük partiküllü hibrit kompozitler daha elverişlidir. Çünkü, hibrit kompozitler, mikrofil kompozitlerin avantajlarına sahiptir ve ışığı mikrofil kompozitlerden daha etkili bir şekilde yansıtırlar. Fakat ışıkla aktive olan kompozit rezin simanlarda porselenin kalınlığı ışığın geçişini engellediği için tam bir polimerizasyon elde etmek için dual-cure kompozit rezin simanlar daha çok tercih edilir (6, 12, 66, 67, 68, 99).

Polimerizasyon derinliğini belirlemek için çeşitli metodlar vardır. Bunlar (19, 36):

- 1-Kazıma
- 2-Boyama
- 3-Optik inceleme
- 4-Spektroskopik çalışmalarla dönüşüm derecesinin test edilmesi
- 5-Sertlik testleridir.

2.26. SERTLİK (INDENTATION HARDNESS)

Yüzey sertliği çeşitli özellikler arasında meydana gelen etkileşimlerden kaynaklanır. Bir malzemenin sertliğini etkileyen özellikler arasında dayanıklılık, orantı sınırı, çekilebilirlik, dövülebilirlik ve aşınma ve kesilmeye olan direnç sayılabilir. Sertliği etkileyen faktörler çok çeşitli olduğundan bu

terimi tanımlamak zordur. Çünkü bunun için yüzeyin kompleks yüzey morfolojisini ve stresleri gösterecek mikroskobik düzeyde bir test metodu gereklidir. Bu terimin kesin bir tanımı olmamasına rağmen, malzemenin sertliği hakkında bilgi sahibi olunması, hem dişhekimliği hem de mühendislik dallarında büyük önem taşır (17, 18, 19, 23, 29, 36).

Sertlik, geniş anlamda, bir uç vasıtasıyla uygulanan spesifik ve daimi bir yüke maddenin karşı koyabilme (direnç) yeteneği ve bu ucun oluşturduğu izin (daimi deformasyon) ölçülmesi olarak tanımlanabilir (17, 19, 20, 23, 36).

Belli bir boyutu olan geometrik bir uç verilen zamanda ve uygun bir yük ile yüzeye bastırılır. Sertlik ya derinlikten yada oluşan iz alanından hesaplanır. Böylece sertlik, plastik deformasyona gösterilen direncin ve yayılma alanına (girinti) düşen birim kuvvetin ölçülmesidir.

Sertlik değerleri Kuvvet / Alan ve genellikle de kg mm^{-2} olarak hesaplanır (17, 19, 20, 23, 29).

Sertlik, maddenin tesfiye (finishing) kolaylığı ve çizilmeye (scratching) karşı gösterdiği direncin belirleyicisidir (17, 19, 20, 23, 29).

Genellikle maddenin sertliği, belli bir yük altında bir ucun yüzeye nüfuz etmesine karşı gösterilen dirençle ölçüldüğünden ölçüm sırasında;

- Ucun geometrik şekli kuvvet uygulanması ile değişmez.
- Uygulanan yük kaldırıldığında oluşan izin şekli bozulmaz

Restoratif materyallerin test edilmesinde kullanılan çeşitli testler vardır. Bunlar ; Brinell, Knoop, Vickers, Rockwel, Shore A gibi testlerdir.

Bu testlerden hangisinin kullanılacağı test edilecek malzemeye bağlıdır. Bunların her birinde test edilen materyalin yüzeyine nüfuz eden, küçük, simetrik olarak şekillenmiş indenter (uç) bulunmaktadır. Çeşitli sertlik testleri, ucun yapıldığı materyale, şekline ve uygulanan yüke göre değişiklik gösterir. Uç (indenter), çelik, tungsten-carbid veya elmastan yapılmış, küre, koni veya piramit şeklinde olabilir. Uygulanan yükler 1 ile 3000 kg arasında değişir. Sertlik testi, materyalin cinsine, beklenen sertlik değerlerine ve istenilen lokalizasyon derecesine bağlı olarak belirlenir (17, 19, 20, 29).

Sertlik testlerinde uygulanan genel uygulama şöyledir; Belirlenen noktadan standart bir yük uygulanır. Uç simetrik şekilli bir iz oluşturur. Ucun

oluşturduğu iz, mikroskop altında, derinlik, genişlik olarak ölçülür. Sonra bu değerler (izin boyutları) tablo haline getirilmiş sertlik değerlerine çevrilir. Yumuşak maddelerde daha hafif yükler uygulanmalıdır (17, 19, 20, 29).

Brinell Sertlik Testi

Brinell testi metallerin sertliğini tayin etmekte kullanılan en eski tekniktir. Brinell testinde sert bir çelik veya tungsten carbide bilye belli bir yük altında malzemenin parlatılmış yüzeyine bastırılır. Brinell testinde genellikle uç, test edilen örnek ile 30 saniyelik sabit bir zamanda temas eder. Daha sonra yük kaldırılır ve dikkatli bir şekilde ölçülür. Bu yük yüzeydeki çöken kısmın alanına bölünür. Yani çökme ne kadar küçükse, sertlik numarası, dolayısıyla metalin sertliği de o kadar fazladır. Bu numara Brinell Sertlik Numarası (BHN) olarak bilinir (17, 19, 20, 29).

Çökme miktarının yarıçapı pratikte, μm olarak bir mikroskopla ölçülür. BHN'de bu amaçla kullanılan hazır tablo vardır.

Brinell testi için hangi bilyenin hangi yükle kullanılması gerektiği belirtilmiştir. Dental malzemelerin test edilmesinde kullanılan alete 'bebek brinell' adı verilir. Burada bilyenin çapı epey küçüktür (1.6mm). Bu bilye ile kullanılan standart yük ise 12.61 kg dır.

Brinell testi genellikle dişhekimliğinde kullanılan metalik malzemelerin sertliğinin tayininde kullanılır. Ayrıca BHN dental alaşımların orantı sınırı ve çekme kuvveti ile direkt olarak orantılıdır ve oldukça basit bir testtir.

Ancak bu metodun dental malzemelere uygulanması sınırlıdır. Örneğin, bu metot kırılğan veya elastik iyileşme gösteren malzemeler için uygun değildir. Çelik bilye kırılğan malzemeleri kolayca kırdığından çökme miktarını tesbit etmek oldukça zordur. Esnek malzemelerde çelik bilye çekildikten sonra tekrar eski hallerine döndüklerinden çökme miktarını hassas bir şekilde tespit etmek hemen hemen imkansızdır. Dolayısıyla Brinell testi diş yapısı veya siman gibi kırılğan veya dental plastikler gibi elastik malzemelerin sertliğinin tayininde kullanılamaz.

Rockwell Sertlik Testi

Bu test esas olarak çeliğin sertliğini belirlemek için Amerika'da oldukça fazla kullanılan bir sertlik testidir. Rockwell testinde de Brinell testine benzer olarak çelik bir bilye veya bazı durumlarda da elmas bir uç kullanılır. Burada çökme çapı ölçümü yerine, aletin üzerindeki ölçekten doğrudan derinlik ölçülür. İlk olarak ezici uç ufak bir yük altında (minör yük) yüzeye yerleştirilir ve ölçek sıfıra ayarlanır. Bu yük daha sonra belli bir miktar artırılır (majör yük) ve o şekilde belli bir süre tutulur. Majör yük minör yüke (60-150 kg) indirildikten sonra çökme derinliği tekrar ölçülür. Rockwell sertlik numarası (RHN) da kullanılan çöktürücü ve kullanılan yüke bağlı olarak belirtilir (Rockwell A, Rockwell B) (17, 18, 19, 20, 29).

Dişhekimliğinde plastiklerin test edilmesinde yüzeysel Rockwell metot kullanılır. Bu metotta daha hafif yükler (30 kg) ve daha büyük çaplı bilye (12.7 mm) kullanılır.

Bu testte ilk olarak 3 kg minör yük uygulanır. Daha sonra 10 dakika 30 kg major yük uygulanır. Çünkü dental plastikler viskoelastik olduğu için, major yük kaldırılınca oluşan iz düzelebilir.

Rockwell testinin avantajı çökme derinliği doğrudan okunabildiğinden viskoelastik maddelerin test edilmesinde oldukça güvenilirdir. Bu test endüstride çok kullanılır.

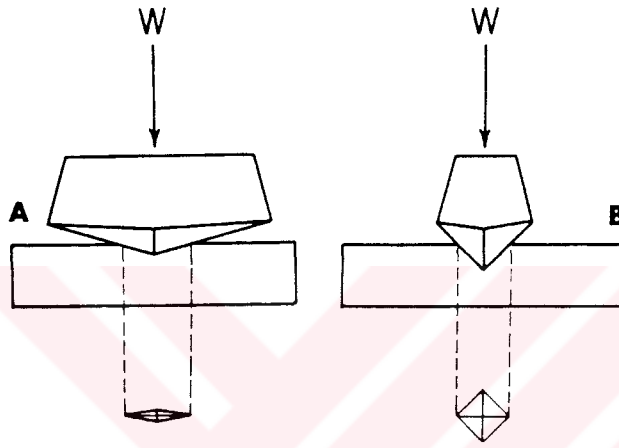
Brinell testi gibi bu test de kırılgan malzemeler için uygun olmayıp, elastik malzemeler için modifiye edilmesi gerekir.

Dezavantajı ise, ön yükleme gereklidir, fazla zaman alır ve ayrıca yük kaldırıldığında oluşan iz hemen kaybolabilir.

Vickers Sertlik Testi

Vickers testi de Brinell testiyle aynı sertlik belirleme prensibini kullanır. Ancak burada çelik bir bilye yerine elmas tabanlı bir piramit kullanılır. Bu piramidin yüzleri arasındaki açı 136° dir. Buradaki çökme dairesel olmayıp, kare şeklinde olmasına rağmen Vickers sertlik numarası da (VHN) aynen Brinell sertlik numarasında olduğu gibi uygulanan yükü çökme alanına bölmek suretiyle bulunur. Çökme alanının diagonellerinin boyları ölçülerek

ortalaması alınır. Test edilecek maddenin sertliğine bağlı olarak uygulanan yük 1 ile 120 kg arasında değişir. Bu teste aynı zamanda elmas piramit sertlik testi de denir. Vickers testi ADA' nın döküm altın alaşımlarıyla ilgili spesifikasyonunda kullanılır. Bu test oldukça kırılğan malzemelerin sertliğinin ölçülmesinde de uygun olduğundan diş yapısının sertliğini ölçmede de kullanılır. Ancak Vickers testi de Brinell testi gibi elastik malzemeler için pek uygun değildir (17, 18, 19, 20, 36, 37) (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. A : Knoop sertlik testi B : Vickers Sertlik testi

Brinell ve Vickers sertlik testlerinin her ikisi de dental alaşımların sertliğinin test edilmesinde kullanılır. Alaşımların bulunduğu paketin üzerine sertlik değerleri ya Vickers yada Brinell sertlik numarası olarak yazılır. Vickers ve Brinell sertlik numaraları arasında şöyle bir ilişki vardır (17):

$$VHN = 1.05 \times BHN$$

veya

$$BHN = VHN / 1.05$$

Knoop Sertlik Testi

Bu testte geometrik şekilde kesim yapan elmas bir delgi aleti kullanılır (Şekil 2.5). Yüzeydeki çökme elmas veya rombik şekildedir. Burada gerçek çökme alanı yerine, en derin çökme miktarı uygulanan yüke bölünerek knoop sertlik numarası (KHN) elde edilir. Tüm sertlik testlerinde olduğu gibi

bu testte de malzeme ne kadar sertse sertlik numarası da o kadar büyük olur. Rombik yüzlü elmas bastırma ucunun yatay yüzleri arasındaki açı $172^{\circ} 30'$, dikey yüzleri arasındaki açı 130° dir. Yük uygulandığında elmas ucun ana eksenleri boyunca bir iz meydana gelir. İzin yayılması ise yan eksenler boyunca olur. Dolayısıyla gerilimler yalnızca yan eksenler boyunca durulma değişimleri meydana getirecek şekilde yapılırlar. Sertlik numarası çökme boyuna dayanılarak hesaplandığından sertlik değeri test edilen malzemenin çekilebilirliğine bağlı değildir. Yani bu durumda diş minesinin sertliğini porselen, rezin veya diğer diş restorasyon malzemeleri ile karşılaştırmak mümkündür. Ayrıca uygulanan yükü bir kaç gramdan 1 kg a veya daha yüksek bir aralıkta değiştirmek mümkün olduğundan son derece sert ve son derece yumuşak malzemelerin sertlik değerini bulmak mümkündür. Piramit şeklindeki elmas uca yük uygulanır ve materyalde oluşan diagonal izin boyutları ölçülür (1, 90, 97, 100, 102).

KHN bölgeye uygulanan yükün oranıdır ve şu formülden hesaplanır:

$$KHN = L / I^2 C_p$$

L=Uygulanan yük

I=Oluşan diagonal izin uzunluğu

C= İz bölgesinde I ile ilişkili bir sabittir.

KHN birimi kg/mm^2 dir.

Brinell metoduna benzer şekilde KHN için yüksek değerler, daha sert materyalleri gösterir. Knoop metod, aletin ucuna değişik yükler uygulanabilsin diye tasarlanmıştır. Buna göre sonuç iz test edilen maddenin cinsine olduğu kadar, uygulanan yüke göre de değişecektir (17, 20, 62).

Bu metodun avantajı, materyalin sadece uygulanan yükü değiştirerek geniş bir aralıkta test edilebilmesidir. Çünkü, çok hafif yükler, oldukça hassas mikro çentikler oluşturabilir. Ayrıca, bu metod, yüzeydeki değişik sertlikteki maddeleri incelemek için de kullanılabilir. Örneğin, Knoop testi, yaygın olarak çekilmiş dişlerde hem mine hem de dentini test etmede kullanılabilir (20, 62, 29).

Bu metodun esas dezavantajı, çok iyi polisajlanmış ve düzgün yüzeye sahip test örneklerine gereksinim duymasındır, ayrıca uzun çalışma zamanına ihtiyaç vardır (17, 23).

Tablo 2.2. Bazı dental malzemelerin Knoop sertlik değerleri

MATERYAL	KHN(kg/mm ²)
Silikon karbid abraziv	2480
Feldspatik porselen	460
Krom-Kobalt parsiyel protez alaşımı	391
Mine	343
Altın	69
Dentin	68
Sement	40
Çinko fosfat siman	38
Protez akriliği	21
Kompozit rezin	45

Shore A Sertlik Testi

Özellikle dişhekimliğinde kullanılan lastik ve plastiklerin test edilmesinde diğer sertlik testleri kullanılamaz. Çünkü, yük kaldırılınca oluşan iz kaybolur. Bu testlerde endüstride kalite kontrolü amacıyla kullanılan kompakt bastırıcılar kullanılır. Bu teknikler çökmeye karşı gösterilen dirence dayanır. Bu ekipman genellikle yayla yüklenen bir bastırıcı ile sertliğin direkt olarak okunduğu bir gösterge ihtiva eder. Sertlik numarası da baskı ucunun malzemeye nüfuz etme derinliğine dayanarak bulunur. Oluşan iz 1 ile 100 arasında değişen bir skala yardımıyla ölçülür. Uç madde içine tamamen gömülürse 0, hiç gömülme olmazsa 100 olarak değerlendirilir. Bu test

yumuşak protez astarlarının, ağız koruyucularının ve çene yüz elastomerlerinin test edilmesinde kullanılır (17, 20, 62).

Bu çalışmanın amacı, dual-cure rezin yapıştırıcı simanların farklı kompozit ve porselen kalınlıkları altında polimerizasyonunu incelemek ve ayrıca bu rezin simanların kendi kendine ve ışıkla polimerizasyonunu karşılaştırmak.

Dual-cure rezin simanlar hem kimyasal hem de ışık yoluyla polimerize olurlar. Fakat klinik olarak simanlarda bazı bölgelere ışık kaynağı ulaşamaz. Bu çalışmada farklı kalınlıklarda kompozit ve porselen diskler kullanılarak kompozit ve porselen kalınlıklarının alttaki simanın polimerizasyonunu etkileyip etkilemediği incelenmiştir. Aynı zamanda bu simanların kimyasal polimerizasyonları ile ışıkla polimerizasyonları karşılaştırılmıştır.



GEREÇ VE YÖNTEM

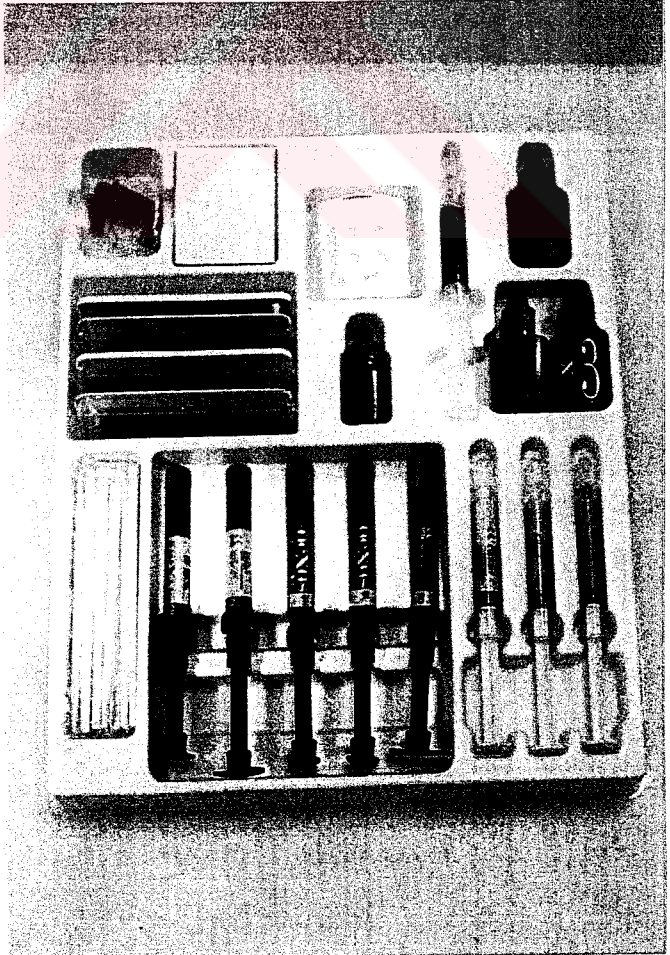
Bu çalışmada piyasada bulunan 5 farklı dual-cure olarak polimerize olan rezin yapıştırıcı siman kullanıldı (Tablo 3.1. Şekil 3.1-3.5).

Tablo 3.1. Kullanılan dual-cure rezin simanlar.

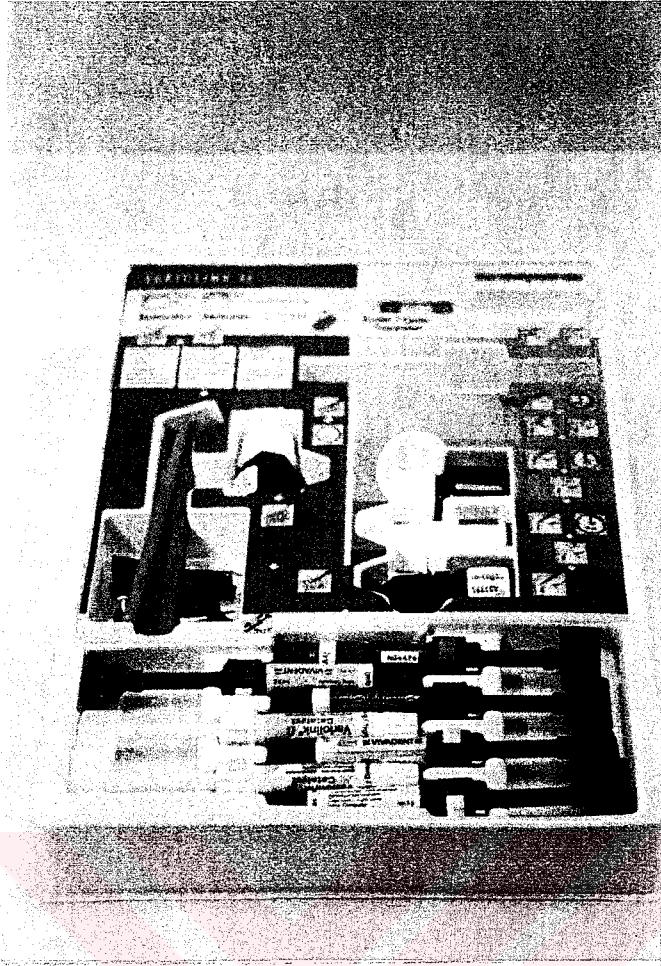
Madde	Üretici Firma	Renk	Doldurucu Tipi	Doldurucu Oranı
3M Opal Luting Kompozit	3M Dental Products U.S.A 800-634- 2249	Cool, warm	Hibrit	82
Calibra	Dentisply Caulk 800- LD-CAULK, USA	Opak, translüsant,dark,medium,light	Hibrit	65
Nexus	Kerr Corparation 800-KERR- 123 USA	dark,nötral,light	Mikrohibrit	68
Variolink II	Ivoclar Vivadent 800-5- DENTAL Liechtenstein	Yellow,white,braun,transparent	Mikrohibrit	71
Panavia-F	J.Morita USA Inc. 800-752- 9729	Pasta A, Pasta B	Hibrit	78



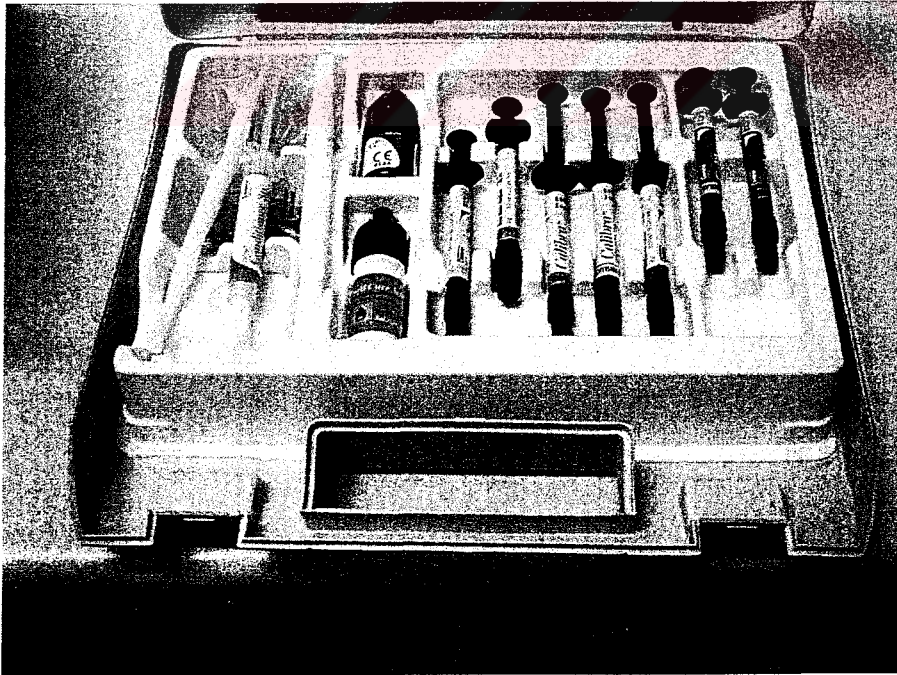
Şekil 3.1. 3M Opal dual-cure rezin siman



Şekil 3.2. Nexus dual-cure rezin siman



Şekil 3.3. Variolink II dual-cure rezin siman



Şekil 3.4. Calibra dual-cure rezin siman



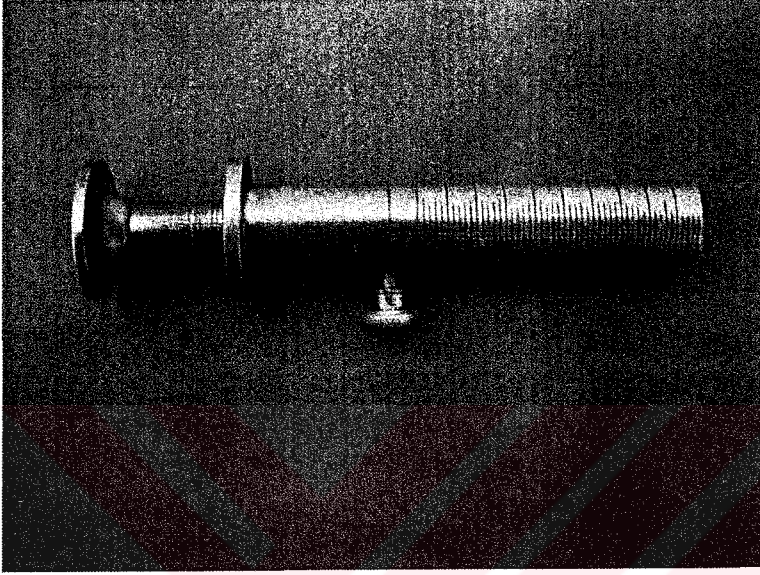
Şekil 3.5. Panavia F dual-cure rezin siman

Çalışmanın 1. bölümünde kompozit ve porselen inley kalınlığının rezin simanın sertleşme derecesi üzerine etkisi değerlendirildi. Bu işlem farklı kalınlıklardaki (1mm, 2mm, 3mm, 4mm, 5mm) kompozit ve porselen disklerle ışık uygulanarak yürütüldü.

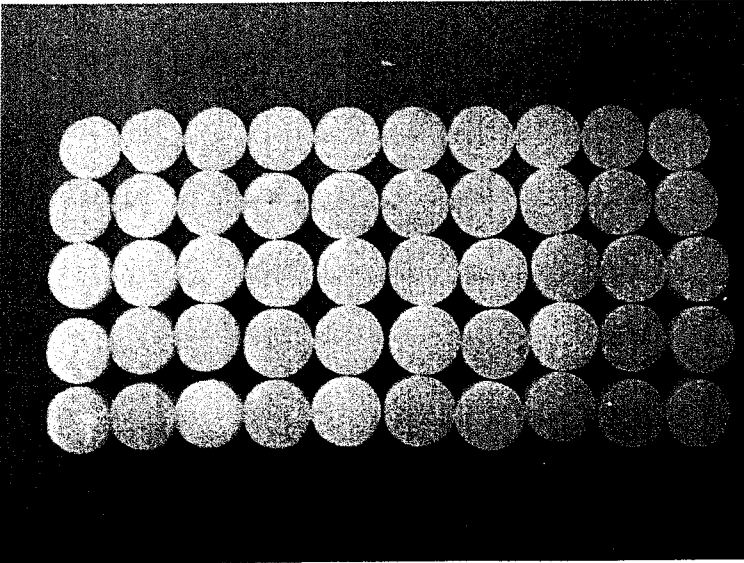
3.1. Kompozit Disklerin Hazırlanması

Kompozit disklerin farklı kalınlıklarda istenilen ölçülerde hazırlanabilmesi amacıyla pirinçten bir kalıp hazırlandı (Şekil 3.6). Bu kalıp enjektör sistemi gibi çalışmakta olup, üzerinde milimetrik bir ölçek bulunmaktadır. A₂ rengine restoratif kompozit materyalinden (Tetric Ceram Advanced Kompozite Technology, Vivadent Liechtenstein) üretici firmanın önerdiği şekilde eşit oranlarda baz ve katalizör karıştırılarak, hava boşluğu kalmayacak şekilde küçük parçalar halinde bu pirinç kalıba yerleştirildi. Kompozitin üst kısmı bir camla düzeltilerek kalıbın kenarları ile aynı seviyeye

getirildi. Üzerine strip bant yerleştirilerek 60 sn ışık uygulandı. Sertleşmesi tamamlandıktan sonra kalıptan çıkarılan kompozite herhangi bir tesfiye ve bitirme işlemi yapılmadı. Bu şekilde her bir kalınlıktan (1 mm, 2mm, 3mm, 4mm, 5mm) 10 ar tane olmak üzere 10 mm çapında toplam 50 adet kompozit disk elde edildi (Şekil 3.7.)



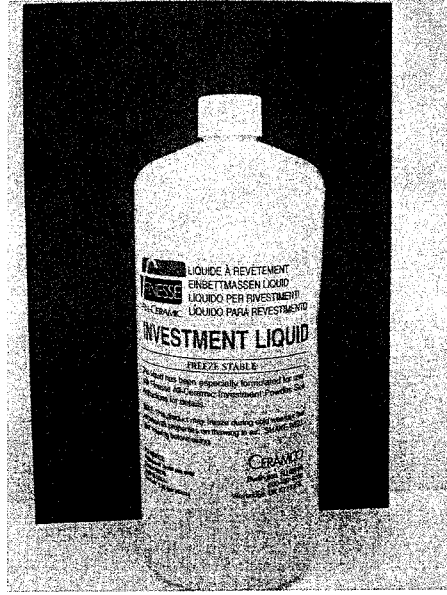
Şekil 3.6. Kompozit ve mum örneklerin hazırlandığı piring enjektör kalıp.



Şekil 3.7. Farklı kalınlıklardaki kompozit örnekler

3.2. Porselen Disklerin Hazırlanması

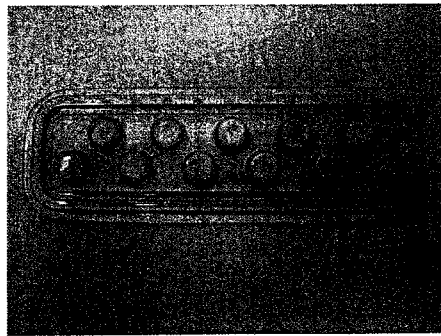
Porselen disklerin mum modelaj işlemin için yine daha önce hazırlanmış olan pirinç enjektör sisteminden yararlanıldı (bkz Şekil 3.6). Her bir kalınlıktan 10 ar tane olmak üzere 5 farklı kalınlıkta (1mm, 2mm, 3mm, 4mm, 5mm) ve 10 mm çapında toplam 50 adet mum örnek hazırlandı (okkluswachs-BEGO-GERMANY). Bu porselenler için özel olarak hazırlanmış döküm manşetleri ve yine bunlar için özel olarak hazırlanmış rövetman (Finesse All-Ceramic Şekil 3.8. Şekil 3.9) kullanıldı. Üretici firmanın inley/onleyler için belirttiği oranlarda 16 ml rövetman likidi ve 11 ml distile su ile rövetman tozu 15 saniye el ile karıştırıldıktan sonra 45 saniye vakumlu karıştırıcıda karıştırıldı. Vibratörde kağıt kalıp içine hava kabarcığı olmayacak şekilde döküldü. Rövetmanın sertleşmesi için 15 dakika beklendikten sonra manşet, önceden 850 °C ye kadar ısıtılmış kurutma fırınına yerleştirilerek 60 dakika kurumaya bırakıldı. Bu sırada tepiciler de fırında ısıtıldı. Porselen olarak Finesse Alumina Seramik (FAC-CERAMCO Headquarters, Six Terri Lane, Burlington, NJ 08016, USA) materyalinin F₂ çekirdeği kullanıldı (Şekil 3.10). Çekirdekler döküm yatağına ve tepici de yuvaya yerleştirildikten sonra manşet, döküm ve presleme işlemini programlandığı şekilde otomatik olarak gerçekleştiren özel fırına alındı. Döküm fırınının ısısı 700 °C den 920 °C ye çıkana kadar beklendikten sonra 20 dakika 5 barlık basınçla preslendi ve arkasından 15 dakika vakumlandı. Bu 15 dakikalık süre içinde vakum 50 °C den 920 °C ye çıkarıldı. Döküm işlemi tamamlandıktan sonra fırın otomatik olarak durdu. Dışarı çıkarılan manşet soğumaya bırakıldı. Soğuduktan sonra kullanılmamış olan diğer tepici ile rövetman üzerinde seviye işaretlemesi yapılarak separe ile kesildi. Rövetmanı uzaklaştırmak için 50 mikronluk kumla kumlama yapıldı. Elmas separe ile tijler kesildi, aliminyumoksit taşlarla konturlar düzeltildi. Glaze işlemi için 4 dakika ön kurutmadan sonra 450 °C de 15 dakika pişirildi. Bu sırada ısı 750 °C ye ulaştı. Sonra 1 dakika vakumda pişirildi ve 5 dakika vakumda bekletildi. Bu şekilde disk şeklinde porselen örneklerin dökümü tamamlanmış oldu (Şekil 3.11.).



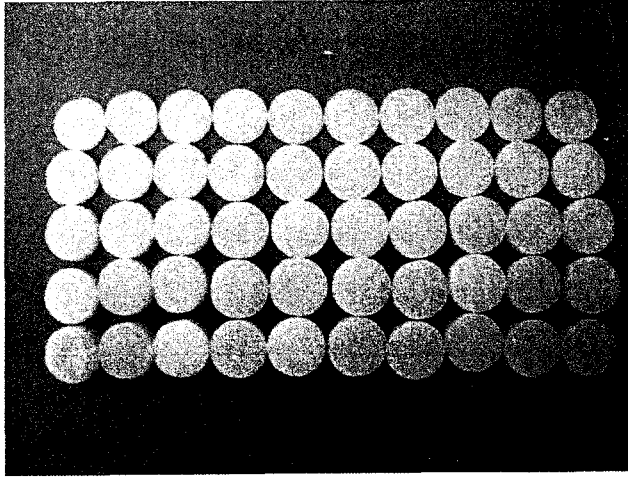
Şekil 3.8. Finesse all-seramik rövetman likiti



Şekil 3.9. Finesse all-seramik rövetman tozu



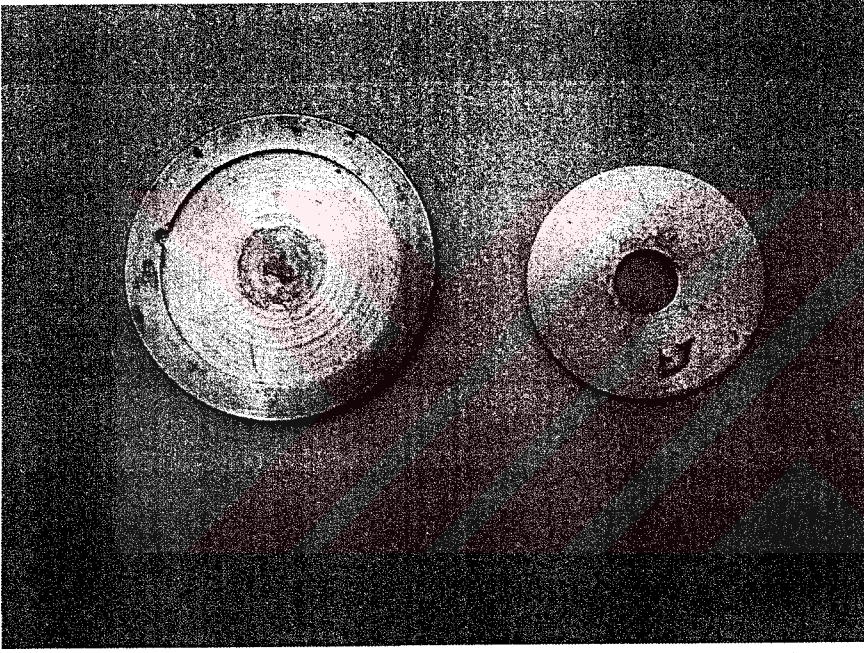
Şekil 3.10. Finesse all-seramik döküm çekirdeği



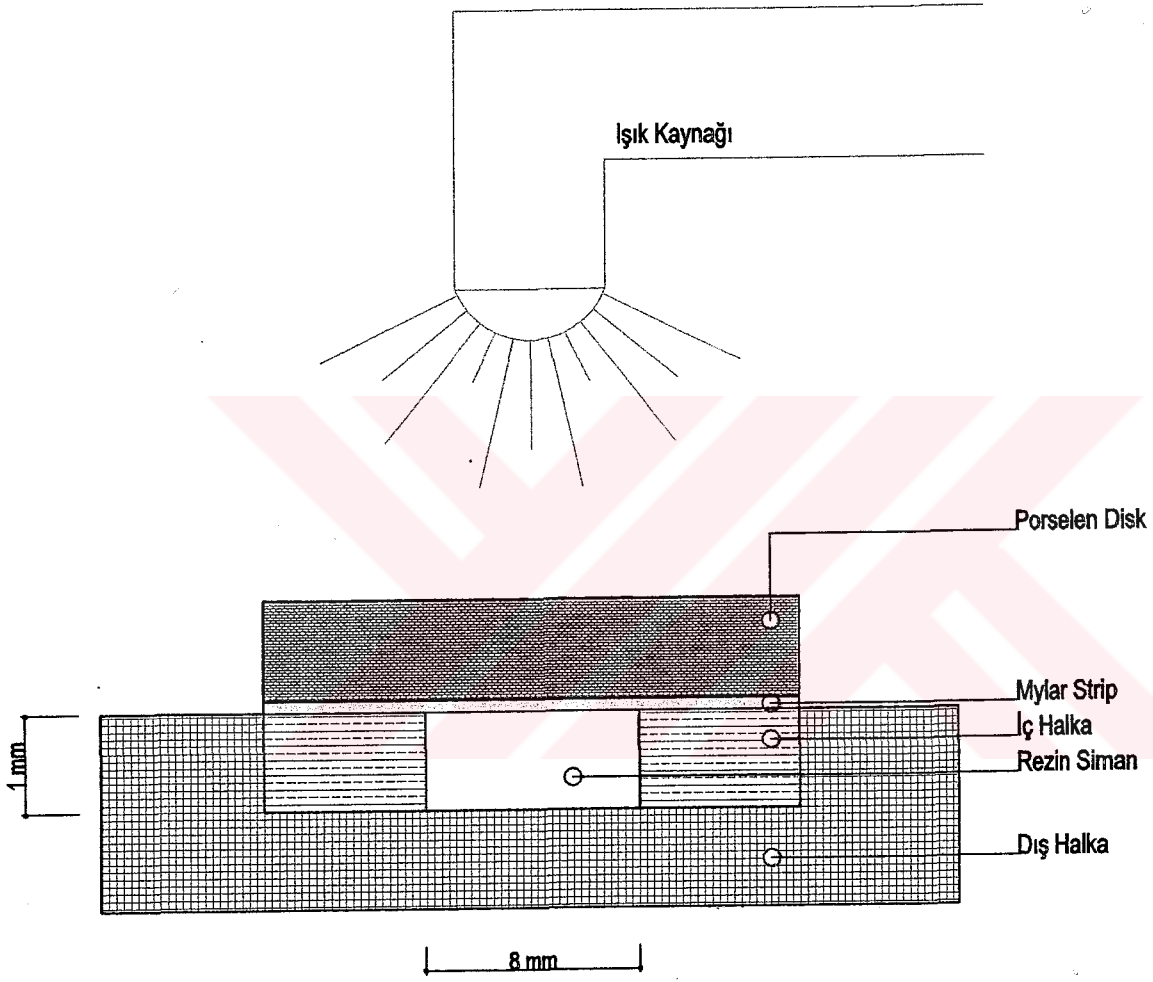
Şekil 3.11. Farklı kalınlıklarda porselen örnekler

3.3. Rezin Siman Örneklerin Hazırlanması

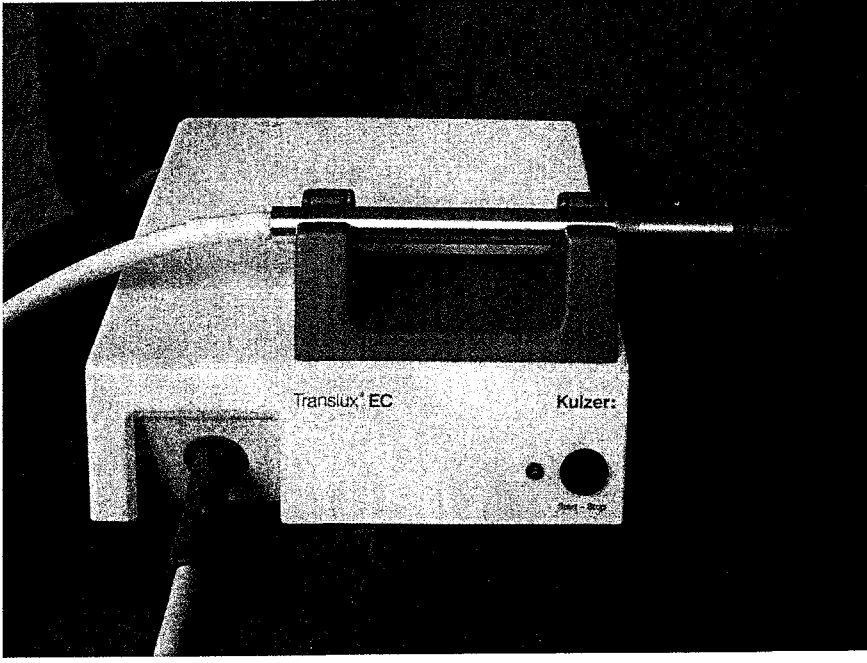
Birbirine geçen iki parçadan oluşan piringten yuvarlak bir kalıp hazırlandı (Şekil 3.12). Dış parça 3 cm çapında olup, iç parça buradaki 1 mm kalınlıktaki yuvaya oturmaktadır. Halka şeklindeki iç parça ise 1 mm kalınlıkta olup ortasında 8 mm çapında bir delik bulunmaktadır (Şekil 3.13). Dual-cure rezin yapıştırıcı simanların standart kalınlıklarda elde edilebilmesi için bu iç parçadaki 8 mm çapında ve 1 mm kalınlığındaki delik kullanılmıştır. 5 farklı dual-cure yapıştırıcı siman (Bkz Tablo 3.1) üretici firmanın önerdiği şekilde eşit miktarlarda (1/1) katalizör ve baz 15 sn karıştırılarak hazırlandı ve piring kalıp içindeki boşluğa yerleştirildi. Fazlalıklar alınarak üzeri şeffaf strip bant ile kapatıldı. Bunun üzerinden de ilk olarak, 1 mm kalınlıktaki ve 10 mm çapında daha önce hazırlanmış olan kompozit disk yerleştirildi ve ışık cihazı (Şekil 3.14. Translux EC Heraeus Kulzer GmbH D-61273 Wehrheim/Ts Made in Germany) ile ışık kaynağı ve örnek arasında 1 mm mesafe olacak şekilde dik yönde bir yüzeyden 60 saniye ışık uygulandı (Şekil 3.15). Kalıptan çıkarılan rezin siman örnek 37 °C lik etüve yerleştirildi. Daha sonra sırasıyla diğer kalınlıklardaki kompozit diskler içinde aynı işlem tekrarlandı. Bu şekilde her bir kalınlıktan 2 şer tane olmak üzere, her bir rezin simandan 10 ar adet örnek hazırlandı. Kompozit diskler için toplam 50 örnek hazırlanmış oldu.



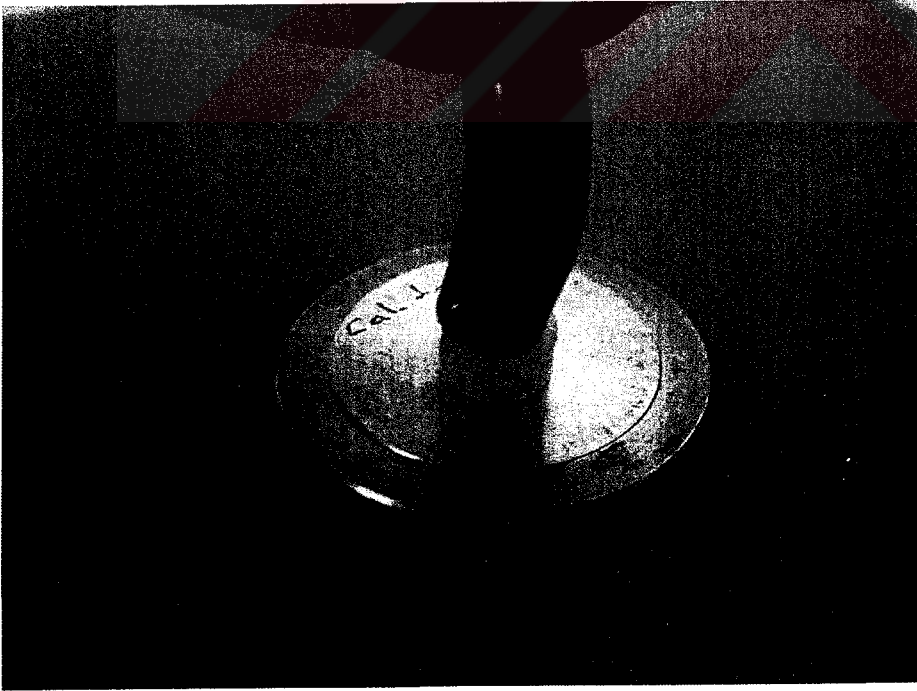
Şekil 3.12. Rezin siman örneklerin hazırlandığı piring kalıp



Şekil 3.13. Rezin siman örneklerin hazırlandığı pirinç kalıbın şematik görünümü



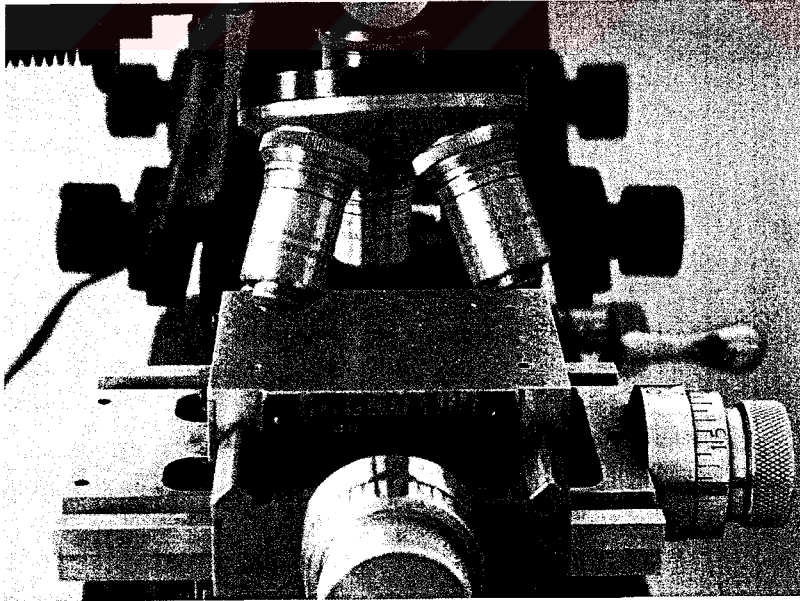
Şekil 3.14. Işık cihazı (Translux EC Heraeus Kulzer GmbH D-61273 Wehrheim / Ts Made in Germany)



Şekil 3.15. Pirinç kalıp üzerinde rezin siman örneklerin hazırlanması

Porselen diskler için de yukarıda anlatılan işlemler tekrarlandı. Bu şekilde her bir kalınlıktan 2 şer tane olmak üzere, her bir simandan 10 ar adet örnek hazırlanarak toplam 50 adet örnek elde edilmiş oldu.

Farklı kompozit ve porselen kalınlıkları altında polimerize edilen yapıştırıcı rezin siman örneklerin 1 saat, 24 saat ve 1 hafta sonraki Knoop sertlik ölçümleri yapıldı. Sertlik ölçümü için Tukon tester (Şekil 3.16. Acco Industries Inc, Wilson Instrument Division, Bridgeport, Conn) mikrosertlik ölçüm cihazı kullanıldı. 500 gr yük uygulanarak her bir zaman aralığı için her örnekten 5 okuma kaydedildi. Böylece her örnekten 15 okuma olmak üzere 100 örnekten toplam olarak 1500 okuma değeri elde edildi. Elde edilen değerler, Knoop sertlik ölçüm aletinin uyguladığı yüke bağlı olarak oluşan izlerin boyutlarıdır. Daha sonra bu oluşan iz boylarının Knoop sertlik numarasına dönüşümü yapıldı. Örnekler bir sonraki test zamanına kadar ağız ortamını taklit etmek amacıyla 37 °C lik etüvde bekletildi. Elde edilen sonuçların ortalaması ve standart sapmaları hesaplandı. Çok yönlü varyans analizi (MANOVA) kullanılarak çıkan sonuçlar % 95 güven aralığında istatistiksel olarak değerlendirildi.



Şekil 3.16. Tukon mikrosertlik ölçüm cihazı (Acco Industries Inc, Wilson Instrument Division, Bridgeport, Conn)

Bu çalışmanın ikinci bölümünde rezin yapıştırıcı simanın ışıkla ve ışıksız olarak polimerizasyonları karşılaştırıldı. Eşit miktarlarda baz ve katalizör karıştırılarak aynı pirinç kalıba yerleştirildi (Bkz Şekil 3.12). Fazlalıklar alınarak üzerine strip bant kapatıldı. Herhangi bir kompozit veya porselen disk olmadan bir yüzeyinden direkt olarak 60 saniye ışık uygulandı. Her bir yapıştırıcı simandan 1 mm kalınlıkta ve 8 mm çapında, 2 şer adet olmak üzere toplam 10 adet örnek hazırlandı. Daha sonra bu örnekler bir sonraki test zamanına kadar 37 °C lik etüve yerleştirildi.

Diğer bir grupta ise eşit miktarlarda baz ve katalizör karıştırılarak pirinç kalıbın üst parçasında bulunan 8 mm çapında ve 1 mm kalınlığındaki deliğe yerleştirildi. Kalıp, üzerinde şeffaf strip bant bulunan bir cam lamela yerleştirildi. Kalıbın üst yüzeyine strip bant bulunan ikinci bir cam lamel kapatıldı. Bu şekilde bir ataçla tutturulan iki lamel ışık sızdırmayan karanlık bir kutuya konuldu ve 37 °C lik etüve yerleştirildi. Bu amaçla her bir simandan 2 şer tane olmak üzere toplam 10 adet örnek hazırlandı.

Kullanılan dual-cure rezin simanlar ve renkleri şunlardır: 3M Opal siman (warm), Calibra (medium), Nexus (neutral), Variolink II (yellow), Panavia-F (baz ve katalizör) kullanıldı. Daha açık renklerde ışık emiliminin daha iyi olduğu yapılan önceki çalışmalarda belirtildiği için, kullanılan renklerin birbirine yakın olmasına dikkat edildi (porselen renk skalasında A₂ ye denk gelen renkler seçildi).

Daha sonra bu örneklerin 1 saat, 24 saat ve 1 hafta sonraki Knoop sertlik ölçümleri yapıldı. Her bir rezin siman örnekten, her bir zaman aralığı için 5 okuma değeri kaydedildi. Her bir simandan 15 okuma olmak üzere 20 örnekten toplam olarak 300 okuma değeri elde edildi. Elde edilen değerler, Knoop sertlik ölçüm aletinin uyguladığı yüke bağlı olarak oluşan izlerin boyutlarıdır. Daha sonra bu oluşan iz boylarının Knoop sertlik numarasına dönüşümü yapıldı. Bu değerlerin ortalaması ve standart sapması hesaplandı. Çok yönlü varyans analizi (MANOVA) ile sonuçların % 95 güven aralığı esas alınarak istatistiksel değerlendirmesi yapıldı.

BULGULAR

1.BÖLÜM

Farklı kalınlıklarda kompozit ve porselen örnekler altında 5 farklı dual-cure rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması.

Araştırmamızda 5 farklı dual-cure rezin yapıştırıcı simanın, farklı kalınlıklardaki kompozit ve porselen örnekler altındaki polimerizasyonu ile elde edilen mikrosertlik değerleri 1 saat, 24 saat ve 1 haftalık sürelerde incelenmiştir. Mikrosertlik Knoop Hardness test ile ölçülmüştür ve değerler Knoop Sertlik Numarası (Knoop Hardness Number 'KHN') olarak verilmiştir. KHN değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları ve Tablo 4.1. ve Tablo 4.12., Şekil 4.1. ve 4.8. arasında gösterilmiştir. Ayrıca kullanılan simanların kalınlık ve zamana göre Knoop sertlik değerlerinin dağılımı Şekil 4.9. ile Şekil 4.19. arasında gösterilmiştir.

5 farklı dual-cure yapıştırıcı rezin simanın 1 saat, 24 saat ve 1 hafta için ayrı ayrı farklı kompozit ve porselen kalınlıkları altındaki knoop sertlik değerleri iki yönlü varyans analizi (MANOVA) ile değerlendirilmiştir ve fark önemli bulunmuştur ($P < 0.001$).

ANOVA tek yönlü varyans analizi ile zaman ve kalınlık sabit tutularak 1-5 mm arasında değişen kalınlık farklarının da KHN değerlerinde önemli farklılık yarattığı istatistiksel olarak saptanmıştır ($p < 0.05$).

Tablo 4.1. Farklı kompozit kalınlıkları altında 3M Opal simanın Knoop sertlik değerleri

Ornek		1 mm	1 hafta	1 saat	2 mm	1 hafta	1 saat	3 mm	1 hafta	1 saat	4 mm	1 hafta	1 saat	5 mm	
Zaman	1	39,76	61,20	21,15	37,25	44,46	30,88	29,75	43,16	19,76	19,76	18,51	14,60	19,76	
		31,14	55,20	26,31	40,72	44,46	29,75	35,76	44,46	19,76	20,23	18,87	14,52	17,92	21,89
		30,88	53,10	30,88	53,70	44,46	30,12	37,08	44,46	18,51	19,76	19,76	14,77	17,48	19,76
		21,15	51,70	24,40	54,30	50,30	29,87	44,46	44,46	17,37	18,04	20,44	14,52	17,37	19,31
		19,76	49,53	29,63	44,46	53,40	29,63	36,25	44,69	18,81	19,76	19,76	14,60	17,37	19,96
		30,88				54,60						20,09			
Ort.		28,93	54,15	26,47	46,09	48,61	30,05	36,66	44,25	18,84	19,51	19,57	14,60	17,98	20,27
SD		7,41	4,45	3,94	7,66	4,76	0,50	5,24	0,62	1,00	0,85	0,74	0,10	1,02	0,99
2		32,90	49,01	29,27	44,46	44,46	24,40	28,68	28,46	18,51	17,92	18,63	11,11	12,31	14,90
		32,30	55,50	28,46	45,37	46,51	24,85	29,03	28,46	18,81	18,51	18,51	12,00	14,52	19,24
		35,13	59,75	30,88	43,59	44,46	23,52	28,46	28,46	17,92	18,51	18,75	12,65	17,37	19,76
		35,13	58,10	30,88	46,78	43,37	23,69	27,89	29,87	17,98	19,50	19,96	13,72	17,37	19,43
		30,88	59,10	29,87	45,14	44,92	23,18	28,68	29,63	18,33	18,51	18,75	13,72	15,38	18,51
Ort.		33,27	56,24	29,87	45,07	44,74	23,93	28,55	28,98	18,31	18,59	18,92	12,64	15,39	18,37
SD		1,85	4,38	1,05	1,18	1,14	0,68	0,42	0,71	0,37	0,57	0,59	1,13	2,13	1,99
Gen. Ort.		31,10	55,22	28,17	45,58	46,68	26,99	32,60	36,61	18,58	19,05	19,25	13,62	16,69	19,32

Tablo 4.2. Farklı porselen kalınlıkları altında 3M Opal rezin simanın Knoop sertlik değerleri

ÖRNEK	1 mm		2 mm		3 mm		4 mm		5 mm							
	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat		24 saat				
Zaman	1	40,33	59,75	63,75	39,39	54,90	50,30	38,47	48,76	50,85	23,52	28,46	37,42	7,26	7,41	7,41
		44,46	59,10	64,15	36,41	54,00	49,27	37,77	47,51	50,05	24,13	29,15	37,60	7,56	7,41	7,41
		38,47	60,45	66,55	38,12	51,95	49,27	36,41	48,25	50,85	23,52	28,92	38,48	7,41	7,56	7,56
		39,95	60,10	66,95	37,77	48,00	49,53	35,45	47,75	49,79	24,31	28,80	35,60	7,41	7,41	7,48
		38,47	59,75	66,55	37,94	47,75	49,27	37,77	47,26	51,15	23,86	28,46	35,76	7,42	7,26	7,56
Ort.	40,34	59,83	65,59	37,93	51,32	49,53	37,17	47,91	50,54	23,87	28,76	36,97	7,41	7,44	7,48	7,48
SD	2,46	0,50	1,51	1,06	3,32	0,45	1,22	0,60	0,58	0,36	0,30	1,25	0,11	0,13	0,08	0,08
2	33,91	55,80	63,00	38,12	49,27	52,80	35,13	45,83	46,78	22,68	23,60	27,03	10,20	24,40	30,62	30,62
	39,39	56,45	63,40	38,47	49,79	51,95	35,92	46,51	47,51	21,97	25,32	26,41	11,31	23,95	31,01	31,01
	35,13	54,90	64,15	40,33	48,76	51,70	35,76	47,51	48,76	21,59	24,40	27,24	11,40	23,09	30,37	30,37
	33,62	55,20	65,35	39,20	49,01	52,55	35,13	48,00	49,53	23,35	24,22	26,01	9,84	22,85	31,27	31,27
	35,45	55,50	63,75	39,20	50,05	53,10	35,60	47,75	49,79	22,68	25,42	25,32	10,66	22,60	31,66	31,66
Ort.	35,50	55,57	63,93	39,06	49,38	52,42	35,51	47,12	48,47	22,45	24,59	26,40	10,68	23,38	30,99	30,99
SD	2,31	0,60	0,90	0,85	0,54	0,58	0,36	0,92	1,30	0,69	0,77	0,78	0,68	0,76	0,51	0,51
Gen. Ort.	37,92	57,70	64,76	38,50	50,35	50,97	36,34	47,51	49,51	23,16	26,68	31,69	9,05	15,41	19,24	19,24

Tablo 4.4. Farklı porselen kalınlıkları altında Calibra rezin simanın Knoop sertlik değerleri

ÖRNEK	1 mm			2 mm			3 mm			4 mm			5 mm		
Zaman	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta
1	7,67	13,24	7,21	10,81	14,11	8,22	17,59	34,67	40,52	21,22	25,32	41,91	17,26	26,61	28,46
	9,14	8,92	7,21	13,72	10,32	10,08	18,93	33,19	36,91	21,97	42,32	39,39	17,26	28,46	28,46
	11,34	8,05	12,51	10,10	8,59	10,15	20,57	41,11	35,13	23,18	42,11	40,14	18,51	28,46	27,14
	10,10	8,78	12,99	8,05	9,84	12,65	19,18	32,07	28,12	19,76	41,11	41,91	19,12	26,51	27,35
	9,42	9,46	13,35	10,37	10,58	14,52	19,12	33,33	36,41	21,52	39,02	37,94	18,04	27,46	28,92
Ort.	9,53	9,69	10,65	10,61	10,69	11,12	19,08	34,87	35,42	21,53	37,98	40,26	18,04	27,50	28,07
SD	1,34	2,05	3,16	2,04	2,06	2,47	1,06	3,61	4,54	1,24	7,19	1,70	0,81	0,95	0,78
2	20,44	33,33	34,67	25,13	39,20	35,13	10,03	18,75	22,52	24,40	37,25	35,13	18,51	30,88	37,77
	23,95	41,71	39,39	22,93	39,02	37,60	11,69	18,33	19,76	24,67	33,47	38,47	18,69	33,77	34,06
	26,31	43,37	40,33	22,21	37,94	42,32	12,54	20,23	22,77	25,04	39,57	40,33	18,99	37,25	35,76
	25,91	38,12	40,33	20,23	38,84	40,33	16,13	20,93	22,52	24,95	40,14	38,30	18,21	36,91	34,82
	23,95	36,75	42,32	22,52	30,49	40,33	15,66	19,56	24,40	24,76	44,46	44,90	18,51	33,77	34,36
Ort.	24,11	38,66	39,41	22,60	37,10	39,14	13,21	19,56	22,39	24,76	38,98	39,43	18,58	34,52	35,35
SD	2,32	3,99	2,86	1,75	3,73	2,80	2,62	1,06	1,67	0,25	4,03	3,59	0,29	2,62	1,50
Gen.Ort.	16,82	24,17	25,03	16,61	23,89	25,13	16,14	27,22	28,91	23,15	38,48	39,84	18,31	31,01	31,71

Tablo 4.6. Farklı Porselen Kalınlık Altında Nexus Dual-Cure Resin Simanın Knoop Sertlik Değerleri

ÖRNEK zaman	1 mm			2 mm			3 mm			4 mm			5 mm		
	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta
1	30,12	32,48	41,11	22,68	30,49	36,41	23,95	33,62	41,11	17,37	30,24	30,37	14,52	28,46	25,04
	28,46	33,47	40,33	21,89	31,27	37,25	25,32	33,19	40,72	18,04	32,90	32,62	14,52	25,32	26,01
	29,63	34,36	39,20	23,52	30,75	37,08	24,22	32,30	38,47	18,45	31,66	33,47	14,23	24,85	25,91
	30,24	33,62	38,84	21,89	31,93	37,77	26,31	32,48	38,30	18,21	31,14	36,41	14,19	24,67	26,01
	30,62	33,19	38,12	23,78	32,76	37,77	26,41	33,33	41,71	18,57	30,88	37,25	14,77	24,40	26,31
Ort.	29,81	33,42	39,52	22,75	31,44	37,26	25,24	32,98	40,06	18,13	31,36	34,02	14,45	25,54	25,86
SD	0,84	0,68	1,19	0,89	0,92	0,56	1,14	0,57	1,57	0,47	1,00	2,82	0,24	1,67	0,48
2	26,82	35,76	44,46	24,40	29,75	38,30	19,12	28,46	34,51	16,99	24,49	23,60	18,21	24,40	24,40
	28,23	36,09	44,46	23,86	30,00	38,47	19,12	28,92	35,29	16,84	22,28	25,42	17,37	25,81	24,76
	28,80	35,60	44,46	23,35	29,51	37,42	19,43	29,27	35,45	16,94	22,60	25,32	16,33	25,04	24,49
	29,27	35,45	43,37	23,18	29,75	38,12	19,63	29,63	36,41	16,63	23,52	25,04	16,33	24,85	24,13
	29,63	35,29	43,80	23,01	29,15	38,47	19,76	30,62	36,25	16,33	22,85	25,52	16,53	24,40	25,61
Ort.	28,55	35,64	44,11	23,56	29,63	38,16	19,41	29,38	35,58	16,75	23,15	24,98	16,95	24,90	24,68
SD	1,10	0,31	0,50	0,57	0,32	0,44	0,29	0,82	0,77	0,27	0,88	0,79	0,82	0,58	0,57
Gen. Ort.	47,63	55,48	51,30	37,57	50,52	46,96	39,93	50,78	48,44	29,70	43,85	42,50	26,90	37,88	25,86

Tablo 4.7. Farklı kompozit kalınlıkları altında Variolink II rezin simanın Knoop sertlik değerleri

ÖRNEK	1 mm			2 mm			3 mm			4 mm			5 mm		
zaman	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta
1	16,68	17,37	38,12	27,78	35,76	37,94	18,63	46,30	40,52	7,56	8,68	10,48	7,11	7,53	6,04
	20,64	17,92	38,12	27,57	37,94	35,29	21,74	46,30	49,27	7,56	8,37	12,45	7,07	7,11	5,95
	19,24	19,76	32,76	26,82	37,42	35,76	21,67	37,08	35,60	7,54	9,48	13,72	6,45	6,13	7,11
	25,52	37,25	34,36	23,78	38,30	34,36	21,00	29,87	38,47	7,57	8,84	7,21	6,10	6,90	6,39
	25,42	38,65	39,20	17,64	37,42	35,13	20,72	37,25	46,30	7,59	8,86	10,45	6,70	6,97	6,35
ort.	21,50	26,19	36,51	24,72	37,37	35,70	20,75	39,36	42,03	7,56	8,85	10,86	6,69	6,93	6,37
SD	3,89	10,78	2,79	4,27	0,97	1,35	1,26	7,00	5,63	0,02	0,41	2,47	0,43	0,51	0,46
2	22,68	23,78	28,80	28,12	36,75	41,51	11,51	9,40	14,15	7,11	15,75	22,44	6,97	7,11	8,05
	24,85	35,60	33,62	27,35	42,32	34,67	9,14	9,84	7,27	7,11	13,95	7,38	6,45	8,00	7,11
	23,78	32,07	32,48	26,01	34,36	34,82	9,73	9,62	7,61	7,04	14,81	10,20	7,11	6,54	7,26
	21,15	34,06	34,36	24,22	35,13	40,72	10,06	9,84	9,02	7,08	14,94	7,90	6,33	7,18	7,88
	23,12	30,88	32,30	26,31	37,08	37,77	10,03	9,62	9,08	7,10	14,85	10,32	7,11	7,26	8,78
ort.	23,12	31,28	32,31	26,40	37,13	37,90	10,09	9,66	9,43	7,09	14,86	11,65	6,79	7,22	7,82
SD	1,37	4,57	2,14	1,48	3,11	3,20	0,87	0,18	2,76	0,03	0,64	6,18	0,38	0,52	0,67
Gen. Ort.	22,31	28,73	34,41	25,56	37,25	36,80	15,42	24,51	25,73	7,33	11,85	11,26	6,74	7,07	7,09

Tablo 4.9. Farklı Kompozit Kalınlık Altında Panavia-F Dual-Cure Resin Simanın Knoop Sertlik Değerleri

Dua-Cure Rezin Sistemli Kriop Seramik Degerleri															
ÖRNEK zaman	1 mm		2 mm		3 mm		4 mm		5 mm						
	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	1 hafta	24 saat	1 saat	1 hafta	24 saat	1 saat	1 hafta	24 saat			
1	25,32	32,30	43,16	9,31	25,32	26,61	*1200	8,78	17,10	*1225	*1300	*1185	*1320	*1153	6,93
	19,18	42,74	43,37	5,67	25,32	26,82	7,10	8,37	15,38	*1377	*1459	*1160	*1323	*1137	7,11
	24,76	44,46	44,02	5,67	25,81	26,51	*1200	8,31	16,33	*1498	*1463	*1170	*1288	*1120	7,11
	17,26	44,46	44,46	5,88	26,31	26,21	*1450	8,14	15,99	*1496	*1340	*1131	*1280	7,10	6,88
ort.	23,35	39,39	44,02	5,69	25,32	26,21		8,40	16,33	*1495	*1345	*1130	*1290		6,97
SD	21,97	40,67	43,81	6,44	25,62	26,47		8,40	16,23						7,00
	3,57	5,12	0,53	1,60	0,44	0,26		0,24	0,62						0,11
2	21,15	42,95	44,24	5,68	19,76	25,81	*1400	*1325	6,51					7,11	6,51
	19,76	31,80	43,16	5,67	24,85	25,32	*1350	*1333	6,39					6,97	7,26
	9,23	28,68	42,95	7,88	21,67	24,76	*1500	*1360	6,49					7,11	7,01
	18,63	39,20	43,37	6,86	25,61	24,95	*1600	*1359	6,31					7,11	7,23
	26,61	34,98	43,37	8,14	22,68	24,95	*1400		6,39					6,97	6,97
ort.	19,08	35,52	43,42	6,85	22,91	25,16			6,42					7,05	7,00
SD	6,30	5,69	0,49	1,17	2,38	0,42			0,08					0,08	0,30
Gen. Ort.	20,53	38,10	43,61	6,65	24,27	25,82	0,00	4,20	11,32					3,53	7,00

* Örnekler çok yumuşak olduğu için Knoop sertlik değerlerine çevrilemedi.

Tablo 4.10. Farklı Porselen Kalınlık Altında Panavia-F Dual-Cure Rezin Simanın Knoop Sertlik Değerleri

ÖRNEK	1 mm		2 mm		3 mm		4 mm		5 mm	
Zaman	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	1 hafta	24 saat	1 saat	1 hafta	24 saat	1 hafta
1	52,55	64,15	51,4	40,14	47,75	20,86	13,76	22,93	17,15	30,62
	51,7	68,2	60,1	46,51	57,1	25,23	12,12	31,8	20,86	30,12
	53,7	66,55	62,25	40,91	53,7	20,93	16,58	33,47	18,39	32,76
	54	74,5	54	41,71	61,2	20,09	14,81	31,27	18,57	31,53
	54,9	64,95	62,25	39,76	33,19	19,05	14,23	32,07	18,69	33,33
Ort.	53,37	67,67	58,00	41,81	50,59	21,23	14,30	30,31	18,73	31,67
SD	1,26	4,12	5,00	2,73	10,90	2,36	1,62	4,20	1,34	1,37
2	50,6	56,15	61,55	38,84	39,95	23,26	10,87	23,26	31,8	31,8
	44,92	64,15	67,75	42,32	51,15	23,6	17,42	34,67	36,58	36,58
	48,76	66,15	61,55	31,14	49,53	19,05	16,18	34,06	34,67	34,67
	42,32	64,15	65,75	33,77	53,7	12,45	16,94	36,25	31,14	31,14
	48,5	65,35	62,25	30	57,4	19,76	13,17	31,4	34,36	34,36
Ort.	47,02	63,19	63,77	35,21	50,35	19,62	14,92	31,93	33,71	33,71
SD	3,34	4,03	2,83	5,23	6,53	4,50	2,80	5,15	2,23	2,23
Gen.Ort.	50,20	65,43	60,89	38,51	50,47	20,43	14,61	31,12	32,69	32,69

Tablo 4.11. 5 Farklı dual-cure simanın kimyasal polimerizasyonları sonucu elde edilen Knoop sertlik değerleri

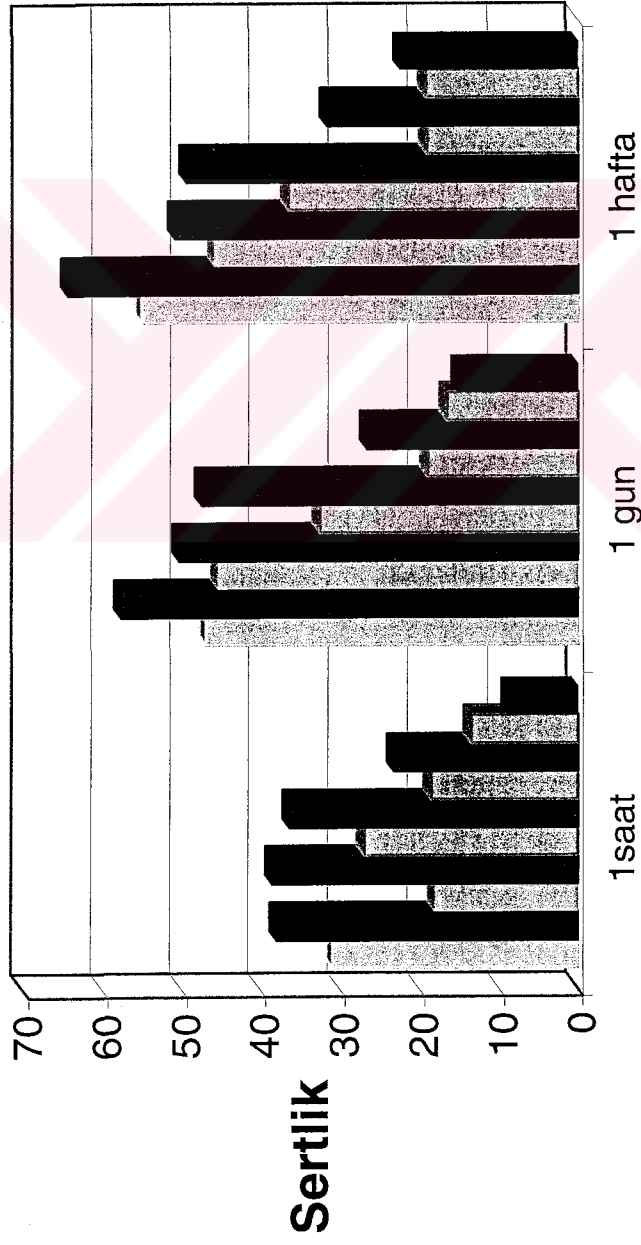
Zaman	VARİO (KİMYASAL)				3M OPAL (KİMYASAL)				NEXUS (KİMYASAL)				CALİBRA (KİMYASAL)				PANAVIA-F (KİMYASAL)			
	1 saat	24 saat	9 gün	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 hafta	1 saat	24 saat	1 saat	24 saat	1 hafta
1	*1100	*1020	*1000	18,51	24,85	26,31	14,52	28,46	39,02	21,00	35,60	35,13	*1500	35,60	35,13	*1500	35,60	*1500	35,13	19,76
	*1400	*1009	*1000	18,63	24,49	26,93	13,72	29,15	39,02	22,52	35,76	37,77	*1500	35,76	37,77	*1500	35,76	*1500	37,77	19,76
	*1175	*1000	*1010	19,12	24,85	26,41	12,99	32,30	38,47	22,85	35,29	39,76	*1490	35,29	39,76	*1490	35,29	*1490	39,76	19,76
	*1189	*1018	*1003	17,53	25,32	26,61	11,11	34,82	38,47	21,37	35,29	40,52	*1498	35,29	40,52	*1498	35,29	*1498	40,52	19,76
	*1215	*1012	*1002	16,73	24,85	26,72	11,20	30,88	38,30	22,77	34,82	40,33	*1500	34,82	40,33	*1500	34,82	*1500	40,33	19,76
ort				18,10	24,87	26,60	12,71	31,12	38,66	22,10	35,35	38,70		35,35	38,70					19,76
SD				0,96	0,29	0,25	1,52	2,55	0,34	0,86	0,36	2,28		0,36	2,28					0,00
2	*1300	*1030	*1100	16,18	26,11	39,20	14,52	28,46	28,46	20,03	33,47	40,14		33,47	40,14					15,25
	*1345	*1300	*1100	16,13	25,23	36,09	16,43	30,12	31,40	23,26	35,29	39,76		35,29	39,76					15,61
	*1447	*1324	*1090	16,09	24,58	35,13	16,33	30,00	30,88	23,26	35,76	40,33		35,76	40,33					15,30
	*1444	*1280	*1097	16,09	24,40	34,06	16,33	30,62	31,53	21,37	34,67	40,72		34,67	40,72					15,29
	*1384	*1234	*1096	16,09	25,04	33,62	15,85	29,75	31,27	23,01	35,60	40,14		35,60	40,14					15,38
ort.				16,12	25,07	35,62	15,89	29,79	30,57	21,98	34,80	40,22		34,80	40,22					15,37
SD				0,04	0,67	2,22	0,80	0,81	1,43	1,58	0,99	0,35		0,99	0,35					0,14
Gen. Ort.				17,11	24,97	31,11	14,30	30,46	34,61	22,04	35,07	39,46		35,07	39,46					17,56

* Örnekler yumuşak olduğu için sertlik değerlerine dönüşümü yapılamadı.

Tablo 4.12. 5 Farklı rezin simanın ışıqla polimerizasyonu sonucu elde edilen Knoop sertlik değerleri

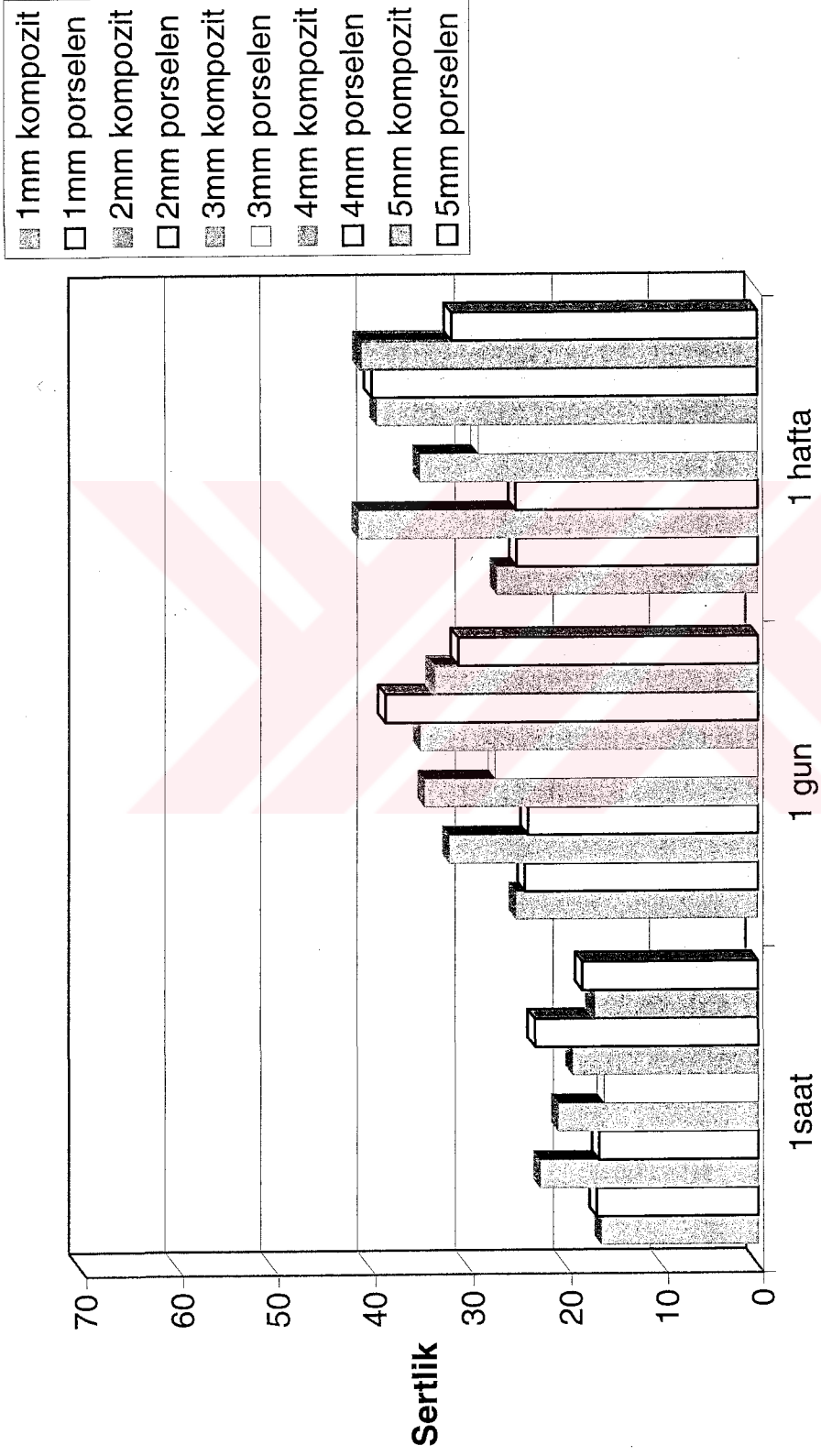
ÖRNEK	NEXUS(DUAL-CURE)				VARIOLINK II (DUAL-CURE)				CALIBRA (DUAL-CURE)				PANAVIA-F (DUAL-CURE)				3 M OPAL (DUAL-CURE)			
	SERTLİK DEĞERLERİ																			
Zaman	1 saat	24 saat	1 hafta		1 saat	24 saat	1 hafta		1 saat	24 saat	1 hafta		1 saat	24 saat	1 hafta		1 saat	24 saat	1 hafta	
1	25,81	27,03	41,91		22,93	35,13	51,40	11,17	46,30	60,10	38,47		38,47	68,20	69,90		44,46	69,5	60,85	
	28,46	38,47	41,91		23,52	38,30	52,25	11,11	46,07	44,46	45,37		45,37	64,55	70,35		51,95	69,05	71,70	
	25,81	40,33	40,33		23,26	51,15	53,10	14,52	28,46	40,91	48,76		48,76	62,65	71,25		52,55	73,55	79,05	
	28,46	39,76	39,20		38,47	53,40	54,30	14,60	37,94	39,95	51,70		51,70	50,30	72,15		44,46	72,15	74,05	
	29,51	39,39	40,33		34,21	53,40	54,90	19,76	38,84	45,60	52,25		52,25	61,55	71,25		48,50	66,55	64,15	
ort.	27,61	37,00	40,74		28,48	46,28	53,19	14,23	39,52	46,20	47,31		47,31	61,45	70,98		48,38	70,16	69,96	
SD	1,70	5,61	1,17		7,34	8,85	1,44	3,53	7,32	8,12	5,65		5,65	6,73	0,88		3,90	2,75	7,40	
2	28,46	29,39	40,33		34,67	49,53	69,50	14,94	34,98	26,11	53,10		53,10	65,35	69,50		49,01	70,80	62,65	
	28,80	38,12	44,46		34,51	52,25	61,55	16,48	37,08	42,74	52,80		52,80	73,55	72,15		54,60	75,00	68,60	
	32,90	43,37	46,53		34,82	60,85	61,90	16,58	40,72	44,46	52,55		52,55	64,95	71,70		56,75	79,60	81,75	
	32,48	38,47	44,46		34,21	52,80	61,20	16,38	40,72	40,72	55,50		55,50	75,00	70,35		54,90	79,60	84,00	
	32,30	26,82	44,46		34,67	48,76	59,10	16,09	30,88	38,12	55,80		55,80	68,20	70,35		53,70	79,60	80,10	
ort.	30,99	35,23	44,05		34,58	52,84	62,65	16,09	36,88	38,43	53,95		53,95	69,41	70,81		53,79	76,92	75,42	
SD	2,17	6,89	2,26		0,23	4,80	3,98	0,67	4,16	7,28	1,57		1,57	4,64	1,09		2,89	3,96	9,29	
gen. Ort.	33,72	37,87	39,83		38,75	38,92	49,02	31,56	44,85	48,89	50,17		50,17	51,57	53,03		41,68	35,08	34,98	

3M Opal



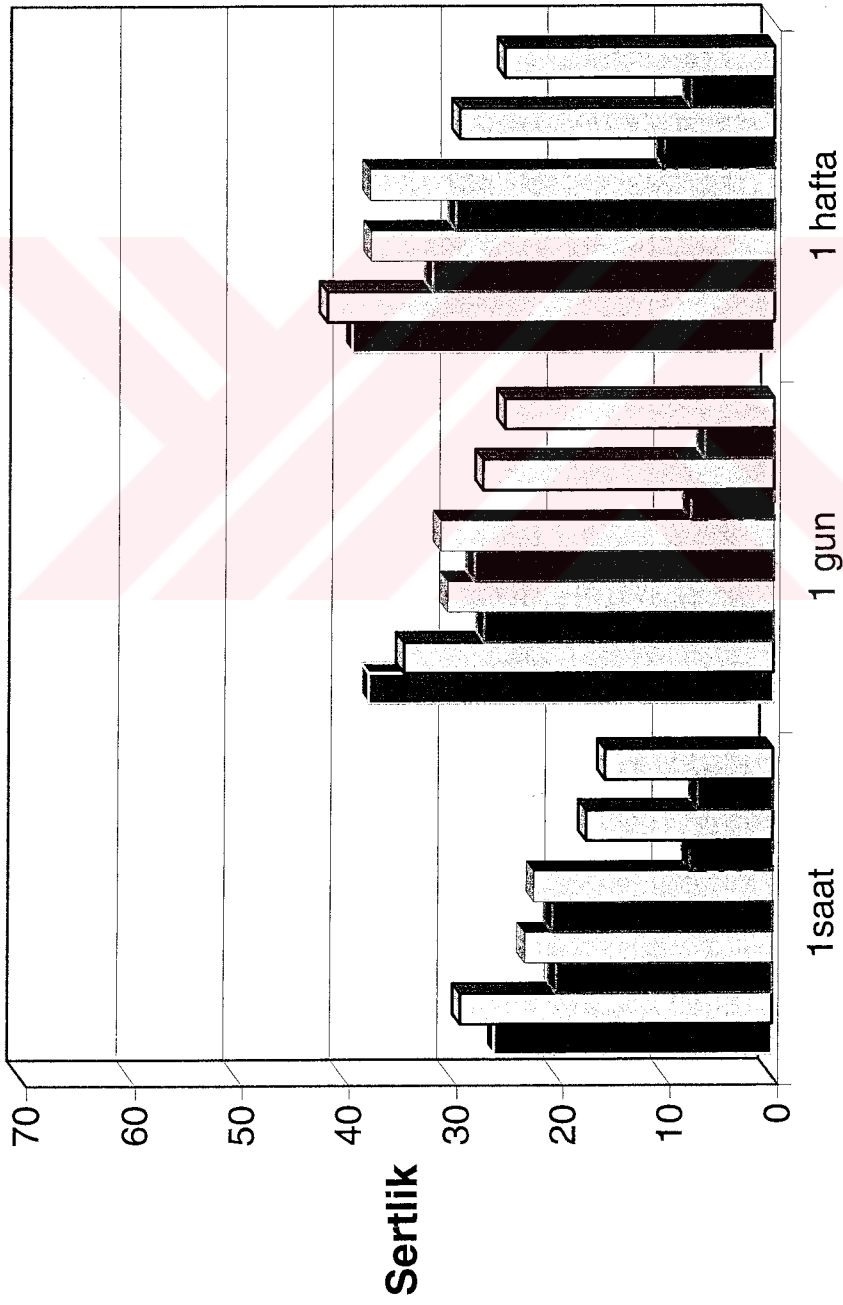
Şekil 4.1. Farklı kompozit ve porselen kalınlıklar altında dual-cure polimerize edilen 3M Opal rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması

Calibra

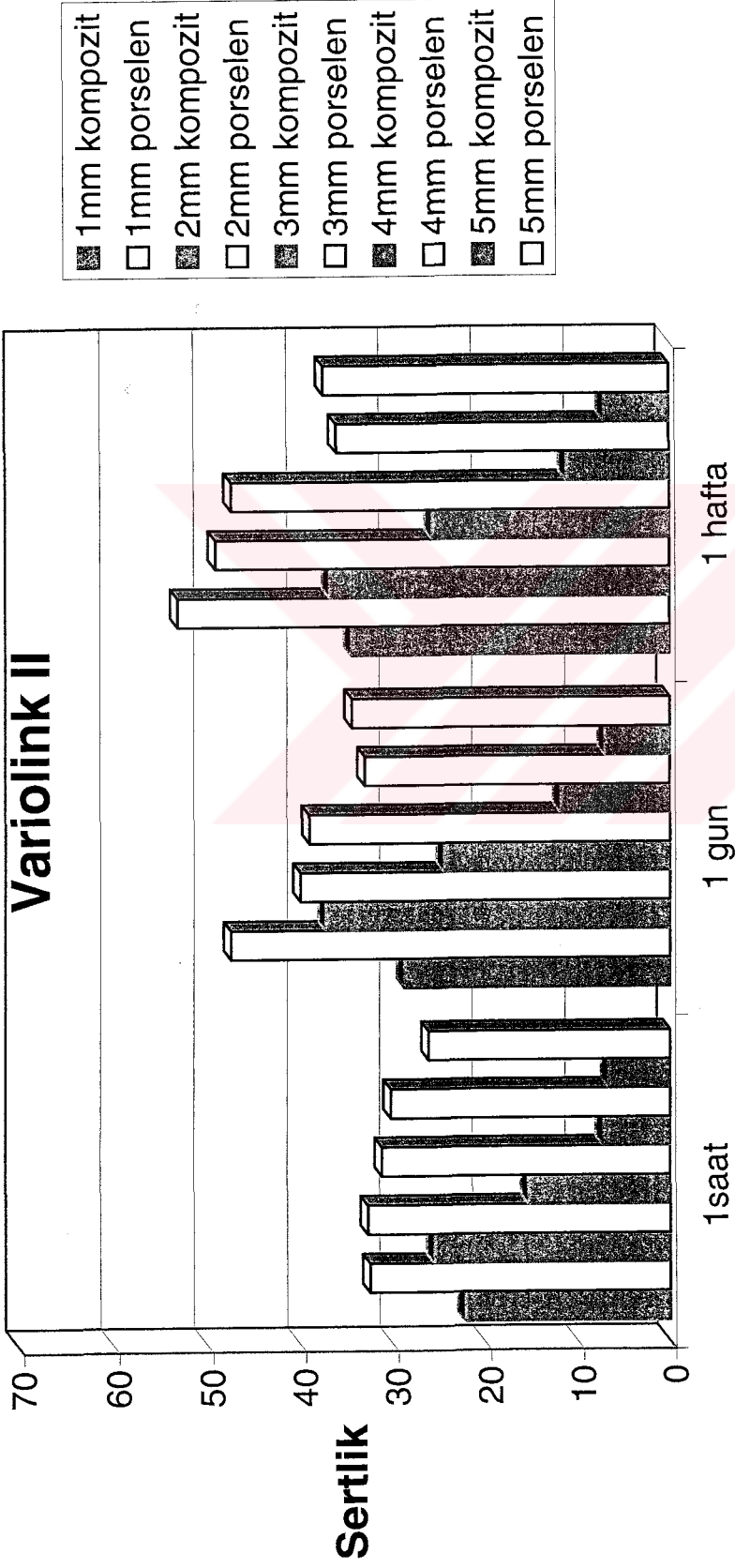


Şekil 4.2. Farklı kompozit ve porselen kalınlıklar altında dual-cure polimerize edilen Calibra rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması

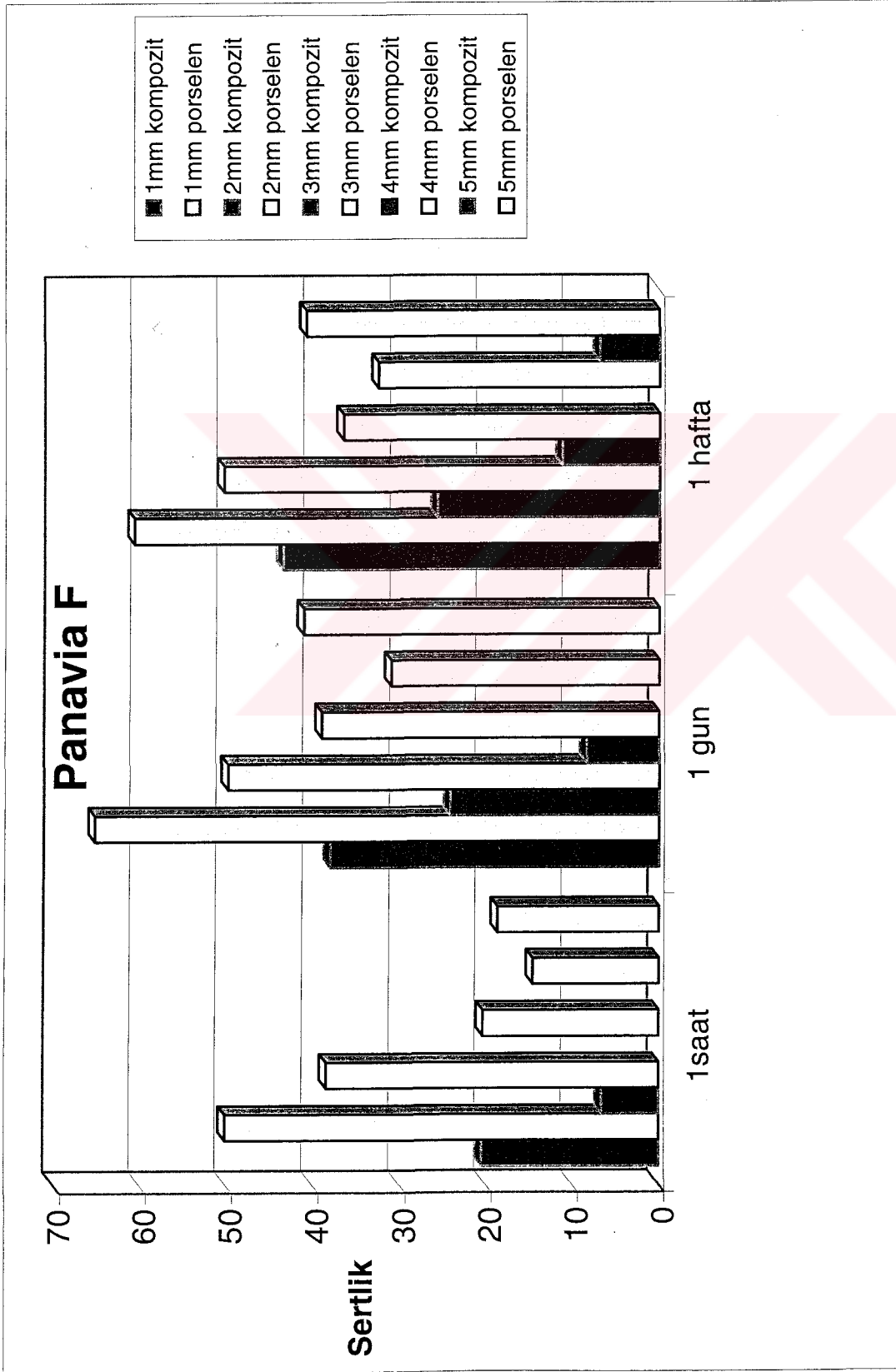
Nexus



Şekil 4.3. Farklı kompozit ve porselen kalınlıklar altında dual-cure polimerize edilen Nexus resin simanın Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması

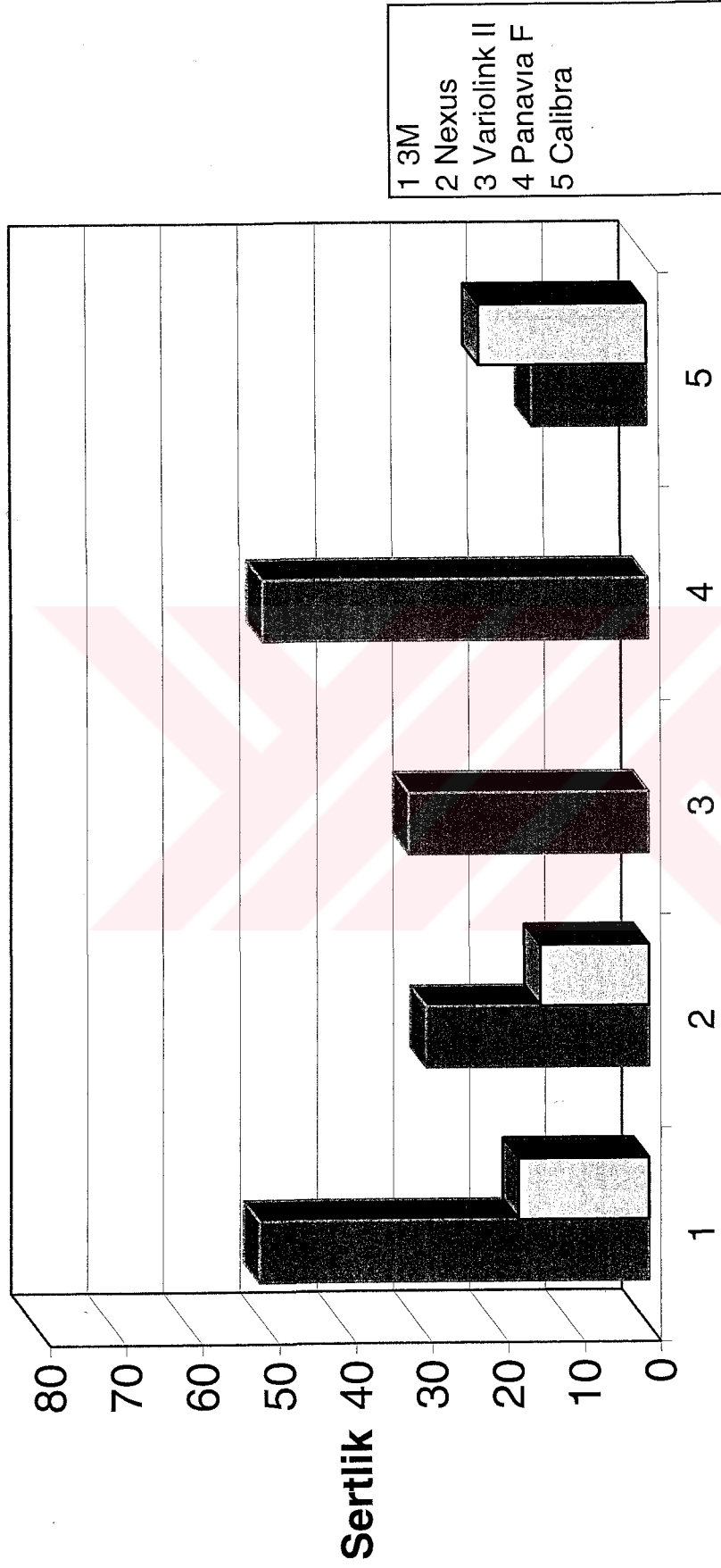


Şekil 4.4. Farklı kompozit ve porselen kalınlıklar altında dual-cure polimerize edilen Variolink II rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması



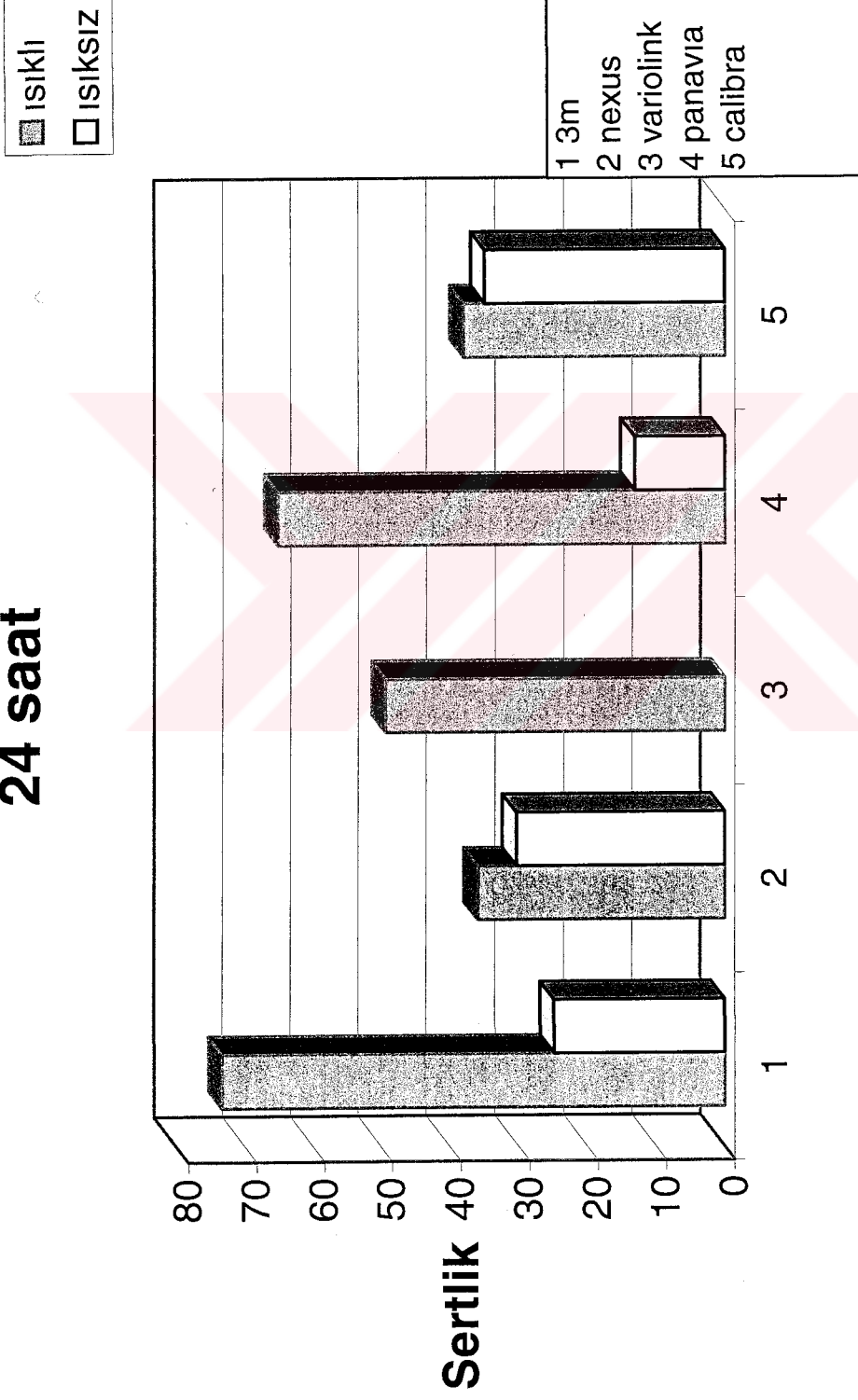
Şekil 4.5. Farklı kompozit ve porselen kalınlıklar altında dual-cure polimerize edilen Panavia F rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması

1 saat

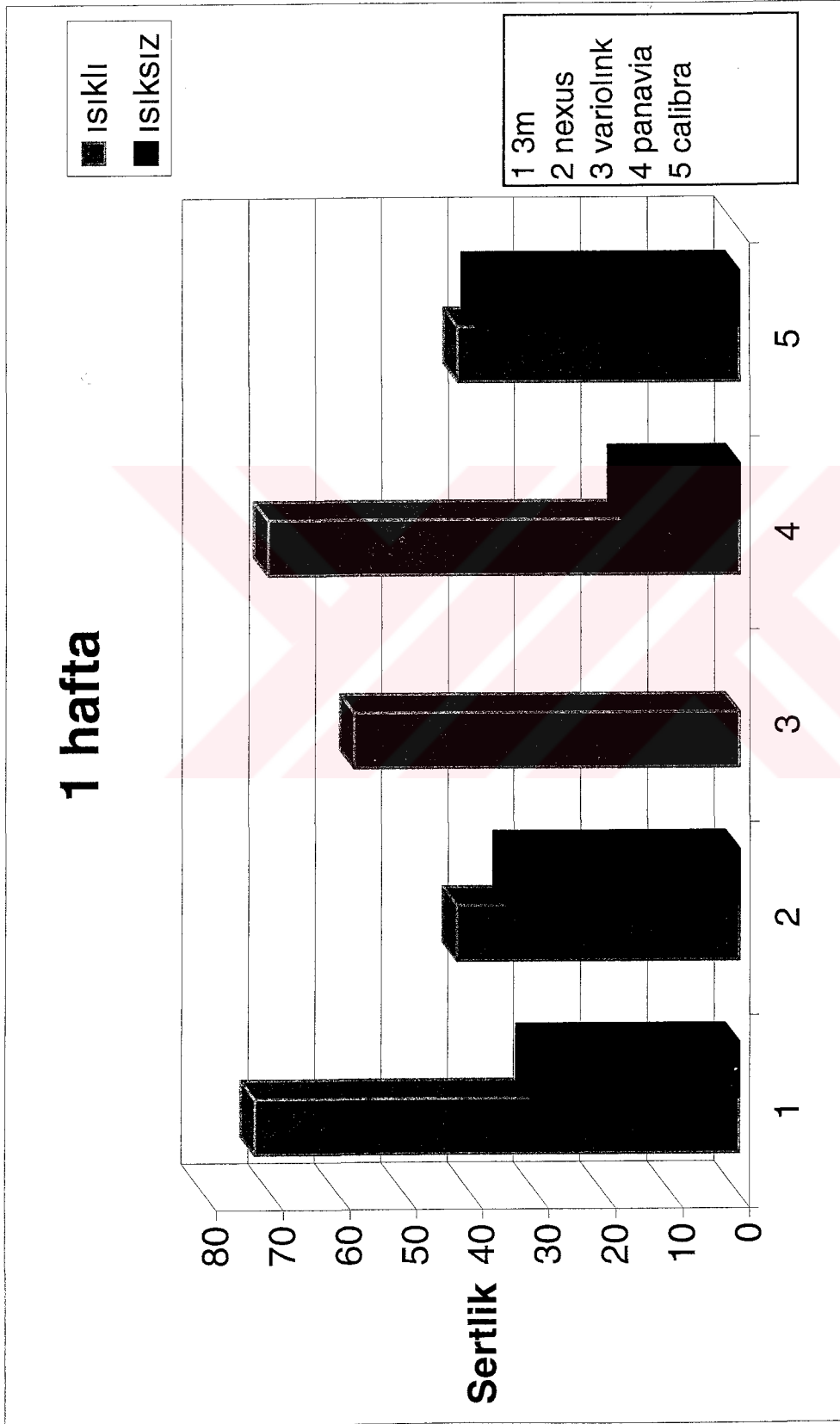


Şekil 4.6. 5 Farklı dual-cure resin simanın ısıksız ve ısıklı polimerizasyonu sonucu 1 saat sonra elde edilen Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması

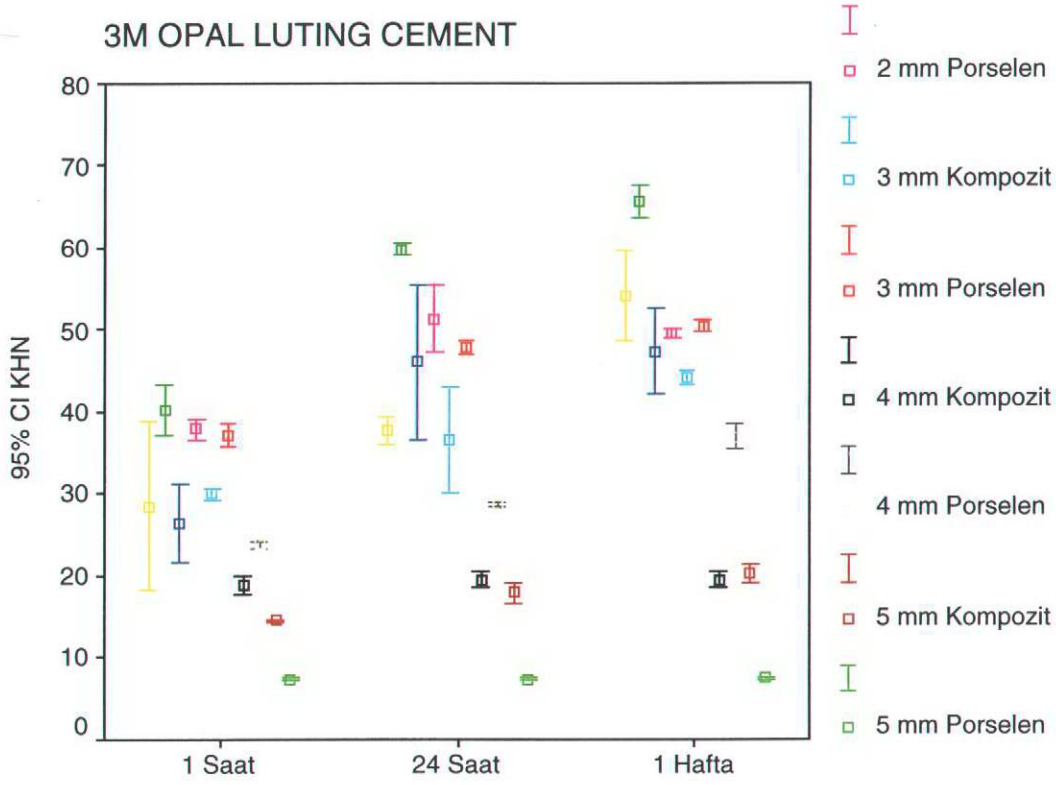
24 saat



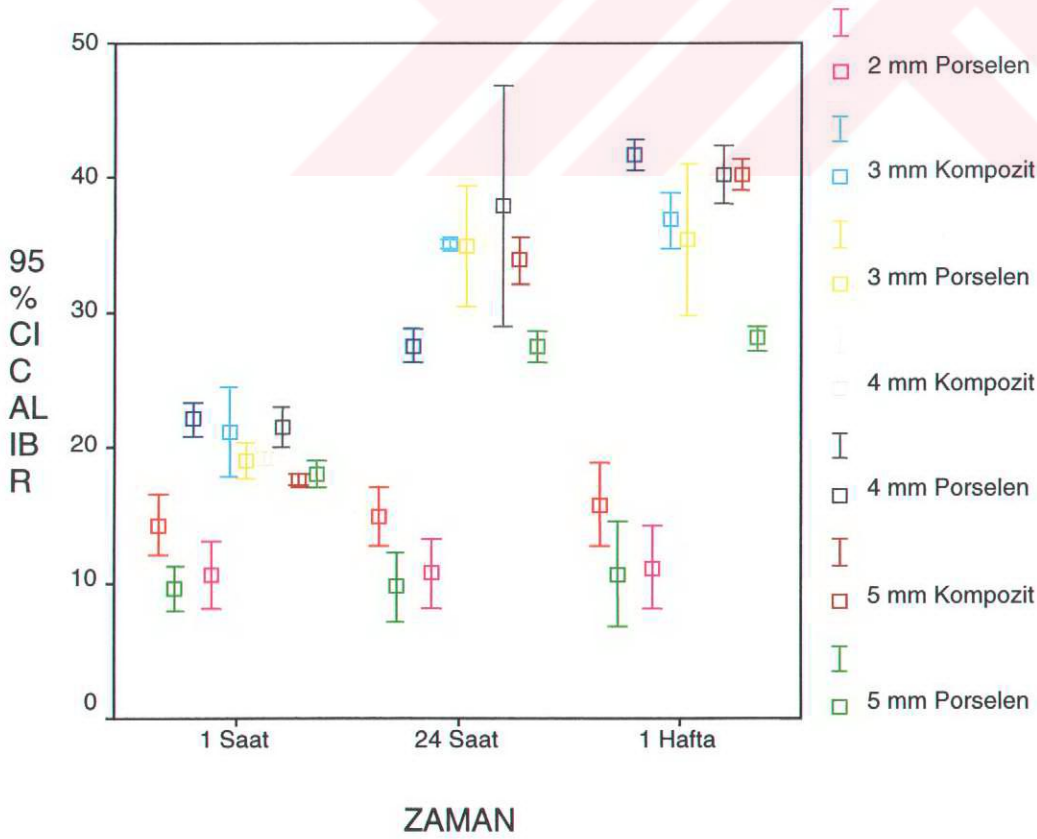
Şekil 4.7. 5 Farklı dual-cure rezin simanın ısıksız ve ısıklı polimerizasyonu sonucu 24 saat sonra elde edilen Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması



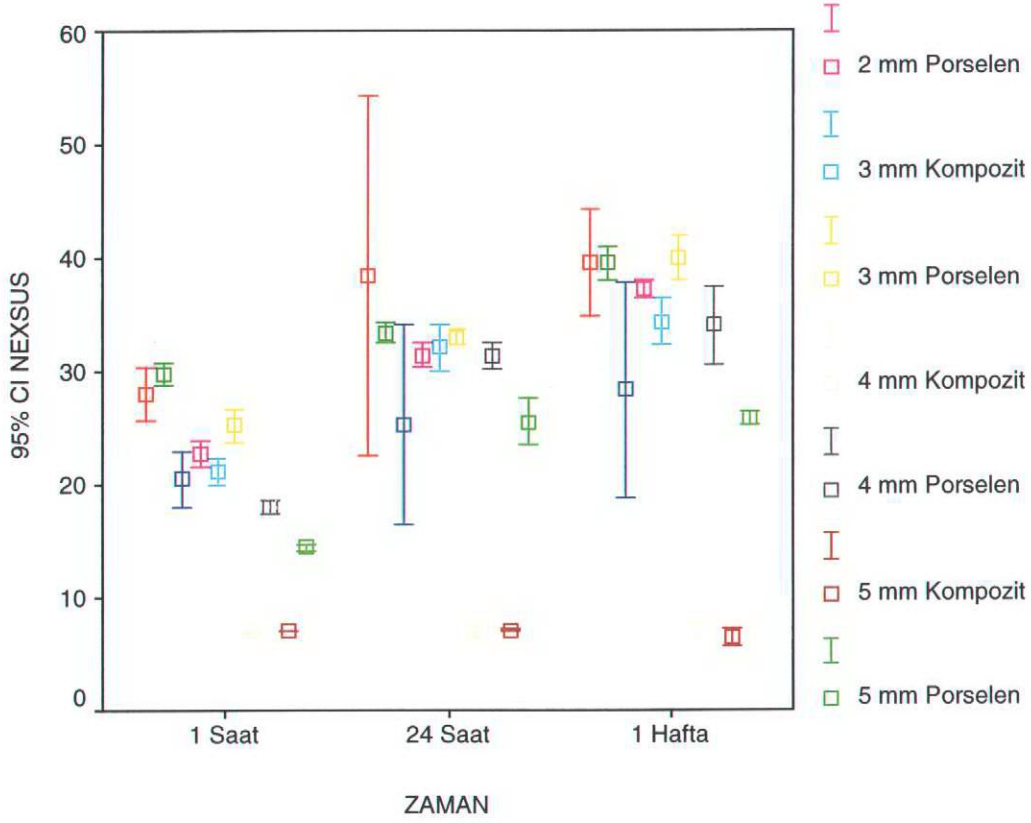
Şekil 4.8. 5 Farklı dual-cure rezin simanın ısıksız ve ısıklı polimerizasyonu sonucu 1 hafta sonra elde edilen Knoop sertlik değerlerinin karşılaştırılması



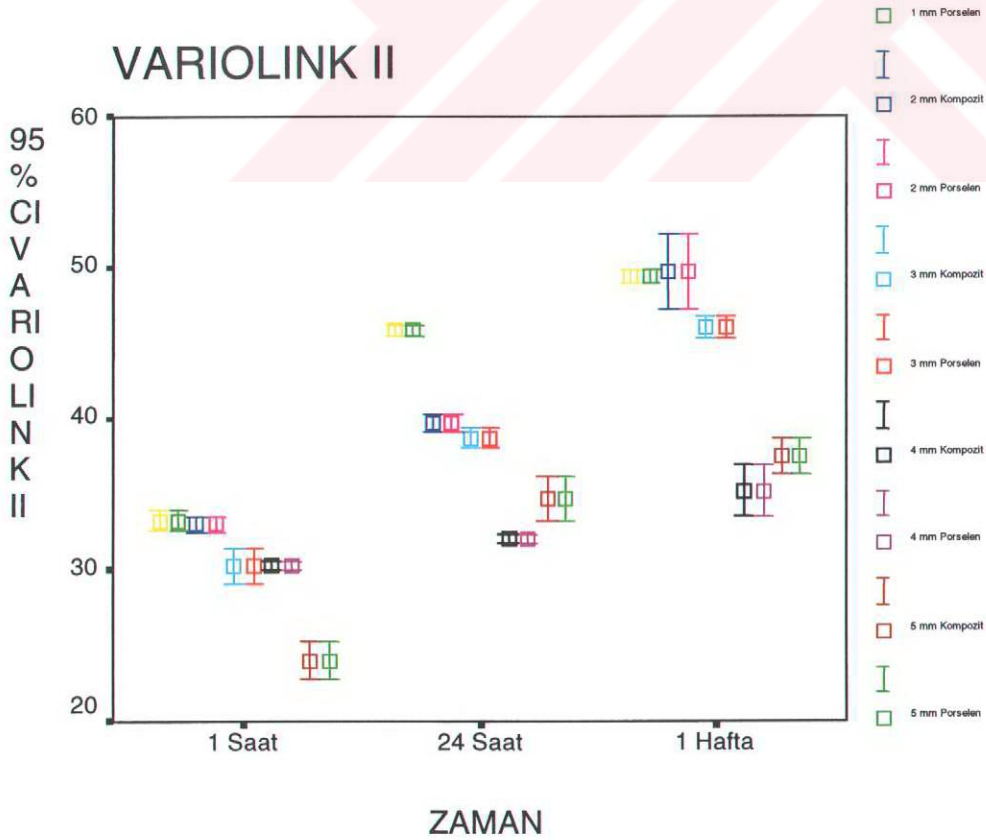
Şekil 4.9. 3M Opal dual-cure rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin kalınlık ve zamana göre dağılımı



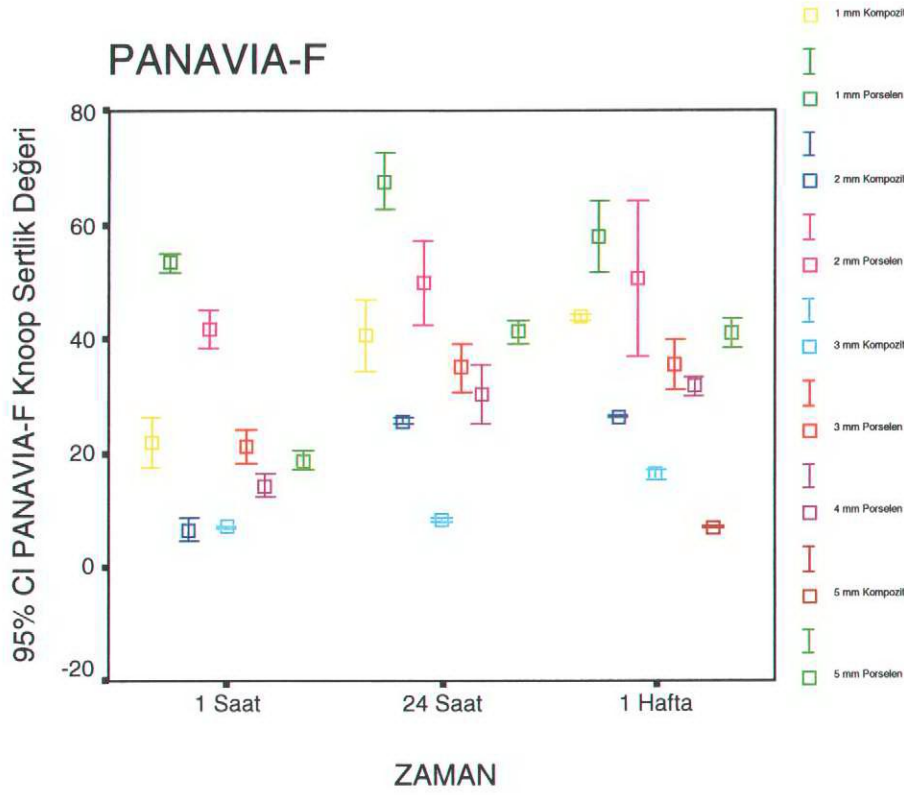
Şekil 4.10. Calibra dual-cure rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin kalınlık ve zamana göre dağılımı



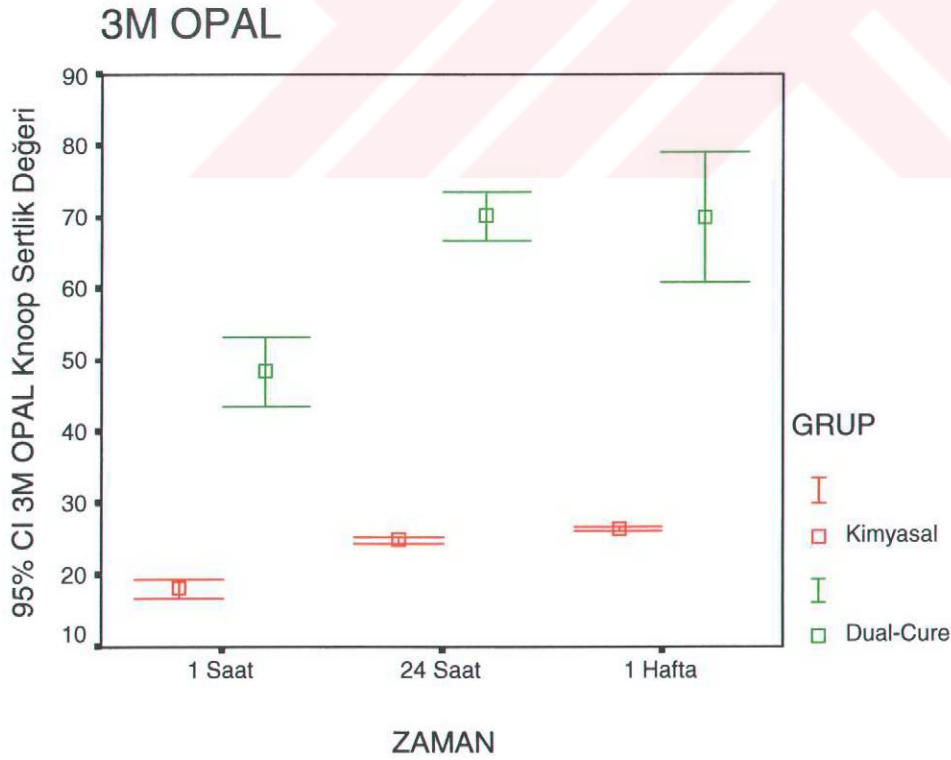
Şekil 4.11. Nexus dual-cure rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin kalınlık ve zamana göre dağılımı



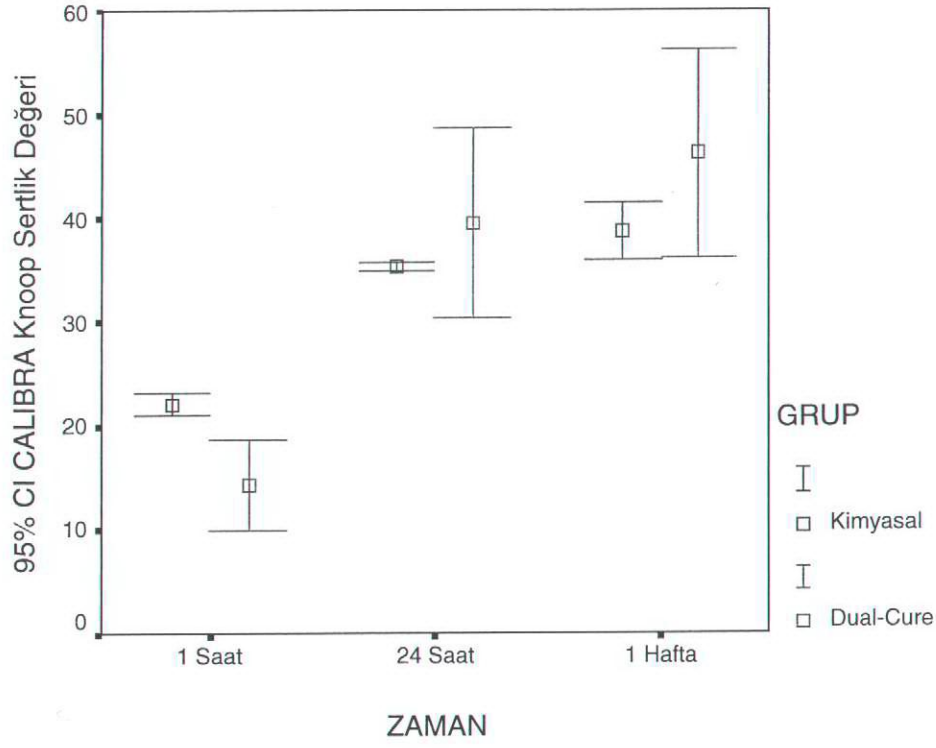
Şekil 4.12. Variolink II dual-cure rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin kalınlık ve zamana göre dağılımı



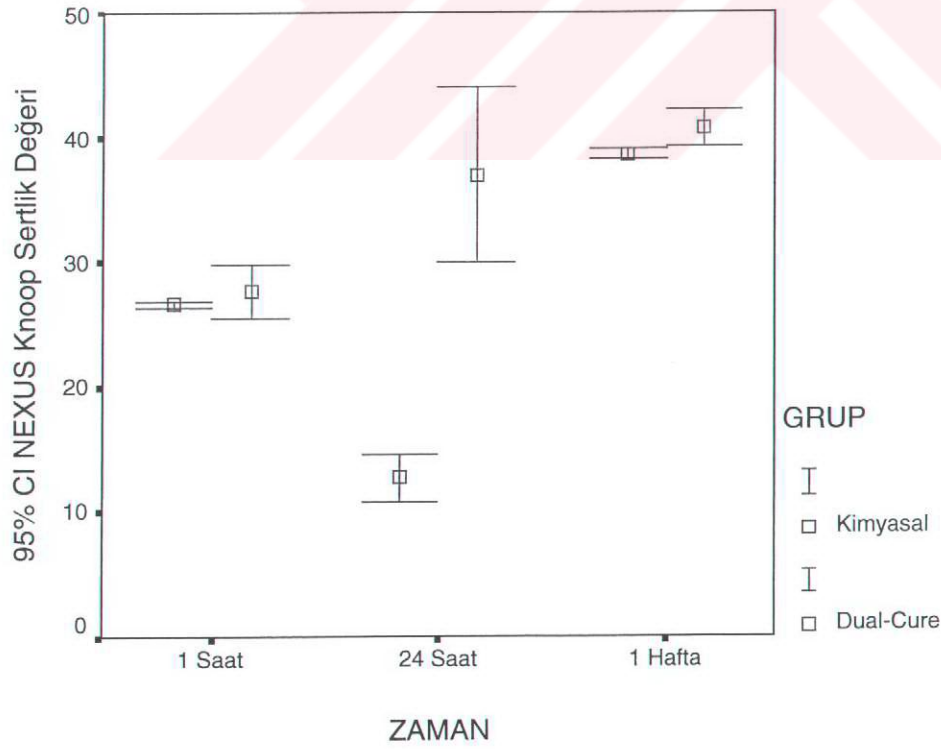
Şekil 4.13. Panavia F dual-cure rezin simanın Knoop sertlik değerlerinin kalınlık ve zamana göre dağılımı



Şekil 4.14. 3M Opal dual-cure rezin simanın ışıkla ve ışık uygulanmadan Knoop sertlik değerlerinin zamana göre dağılımı.

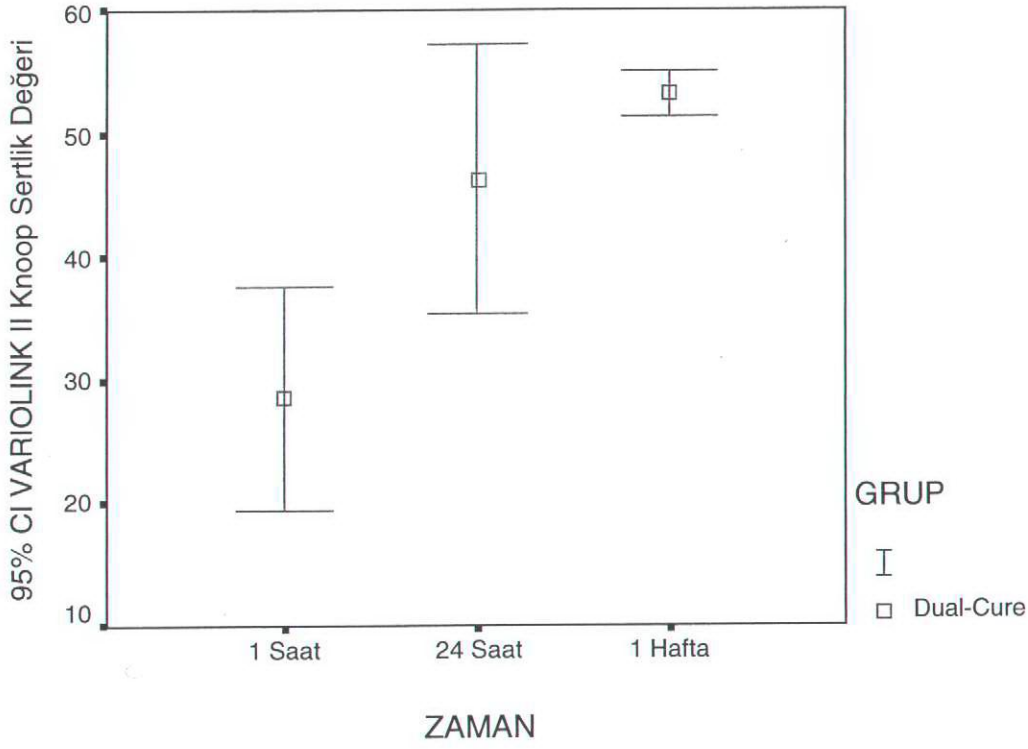


Şekil 4.15. Calibra dual-cure rezin simanın ışıkla ve ışık uygulanmadan Knoop sertlik değerlerinin zamana göre dağılımı.

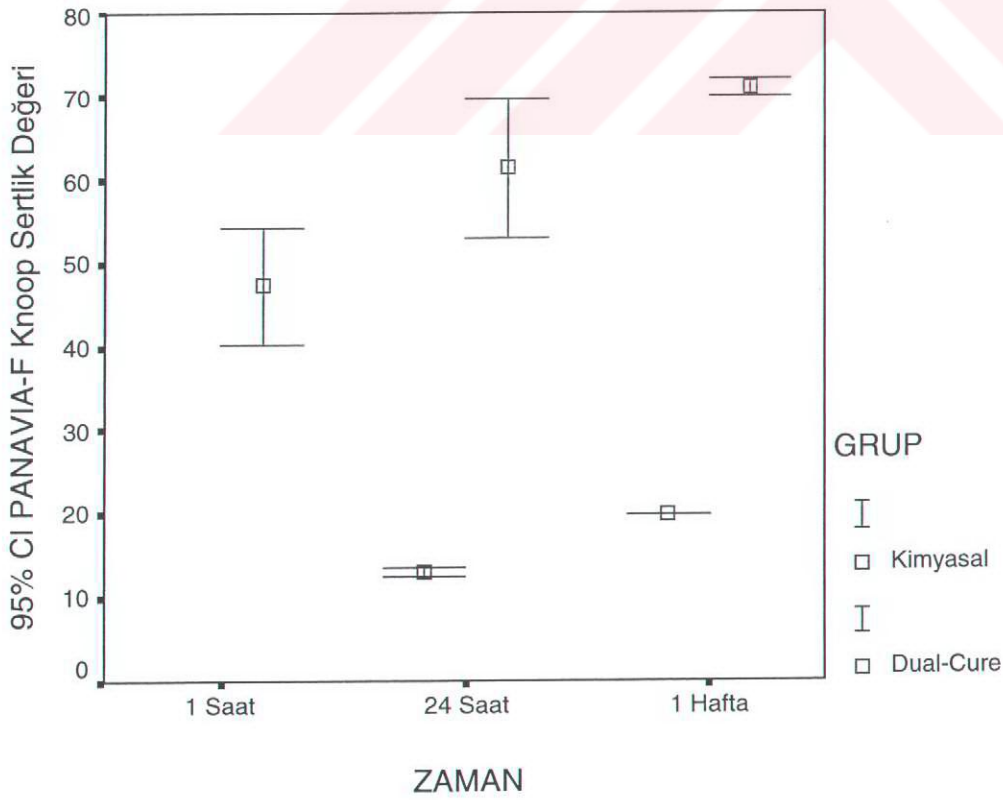


Şekil 4.16. Nexus dual-cure rezin simanın ışıkla ve ışık uygulanmadan Knoop sertlik değerlerinin zamana göre dağılımı.

VARIOLINK II



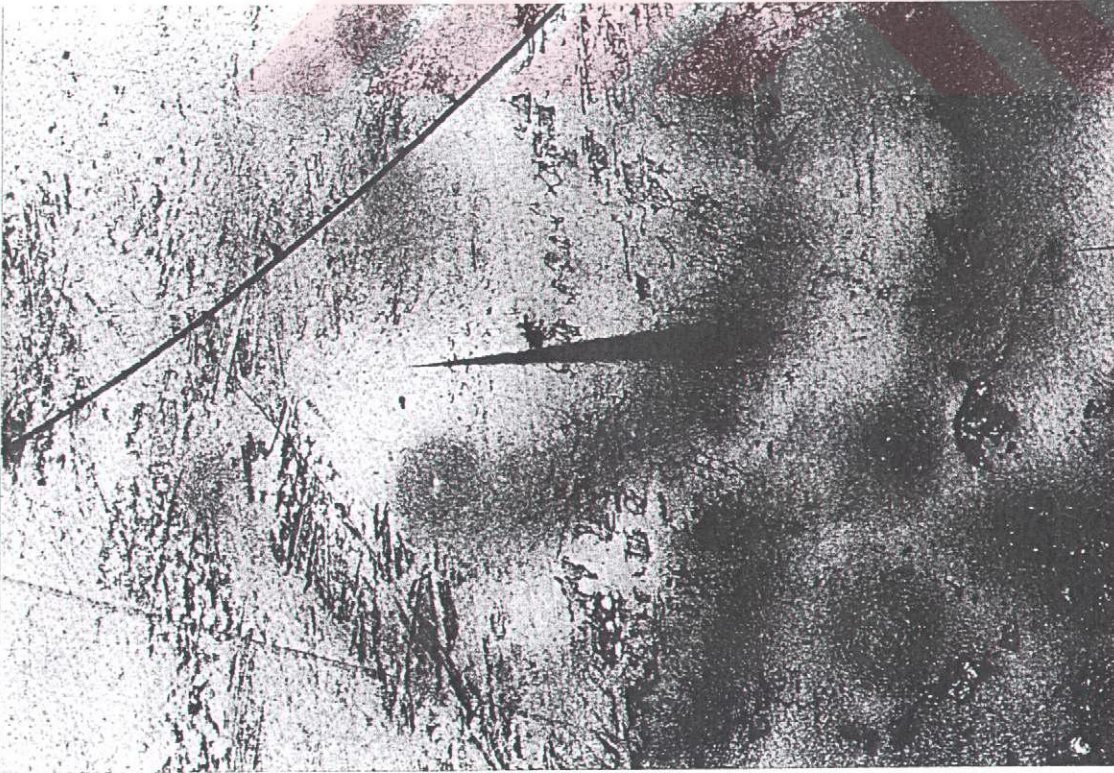
Şekil 4.17. Variolink II dual-cure rezin simanın ışıkla ve ışık uygulanmadan Knoop sertlik değerlerinin zamana göre dağılımı.



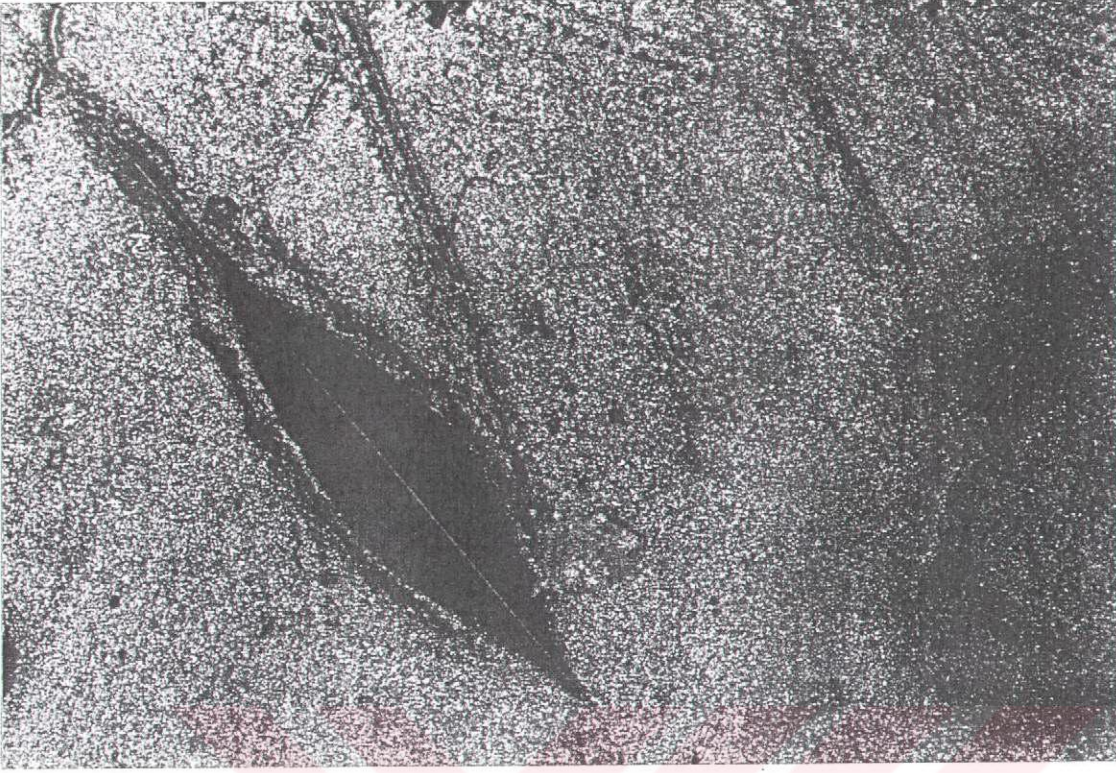
Şekil 4.18. Panavia F dual-cure rezin simanın ışıkla ve ışık uygulanmadan Knoop sertlik değerlerinin zamana göre dağılımı.



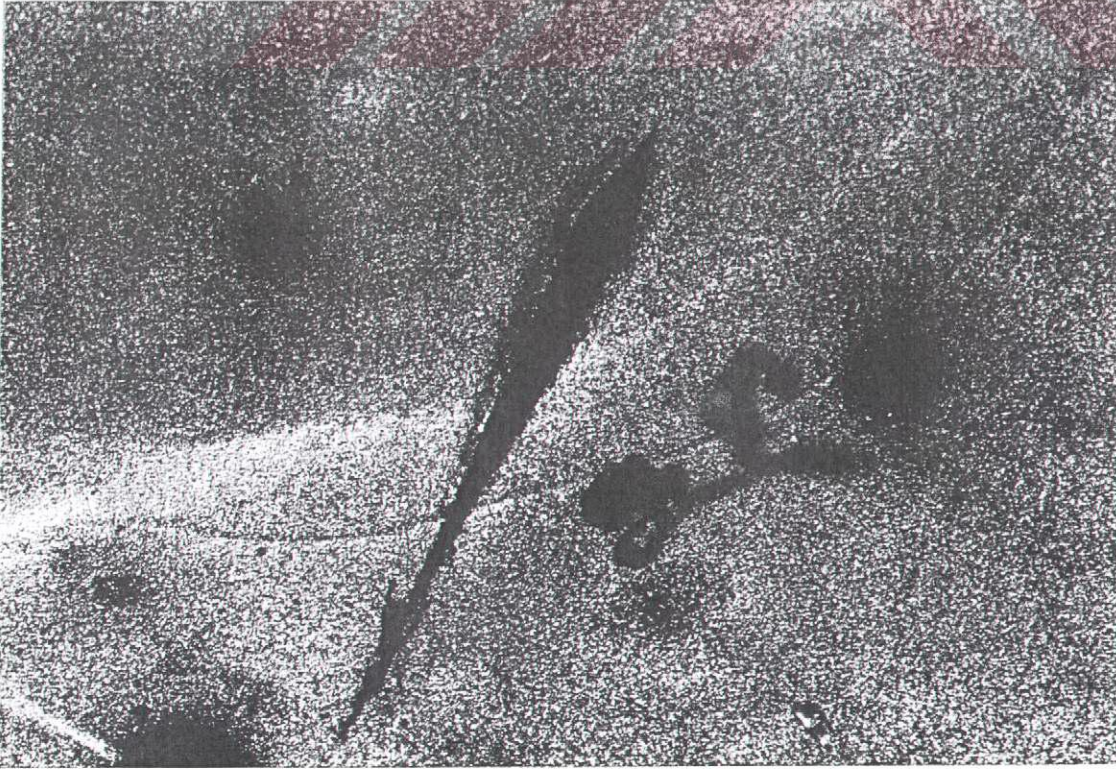
Şekil 4.19. 3M Opal dual-cure rezin simanda oluşan izin mikroskop altındaki 1 saat sonraki görüntüsü.



Şekil 4.20. Calibra dual-cure rezin simanda oluşan izin mikroskop altındaki 1 saat sonraki görüntüsü.



Şekil. 4.21. Variolink II dual-cure rezin simanda oluşan izin mikroskop altındaki 1 saat sonraki görüntüsü.



Şekil 4.22. Panavia-F dual-cure rezin simanda oluşan izin mikroskop altındaki 1 saat sonraki görüntüsü.

3M OPAL REZİN SİMAN

3M yapıştırıcı simanın 5 farklı kalınlıktaki kompozit altındaki KHN değerleri arasındaki fark önemli bulunmuştur ($P<0.001$) (ANOVA-tek yönlü varyans analizi).

Bu farklılığı yaratan kompozit kalınlıklarını belirlemek için Post hoc Tukey testi yapılmıştır.

Tablo 4.13. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi -Tukey testi ($p<0.05$).

3M OPAL (Kompozit-1 saat)

Mm	2	3	4	5
1	-	-	*	*
			0.001	0.001
2		-	*	*
			0.001	0.001
3			*	*
			0.001	0.001
4				*
				0.001

* $p\leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.13 de görülebileceği gibi, 1 saat sonra 1mm, 2mm ve 3mm kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, kompozit kalınlığının 4mm ve 5mm'ye çıkması ile Knoop sertlik değeri istatistiksel olarak önemli bir azalma göstermektedir ($P=0.001$)

Tablo 4.14. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

3M OPAL (Kompozit-24 saat)

mm	2	3	4	5
1	-	*	*	*
		0.001	0.001	0.001
2		*	*	*
		0.001	0.001	0.001
3			*	*
			0.001	0.001
4				*
				0.001

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.14 de görüldüğü gibi 24 saat sonra 1mm ve 2mm kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, kompozit kalınlığının 3mm, 4mm ve 5mm ye çıkması ile Knoop sertlik değerleri istatistiksel olarak bir azalma göstermektedir ($P=0.001$).

Tablo 4.15. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

3M OPAL (Kompozit-1 hafta)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.001	0.001
2		*	*	*
		0.001	0.001	0.001
3			*	*
			0.001	0.001
4				*
				0.001

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.15 de görüldüğü gibi bütün kalınlıklar arasında Knoop sertlik değerleri arasındaki fark önemlidir.

Kompozit örnekler altındaki 3M Opal rezin simanda, 1mm ve 2mm kalınlıklarda 1 saatte ulaşılan knoop sertlik değeri 24 saat ve 1 hafta sonra belirgin bir artma göstermektedir. Oysa 3mm, 4mm ve 5mm kalınlıktaki kompozit altında zamanla önemli bir artış bulunmamıştır.

Kompozit kalınlığı 4 ve 5 mm ye çıkınca polimerizasyon sertliği önemli bir azalma göstermektedir.

Bu rezin simanın 1mm kompozit kalınlık altında 1 saatlik örneklerinin knoop sertlik değeri 30,9 iken, 24 saatte 46,9 ve 1 haftada ise 55,2 dir.

Polimerizasyondan 24 saat ve 1 hafta sonra ulaşılan sertlik değerleri, 1 saat sonraki değerlerle karşılaştırılınca, Knoop sertlik değerinin istatistiksel olarak önemli oranda arttığı görülmüştür ($p < 0,05$) (Şekil 4.1).

Tablo 4.16. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

3M Opal (Porselen-1 saat)

	2	3	4	5
1	-	-	*	*
			0.001	0.001
2		-	*	*
			0.001	0.001
3			*	*
			0.001	0.001
4				*
				0.001

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.16 da görüldüğü gibi 1mm, 2mm ve 3mm kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, porselen kalınlığının 4mm

ve 5mm ye çıkması ile Knoop sertlik değeri istatistiksel olarak önemli bir azalma göstermektedir($P=0.001$).

Tablo 4.17. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

3M Opal (Porselen -24 saat)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.01	0.001	0.001	0.001
2		-	*	*
			0.001	0.001
3			*	*
			0.001	0.001
4				*
				0.001

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.17 de görüldüğü gibi bütün kalınlıklar arasında Knoop sertlik değerleri arasındaki fark önemlidir.

Tablo 4.18. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

3M Opal (Porselen- 1 hafta)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.001	0.001
2		-	*	*
			0.001	0.001
3	-		*	*
			0.001	0.001
4				*
				0.001

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo .4.18 de görüldüğü gibi bütün kalınlıklar arasında Knoop sertlik değeri arasındaki fark önemlidir.

Porselen örnekler altındaki 3M opal rezin simanda knoop sertlik değeri, kompozitler altındakinden daha yüksek bulunmuştur. 1mm altında sertlik 1 saatte 37,91, 24 saatte 57,7 ve 1 haftada 64,46 dır. Değişik kalınlıklar altındaki sertlikler karşılaştırılınca benzer şekilde porselenin 4 ve 5 mm ye çıkması ile sertliğin önemli oranda azaldığı bulunmuştur ($p=0,001$).

Tablo 4.19. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 1 saat sonraki Knoop sertlik değeri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

CALİBRA (Kompozit-1 saat)

Mm	2	3	4	5
1	-	-	* 0,05	-
2		-	* 0,05	-
3			* 0,05	-
4				-

*p = 0.05 Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.19 da görüldüğü gibi 1 mm, 2 mm, 3 mm ve 5 mm kompozit kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değeri önemli değilken, kompozit kalınlığının 4 mm ye çıkması ile Knoop sertlik değeri istatistiksel olarak önemli bir artış göstermiştir.

Tablo 4.20. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

CALİBRA (Kompozit-24 saat)

Mm	2	3	4	5
1	-	-	* 0,05	-
2		-	* 0,05	-
3			-	-
4				-

*p = 0.05 Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.20 de görüldüğü gibi 1 mm ve 4 mm, 2 mm ve 4 mm kompozit kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri istatistiksel olarak önemli bulunmuştur.

Tablo 4.21. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

CALİBRA (Kompozit-1 hafta)

mm	2	3	4	5
1	-	-	* 0,05	-
2		-	* 0,05	-
3			-	-
4				-

*p = 0.05 Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.21 de görüldüğü gibi 1 mm ve 4 mm, 2 mm ve 4 mm kompozit kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri istatistiksel olarak önemli bulunmuştur.

Kompozit örnekler altındaki Calibra rezin simanda, 1 saat, 24 saat ve 1 haftada farklı kalınlıklar altındaki sertlik değerleri kıyaslanınca, önemli bir fark bulunamamıştır. Bu rezin simanın 1 mm kompozit kalınlık altında 1 saatlik örneklerin Knoop sertlik değeri 16,36, 24 saatlik 25,9 ve 1 hafta 27,02 olarak bulunmuştur.

Tablo 4.22. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

CALİBRA (Porselen-1 saat)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	-
	0.001	0.001	0.001	
2		-	*	*
			0.001	0.001
3			-	*
				0.001
4				*
				0.001

*p ≤ 0.05 Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.22 de görüldüğü gibi porselen kalınlığı 1 mm ve 5 mm arasında önemsizken diğer kalınlıklar arasında önemli bulunmuştur.

Calibrada porselen kalınlığı 5 mm ye çıkınca sertlik azalmaktadır. Tüm değerler ideal olan 40 Knoop sertlik değerlerinin altındadır.

Tablo 4.23. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

CALİBRA (Porselen-24 saat)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.05	0.01	0.01	0.01
2		-	-	-
3			-	-
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.23 de görüldüğü gibi bütün kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri arasındaki fark önemlidir.

Tablo 4.24. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

CALİBRA (Porselen-1 hafta)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0,001	0,05	0,001	0,001
2	-	-	-	
3			-	-
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4-24 de görüldüğü gibi bütün kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri arasındaki fark önemlidir.

Tablo 4.25. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 1 saat sonraki Knoop sertlik değeri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

NEXUS (Kompozit-1 saat)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.001	0.001
2		-	*	*
			0.001	0.001
3			*	*
			0.001	0.001
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.25 de görüldüğü gibi 2 mm ve 3 mm, 4 mm ve 5 mm kompozit kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değeri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değeri artış göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur($p=0,001$).

Tablo 4.26. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 24 saat sonraki Knoop sertlik değeri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

NEXUS (Kompozit-24 saat)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.001	0.001
2		-	*	*
			0.001	0.001
3			*	*
			0.001	0.001
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.26 da görüldüğü gibi 2 mm ve 3 mm, 4 mm ve 5 mm kompozit kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri artış göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p=0,001$).

Tablo 4.27. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

NEXUS (Kompozit-1 hafta)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.001	0.001
2		-	*	*
			0.001	0.001
3			*	*
			0.001	0.001
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.27 de görüldüğü gibi 2 mm ve 3 mm, 4 mm ve 5 mm kompozit kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri artış göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p=0.001$).

4 ve 5 mm kalınlıktaki kompozit örnekler altındaki, Nexus rezin simanda Knoop sertlik değerleri, oldukça düşük bulunmuştur (Şekil 4.3.). Bu rezin simanın 1 mm kompozit kalınlık altında 1 saatlik örneklerin Knoop sertlik değeri 26, 24 saatte 37.19 ve 1 haftada 39.54 olarak bulunmuştur. 1 mm porselen altında 1 saatte elde edilen sertlik değeri 29.18, 24 saatte 34.53 ve 1 haftada 41.81 olarak bulunmuştur.

Tablo 4.28. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 1 saat sonraki Knoop sertlik değeri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

NEXUS(Porselen-1 saat)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.001	0.001
2		-	*	*
			0.001	0.001
3			*	*
			0.001	0.001
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.28 de görüldüğü gibi 2 mm ve 3 mm, 4 mm ve 5 mm porselen kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değeri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değeri artış göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur($p=0.001$).

Tablo 4.29. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 24 saat sonraki Knoop sertlik değeri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

NEXUS(Porselen-24 saat)

Mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.01	0.05	0.001	0.001
2		-	*	*
			0.05	0.001
3			*	*
			0.01	0.001
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.29 da görüldüğü gibi 2 mm ve 3 mm, 4 mm ve 5 mm porselen kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri artış göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur.

Tablo 4.30. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

NEXUS (Porselen 1 hafta)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.05	0.05	0.001	0.001
2		-	*	*
			0.001	0.001
3			*	*
			0.001	0.001
4				*
				0.05

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.30 da görüldüğü gibi 2 mm ve 3 mm porselen kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri artış göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur.

Tablo 4.31. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

VARIOLİNK II (Kompozit-1 saat)

mm	2	3	4	5
1	-	*	*	*
		0,001	0,001	0,001
2		*	*	*
		0,001	0,001	0,001
3			*	*
			0,001	0,001
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.31 de görüldüğü gibi 1mm ve 2mm, 4mm ve 5mm kompozit kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri azalma göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p=0.001$).

Tablo 4.32. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

VARIOLİNK II(Kompozit-24 saat)

mm	2	3	4	5
1	-	-	*	*
			0.001	0.001
2		*	*	*
		0.05	0.001	0.001
3			*	*
			0.05	0.001
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.32 de görüldüğü gibi 1mm ve 2mm, 1mm ve 3mm, 4mm ve 5 mm kompozit kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri azalma göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur.

Tablo 4.33. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

VARIOLİNK II (Kompozit-1 hafta)

mm	2	3	4	5
1	-	-	* 0.001	* 0.001
2		* 0.05	* 0.001	* 0.001
3			* 0.05	* 0.001
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.33 de görüldüğü gibi 1 mm ve 2 mm, 1 mm ve 3mm, 4 mm ve 5 mm kompozit kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri azalma göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur.

Tablo 4.34. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

VARIOLİNK II (Porselen-1 saat)

mm	2	3	4	5
1	-	-	*	*
			0.001	0.001
2		-	*	*
			0.01	0.001
3			-	*
				0.001
4				*
				0.001

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.34 de görüldüğü gibi 1 mm ve 2 mm, 1 mm ve 3 mm, 2 mm ve 3 mm, 3 mm ve 4 mm porselen kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri azalma göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p=0.001$).

Tablo 4.35. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

VARIOLİNK II (Porselen-24 saat)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.001	0.001
2		-	*	*
			0.001	0.001
3			*	*
			0.001	0.001
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.35 de görüldüğü gibi 2 mm ve 3 mm, 4 mm ve 5 mm porselen kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri azalma göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p=0.001$).

Tablo 4.36. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

VARIOLİNK II (Porselen-1 hafta)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.001	0.001
2		-	*	*
			0.001	0.001
3			*	*
			0.001	0.001
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.36 da görüldüğü gibi 2 mm ve 3 mm, 4 mm ve 5 mm porselen kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri azalma göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p=0.001$).

4 ve 5 mm kalınlıktaki, kompozit örnekler altındaki Variolink II rezin simanda Knoop sertlik değerleri oldukça düşük bulunmuştur. Bu rezin simanın 1 mm kompozit kalınlık altında 1 saatlik örneklerin Knoop sertlik değeri 22, 21, 24 saatte 28,73 ve 1 haftada ise 34,41 bulunmuştur. 1 mm porselen altında 1 saat 32,43, 24 saat 47,48 ve 1 hafta 53,13 olarak bulunmuştur.

Tablo 4.37. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

PANAVIA F (Kompozit-1 saat)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.001	0.001
2		*	*	*
		0.001	0.001	0.001
3			*	*
			0.001	0.001
4				*
				0.001

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.37 de görüldüğü gibi 1mm kompozit kalınlığı ile karşılaştırılınca diğer tüm kalınlıklardaki Knoop sertlik değerleri azalma göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p=0.001$)

Tablo 4.38. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

PANAVIA F(Kompozit-24 saat)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0,001	0,001	0,001	0,001
2		*	*	*
		0,001	0,001	0,001
3			*	*
			0,001	0,001
4				*
				0,001

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.38 de görüldüğü gibi tüm kalınlıklardaki Knoop sertlik değerleri azalma göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p=0.001$).

Tablo 4.39. 1-5 mm arasındaki farklı kompozit kalınlıkları altında, 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

PANAVIA F (Kompozit-1 hafta)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.001	0.001
2		*	-	*
		0.001		0.001
3			-	*
				0.01
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.39 da görüldüğü gibi 2 mm ve 4 mm, 3 mm ve 4 mm, 4 mm ve 5 mm kompozit kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri azalma göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur.

Panavia F dual-cure rezin siman, kompozit altında kullanılınca 1 saat sonra sertleşme değerleri çok düşükken, sürenin 24 saat ve 1 haftaya çıkması ile sertlik değerleri 1 mm ve 2 mm kalınlıklarda belirgin bir artış göstermiştir.

Tablo 4.40. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

PANAVIA F (Porselen-1 saat)

mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.001	0.001
2		*	*	*
		0.001	0.001	0.001
3			*	-
			0.05	
4				-

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4-40 da görüldüğü gibi 3 mm ve 5 mm, 4 mm ve 5 mm kompozit kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri azalma göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur.

Tablo 4.41. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

PANAVIA F (Porselen-24 saat)

Mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.001	0.001
2		*	*	*
		0.001	0.001	0.05
3			*	-
			0.01	
4				*
				0.01

* $p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.41 de görüldüğü gibi 3 mm ve 5 mm kompozit kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri azalma göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur.

Tablo 4.42. 1-5 mm arasındaki farklı porselen kalınlıkları altında, 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

PANAVIA F (Porselen-1 hafta)

Mm	2	3	4	5
1	*	*	*	*
	0.01	0.001	0.001	0.001
2		*	*	*
		0.001	0.001	0.05
3			-	-
4				*
				0.05

$p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4-42 de görüldüğü gibi 3 mm ve 4 mm, 3 mm ve 5 mm porselen kalınlıkları arasındaki Knoop sertlik değerleri önemli değilken, diğer tüm kalınlıklar arasındaki Knoop sertlik değerleri azalma göstermiş ve fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur.

3 mm den fazla, kompozit kalınlıkları altında polimerizasyon yetersiz olduğundan örneklerin yumuşaklığı nedeniyle sertlik ölçümü yapılamamıştır. Bu rezin simanın 1 mm kompozit kalınlık altında 1 saatlik örneklerin Knoop sertlik değeri 20.52, 24 saatte 38.09, 1 haftada ise 43.61 bulunmuştur. 1 mm porselen altında 1 saatlik sertlik değeri 50.19, 24 saatlik 65.43 ve 1 haftalık 60.88 olarak bulunmuştur.

2.BÖLÜM

5 Farklı dual-cure rezin simanda ışıkla ve ışık uygulanmadan elde edilen Knoop sertlik değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması.

Tablo 4.43. Kimyasal olarak polimerize olan 5 farklı dual-cure rezin simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

KİMYASAL (1 saat)

Madde	Nexus	Variolink II	Panavia F	Calibra
3M	*	*	*	*
	0.01	0.001	0.001	0.001
Nexus		*	*	*
		0.001	0.001	0.001
Variolink II			*	*
			0.01	0.001
Panavia F				*
				0.001
Calibra				

$p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.44. Kimyasal olarak polimerize olan 5 farklı dual-cure rezin simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

KİMYASAL (24 saat)

Madde	Nexus	Variolink II	Panavia F	Calibra
3M	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.001	0.001
Nexus		*	*	*
		0.001	0.001	0.001
Variolink II			*	*
			0.01	0.001
Panavia F				*
				0.001
Calibra				

$p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.45. Kimyasal olarak polimerize olan 5 farklı dual-cure rezin simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

KİMYASAL (1 hafta)

Madde	Nexus	Variolink II	Panavia F	Calibra
3M	-	*	*	*
		0.001	0.001	0.001
Nexus		*	*	*
		0.001	0.001	0.05
Variolink II			*	*
			0.01	0.001
Panavia F				*
				0.001
Calibra				

$p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.46. Dual-cure olarak polimerize olan 5 farklı rezin simanın 1 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

DUAL-CURE (1 saat)

Madde	Nexus	Variolink II	Panavia F	Calibra
3M	*	*	-	*
	0.001	0.001		0.001
Nexus		-	*	*
			0.001	0.001
Variolink II			*	*
			0.001	0.001
Panavia F				*
				0.001
Calibra				

$p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.47. Dual-cure olarak polimerize olan 5 farklı rezin simanın 24 saat sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

DUAL-CURE (24 saat)

Madde	Nexus	Variolink II	Panavia F	Calibra
3M	*	*	*	*
	0.001	0.001	0.05	0.001
Nexus		*	*	-
		0.001	0.001	
Variolink II			*	*
			0.001	0.001
Panavia F				*
				0.001
Calibra				

$p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

Tablo 4.48. Dual-cure olarak polimerize olan 5 farklı rezin simanın 1 hafta sonraki Knoop sertlik değerleri arasındaki farkın önemi-Tukey HSD testi sonuçları

DUAL-CURE (1 hafta)

Madde	Nexus	Variolink II	Panavia F	Calibra
3M	* 0.001	* 0.001	-	* 0.001
Nexus		* 0.001	* 0.001	-
Variolink II			* 0.001	* 0.001
Panavia F				* 0.001
Calibra				

$p \leq 0.05$ Gruplar arası fark önemli

TARTIŞMA

Inley, onley, laminate veneer gibi gerek kompozit gerekse porselenden üretilen restorasyonların en önemli aşamalarından biri simantasyondur. Bu tip restorasyonları yapıştırma amacı ile kullanılan rezin simanlar belli bir polimerizasyon derecesine ulaşmadan önce yapılan mekanik stres, restorasyonun kırılmasına, yer değiştirmesine ve klinik başarısızlığa neden olabilir (1, 7, 17, 46, 53, 54, 55).

Bu tip restorasyonları yapıştırma amacı ile kullanılan rezin simanların, kimyasal olarak polimerize olanı kısa çalışma zamanına sahiptir. Ancak kimyasal olarak aktive olan simanlar, ışığın ulaşamadığı kavitenin derin kısımlarında da uniform bir polimerizasyon sağlarlar. Sertleşme süresinin hızlı olması ve restorasyonun yerleştirilmesi için gerekli olan zamanın kısıtlı olması nedeniyle manüplasyonları zordur ve karıştırma sırasında hava ile temas ettikleri için, adeziv yüzeyde hava boşlukları kalabilir (17, 19, 20, 21).

Işıkla polimerize olan rezin simanlar ideal çalışma özelliklerine sahiptir. Işıkla aktive olan simanların en büyük avantajı kullanım kolaylığıdır, çalışma zamanı sınırlı değildir, dolayısıyla fazla siman kolayca temizlenebilir (19, 20, 21, 73).

Dual-cure simanların yapısında ise hem fotoinitiatör (kamforkinon), hem de kimyasal aktivasyon komponentleri (peroksit-amin) bulunmaktadır. Dolayısıyla çok iyi çalışma ve sertleşme özelliklerine sahip olduğu belirtilmektedir. Kavram olarak dual-cure simanların yararı simanın ilk olarak koyulan parçasının çok düşük yoğunluktaki ışıkla polimerizasyonun başlaması ve daha sonra polimerizasyonun kimyasal reaksiyonla devam etmesidir (1, 17, 21, 71, 83, 88).

Çalışmamızda bu nedenle son dönem yapıştırıcı rezin simanlardan olan ve kimyasal ve ışıkla polimerizasyonun avantajlarını birlikte kullanan dual-cure rezin simanların yapıştırıcı tipleri kullanılmıştır.

Dual-cure simanlar üzerinde çok fazla çalışma yapılmamıştır. Bazı araştırmacılar bu simanları ışıkla aktive olan maddeler olarak değerlendirirler ve maksimum bağlanma dayanıklılığı bakarak ışıkla polimerizasyonun tam

olarak yapıp yapılmadığı üzerinde dururlar. Fakat klinik uygulamalarda sadece bağlanma dayanıklılığının nasıl elde edildiği değil aynı zamanda dual-cure simanların polimerizasyonun başlangıcında nasıl davrandığı da önemlidir. Buradan yola çıkarak dual-cure rezin simanların bu özelliklerini araştırmak üzere bu çalışma planlanmıştır (1, 6, 89).

Bu çalışmada inley ve onleyleri taklit eden farklı kalınlıktaki kompozit ve porselen diskler altında, beş farklı dual-cure yapıştırıcı kompozit rezin simanın polimerizasyon sonrası 1 saat, 24 saat, 7 gün sonra sertlik değerleri belirlenmiştir. Kullanılan tüm rezin simanlar dual-cure özellikte olmasına rağmen, markalar arasındaki Knoop sertlik değerleri oldukça farklı bulunmuştur.

Çalışmanın ikinci aşamasında ise, kullanılan dual-cure rezin simanların, ışık ulaşmayan bölgelerindeki polimerizasyon sertliği, ışıkla polimerize olan kısımlarla kıyaslanmak amacı ile planlanmıştır. Simanların bir grubu ışıkla polimerize edilmiş, diğer grubu ise karanlıkta polimerize olmaya bırakılmıştır. Kullanılan dual-cure rezin simanların içeriğinde bulunan, kimyasal ve ışıkla aktivasyon komponentlerinin oldukça değişken olduğu sonucuna varılmıştır.

Daha önce yapılan çalışmalarda, aynı rezin simanın, ışıkla ve dual-cure polimerizasyonları karşılaştırılınca, dual-cure polimerizasyon sonucu daha üstün mekanik özellikler elde edildiği belirlenmiştir (15, 21, 39).

Tüm ışıkla aktive olan dual-cure rezin simanlar için pasta formundan sert materyale dönüşüm, ışık kaynağının ulaşabilme yeteneğine ve restorasyonun tüm bölümlerinde polimerizasyonu başlatabilmesine bağlıdır. Kompozitin içinden geçen ışık sınırlı ise, maddenin polimerizasyon derinliği de sınırlı olacaktır. Yeterli bir polimerizasyon için 3 temel gereksinimin yerine getirilmesi gereklidir: Bunlar yeterli bir ışık yoğunluğu (gücü), doğru dalga boyunda ışık ve ışığın uygulanma süresidir (40, 41, 58, 68, 70, 75, 78).

Yapıştırıcı kompozit rezin simanlara, polimerizasyon için uygulanması gereken ışığın süresi ile ilgili çalışmalarda çok değişik sonuçlar vardır.

Kompozitlerin sertleşme derecesinin, ışık uygulanan yüzeyden uzaklaştıkça azaldığını gösteren sayısız çalışma yapılmıştır. Bu kompozit

tarafından ışığın tutulması ile ilgilidir. Işınlama süresi artırılarak, polimerizasyon derinliğinin artırılabilceği bildirilmiştir (19, 20, 58, 70, 78, 80, 81).

Strang ve arkadaşlarının (81) yaptıkları çalışmada ışık yoğunluğunun uzaklığın karesiyle ters orantılı olduğunu bulmuşlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre porselen veneer olmaksızın polimerizasyon için 22 sn gerektiği, 0.5 mm kalınlık için 43 sn ve 0.75 mm kalınlık için 46 sn, 1 m kalınlık için 49 sn gerekli olduğu bulunmuştur.

Rueggeberg ve Caughman ise (71) 1,5 mm kalınlıktaki kompozit altındaki simana 60 sn ışık ve 20 sn ışık uygulanmasını karşılaştırmışlar ve farkın önemsiz olduğunu belirtmişlerdir.

Diğer araştırmacılar 60 sn sürenin, diğerleri 40 sn sürenin uygun olduğunu belirtmişlerdir. Üretici firmaların önerileri ise 20-40 sn arasında değişmektedir. Daha koyu renklerin daha uzun süre polimerize edilmesi yine üretici firmalar tarafından tavsiye edilmektedir (42, 80, 82, 100, 101).

Biz de çalışmamızda polimerizasyon için gerekli bu 3 temel gereksinimi yerine getirmek ve standardize edebilmek amacıyla tüm örneklerin ışık yoğunluğu ve dalga boyu kontrol edilen standart ışık kaynağı altında aynı süre (60 sn) polimerize olmasını sağladık.

Moseley ve arkadaşları (43), 430 ile 600 nm arasındaki dalga boyunun kompozit restorasyonların etkili bir şekilde polimerizasyonu için yeterli olduğunu bulmuşlardır.

Caughman ve arkadaşları (82), 2-3 mm kalınlıkta küçük parçalar şeklinde yerleştirilen teknikte kompozitin polimerize olması için en az 250-300 mW cm⁻² ışık gücüne gerek olduğunu bulmuşlardır. Manga ve arkadaşları ise (102) bu yoğunluğun yetersiz olduğunu ve minimum 600 mW cm⁻² ışık gücü gerekli olduğunu ileri sürmüşlerdir.

Rueggeberg ve arkadaşları (105) ise bu değerin minimum 400 mW cm⁻² olması gerektiğini belirtmişlerdir. Aynı çalışmada 223 mW cm⁻² den az ışık gücünün yetersiz polimerizasyon yarattığı sonucuna varmışlardır. Bu nedenle çalışmamızdaki ışık kaynağı 450 mW cm⁻² ye ayarlanmıştır.

Polimerizasyon için gerekli olan diğer faktörler ise, simante edilecek kompozit veya porselenin rengi, translüsensitesi, restorasyonun kalınlığı ve madde ile ışık kaynağı arasındaki mesafe ve ışık uygulandıktan sonra geçen süre gibi faktörlerdir. Bu kriterleri standardize edebilmek için, biz de çalışmamızda kompozit ve porselen inley onleyleri temsil eden porselen skalasında A₂ ye tekabül eden standart renklerde ürettik. Bu şekilde dual-cure rezin simanların polimerizasyonunun üstteki porselen ve kompozit renginden ve translüsensitesinden aynı oranda etkilenmesini sağlamaya çalıştık (39, 40, 44, 77, 79, 80).

Dual-cure simanların polimerizasyonlarının tam olarak yapılıp yapılmadığını araştırmak için yapılan çalışmalarda genellikle bağlanma dayanıklılıklarına bakılmıştır. Ancak polimerizasyonu belirlemek için sertlik ölçümleri yapılması daha güvenilir bir yöntemdir. Bu nedenle çalışmamızda dual-cure rezin simanlardaki polimerizasyonu değerlendirmek amacı ile Knoop sertlik ölçümleri yaptık. Daha önce yapılan benzer çalışmaların bazılarında Vickers sertlik testi kullanılmıştır (21, 39). Fakat Vickers sertlik testi genellikle dental alaşımların sertliğinin ölçülmesinde daha uygundur. Elastik maddelerin ölçülmesi için pek uygun değildir. Biz daha hassas bir sertlik testi olan Knoop sertlik testini tercih ettik (89, 103, 104, 105).

Porselenin renginin yapıştırıcı rezin simanın polimerizasyonuna etkisini inceleyen çalışmalara bakacak olursak;

Yapılan bir çok çalışmada restoratif kompozit rezinlerde aynı maddenin daha açık renklerinde polimerizasyon derinliğinin, koyu renklilere kıyasla daha fazla olduğu bulunmuştur ve koyu renkli kompozitlerde daha uzun süre ışık uygulanmasını önermişlerdir (12, 15, 34, 37, 40, 53, 69, 70, 77, 88).

Strang ve arkadaşları (81) ise çalışmalarında kullandıkları 0.5 ile 1.5 mm kalınlıktaki feldsfatik ve dicor porselenin renginin kompozit simanın ışık absorbe etme yeteneğini ve sertleşme zamanını önemli ölçüde etkilemediğini açıklamışlardır ve kalınlığın ışık geçirgenliğini renk ve opasiteden daha fazla etkilediğini bulmuşlardır. Oysa, inley ve onleylerde minimum kalınlık 1.5-2 mm ye ulaşmaktadır. Ayrıca ışıkla polimerize olan simanların sertleşme

zamanının porselenin renk ve kalınlığı göz önüne alınmadığında, dual- cure simanlardan daha kısa olduğunu açıklamışlardır.

Harold ve arkadaşları (15) kompozit yapıştırıcı rezin simanların sertliğine porselenin renginin etkisini incelemek için, farklı renklerdeki porselen diskler altında görünür ışıkla ve dual-cure polimerize olan kompozit rezin yapıştırıcı simanları incelemişlerdir. Farklı renkteki 2 mm kalınlıktaki porselen diskler altında (A_1 , A_4 , B_1 , B_4 , C_1 , C_4 , D_2 , D_4) ışıkla ve dual-cure polimerize olan iki yapıştırıcı rezin simanın 48, 72, 120 sn ışık uygulanarak 24 saat sonra sertlik değerlerini ölçmüşlerdir. Porselenin renginin koyu olduğu örnekler altında ışıkla polimerize olan simanlarda ve dual-cure simanlara kıyasla istenilen sertliğe ulaşmak için ışığın uygulanma süresinin uzatılması gerektiği sonucuna varmışlardır. Dual-cure polimerize edilen simanlarda daha yüksek sertlik değerleri elde etmişlerdir. Bu araştırmanın sonuçları bizim sonuçlarımızla kıyaslanacak olursa, ışınlama süreleri bu araştırmada 48, 72, 120 sn dir ve polimerizasyondan 24 saat sonra sertlik ölçümleri yapılmıştır. Bizim çalışmamızda ise bu süre tüm örneklerde ve gruplarda 60 sn olarak sabit tutulmuş ve üç farklı zamanda (1 saat, 24 saat, 7 gün sonra) sertlik değerlerine bakılmıştır. Polimerizasyondan 24 saat sonraki değerler, bizim aynı süredeki değerlerimizle karşılaştırıldığında, her ne kadar ışınlama süreleri farklı olsa da, bizim değerlerimizle uyum içerisindedir.

Koyu renklerde polimerizasyonun daha az olmasının nedeni, ışığın koyu olan madde tarafından daha fazla tutulmasıdır. Dolayısıyla aynı polimerizasyonu elde etmek için ışınlama süresi artırılmalıdır.

Watts ve arkadaşları (74), ışıkla polimerize olan kompozitin sertliğini ışık kaynağının gücüne ve porselenin renk ve kalınlığına göre ışığı tutmasına bağlı olduğunu açıklamışlardır. Yaptıkları çalışmada, farklı kalınlık ve renkteki porselen altındaki kompozit simanın sertleşmesi için gerekli ışınlama zamanını araştırmıştır. Işık yoğunluğundaki azalmayı kompanze etmek için ışınlama süresini artırmak gerektiğini bildirmişlerdir.

Nathanson ve Hassan (106), yaptıkları çalışmada porselen vasıtasıyla ışıkla aktive olan kompozit ve porselen arasındaki bağlantının, porselenin kalınlığı ile azaldığını göstermiştir ve dual-cure rezin simanların kalın

porselenler altında, ışıkla aktive olan rezinlerden daha iyi polimerize olduğunu bulmuşlardır.

Blackman ve arkadaşları (69), porselenin görünür ışığı absorbe etmesinden dolayı, porselen kalınlık ve tipinin rezin simanın polimerizasyonunu etkilediğini belirtmişlerdir.

Breeding ve arkadaşları (53), üstteki kompozit restorasyonun kalınlığının, renginin ve ışınlama süresinin dual-cure rezin simanın sertliği üzerinde önemli olduğunu göstermişlerdir. Aynı zamanda kimyasal polimerizasyon komponentlerinin, rezin simanın yüzeyinde asla ışıkla polimerizasyon komponentlerinin ulaştığı sertlik derecesine ulaşamadığını göstermişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, 1 mm kalınlıkta veya açık renkli 2 mm kalınlıktaki restorasyonlarda ışınlama süresi en az 60 sn olmalıdır. Dual polimerizasyonlar için 1 mm kalınlıkta veya açık renkli 2 mm kalınlıktaki restorasyonlarda 40 sn uygundur. Restorasyon 2 mm den kalın ise mümkünse en açık renkte yapılmalı ve ışınlama süresi uzatılmalıdır. Daha koyu veya opak renkler simanın polimerizasyonunu sınırlamaktadır. Dual-simanlar en kabul edilebilir sertlik değerine sahiptir. Yine de, dual-simanın polimerizasyonu uygun bir ışınlama süresine bağlıdır ve diğer ışıkla polimerize olan simanlarınkine benzer sınırlamalara sahiptir.

Üçtaşlı ve arkadaşları (39), A₃ rengine 0.5mm, 1 mm ve 2 mm kalınlıkta porselen diskler altında değişik yapıştırıcı simanların 40 sn ışıkla polimerize edilmesi ile elde edilen sertliği 5 dk, 60 dk ve 24 saat sonra Vickers sertlik testi ile ölçmüşlerdir. Kullanılan yapıştırıcı simanlar iki değişik dual-cure siman ve bir de ışıkla polimerize olan yapıştırıcı rezin simanlardır. Resin simanın hem alt hem de üst yüzeyinde ölçüm yapmışlar ve 5 dk sonra yapılan ölçümlerde, bazı örneklerde alt yüzeydeki sertliğin ölçülemeyecek kadar yumuşak olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da polimerizasyon yetersiz olduğu için ölçüm yapılamayan örnekler vardır. Bu çalışmadaki hem ışınlama süresi, hem de kullanılan sertlik testinin farklı olması nedeniyle sonuçlarımızla tam bir karşılaştırma yapmak mümkün değildir. Ayrıca 40 sn ışınlama süresinin porselen altındaki rezin simanların tam polimerizasyonu için yeterli olmadığı sonucuna varmışlardır.

Daha önceki çalışmalardan da anlaşılabacağı gibi kompozit ve porselen restorasyonun kalınlığının dual-cure rezin simanın sertleşmesine önemli bir etkisi vardır. Ancak bu çalışmaların çoğunda sadece porselen veya sadece kompozit örnekler kullanılmıştır. Ayrıca kullanılan kalınlık genelde 1-3 mm arasındadır. Oysa derin kavitelere restorasyon kalınlığı 5-6 mm ye ulaşabilir. Bu nedenle araştırmamızda 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm ve 5 mm kalınlıklarda hem kompozit hem de porselen örnekler kullanılmıştır.

Klian (107), yaptığı bir çalışmada, kalınlık ve ışığın her birinin ayrı ayrı yada beraber, ışığın kompozit rezin simana geçişini etkilediğini bildirmiştir. Ayrıca ışık yoğunluğunun kompozit rezinin sertliği ve sertleşme zamanı üzerindede etkili olduğu sonucuna varmıştır.

Chan ve Boyer (70), yaptıkları çalışmada ışınlama süresi ve porselenin kalınlığı arasındaki ilişkiyi formüle etmişlerdir.

Sjögren ve arkadaşları (12), yaptıkları klinik çalışmada kimyasal olarak polimerize olan simanlarla yapıştırılmış inleylerde başarısızlık oranını dual-cure rezin simanla yapıştırılan simanlara kıyasla daha düşük bulmuşlardır. Kimyasal yöntemle polimerize olan rezin simanlarda klinik başarının daha fazla olduğunu iddia etmişlerdir. Ancak bilindiği gibi dual-cure rezin simanların kullanım kolaylıkları büyük avantaj sağlamaktadır.

Yaptığımız çalışmanın sonuçlarına göre kullanılan 5 farklı dual-cure simanda da ışık kaynağı kullanılmadan, kimyasal polimerizasyona bırakılan örneklerde polimerizasyonun yetersiz olduğu gözlenmiştir. Dual-cure simanlardaki kimyasal polimerizasyon komponentlerinin ışık kaynağı kullanılmayınca minimal polimerizasyon sağladığı anlaşılmıştır. Sonuçlarımıza göre polimerizasyondan 24 saat sonra bile kimyasal komponentler, ışıkla polimerizasyon komponentlerine göre önemli oranda daha az polimerizasyon sağlamaktadır. 24 saat sonra ise polimerizasyonda küçük bir artış görülmektedir. Ancak ışıkla polimerize olanlar ile karanlıkta polimerize olan örnekler arasındaki fark sürekliidir.

İncelenen simanların hiç birinde kimyasal polimerizasyon değerleri ışıkla elde edilen değerlere eşit değildir. Bu bulgular, dişte ışığın ulaşamadığı

bölgelerde, kimyasal komponentlerin sertleşmeyi sağlayacağı görüşüyle gelişmektedir.

Sonuç olarak dual-cure simanlar, ışıkla polimerize olan materyaller olarak düşünülmelidir. Restorasyon ve dişin kalınlığını ve opasitesini kompanze etmek için ışınlama süresini artırmak gerekmektedir.

Kompozit rezinlere ilk ışık uygulanmasından sonra, rezinin reaksiyonunda hızlı bir artış olur ve visköz jele dönüşür. Bu viskozitedeki hızlı artış kimyasal polimerizasyondan sorumlu aktif radikal komponentlerin hareketine engel olur. Böylece ışık uygulanmasından sonraki inhibisyon ve ilk dönüşüm seviyesi, dual-cure simanın final polimerizasyonunu önemli oranda etkileyen faktörlerdir. Üreticiler, bu maddenin komponentlerinin oranına çok dikkat etmelidirler. Dual-cure simanlarda diğer taraftan kimyasal reaksiyonun daha geç olması arzu edilir. Bunu sağlamak için, serbest radikallere neden olan kimyasal polimerizasyonun başlamasına engel olunmalıdır ki, restorasyonun yerleştirilmesi ve ışık uygulanması sırasında yeterli çalışma zamanı sağlanabilsin. Bunun için de büyük miktarda inhibitör gereklidir. Diğer taraftan bu inhibitörler ışıkla polimerizasyonun başlamasına da engel olurlar. Ayrıca, maddenin içine fazla miktarda kimyasal komponent konulursa, maddenin raf ömrü azalacaktır.

Bu nedenle dual-cure simanların içeriği çok önemlidir, bu simanlarda ışıkla ve kimyasal olarak polimerize olan katalizör oranlarında markalar arasında farklılıklar vardır.

Birçok çalışmada, rezin simanların bağlanma dayanıklılıkları ve ısı değişiklikleri işlemi ile yaşlandırılmış örneklerin dayanıklılığı tartışılmıştır. Dual-cure materyaller kullanıldığında polimerizasyon reaksiyonunun hızını önceden tahmin etmek zor olabilir. Hasegava ve arkadaşları (11) 3 farklı dual-cure simanda oluşan kimyasal reaksiyonu çalışmışlar ve sertliğin 30 dakika ile 24 saat arasında önemli oranda arttığını bulmuşlardır. Benzer bir çalışma Peters ve Meiers (108) tarafından yapılmıştır. Bu araştırmacılar da ışık uygulanmadan porselen ve dual-cure siman arasındaki bağlanma dayanıklılığını değerlendirmişlerdir. Simana ışık uygulandığında ise, en yüksek bağlanma dayanıklılığına 5 dakika sonra ulaştığını açıklamışlardır.

Her iki çalışmada da, araştırmacılar, üreticiler tarafından öne sürülen bilgilerin sonuçlarla uyuşmadığını bildirmişlerdir.

Martin (78), dişhekimleri tarafından kullanılmakta olan 214 ışık kaynağının, ışık gücünü ölçtüğü araştırmasında ışık kaynaklarının % 27 sinin 200 mWcm^{-2} nin altında ışık gücüne sahip olduğunu bulmuştur. Bu değerin 2 mm kompoziti bile polimerize etmek için yetersiz olduğunu belirtmiştir. Bu nedenle çalışmamıza başlamadan önce ışık kaynağının üretici firma tarafından yeniden kalibre edilmesi sağlandı ve deney süresince, ışık gücünün belli aralıklarla kontrolü yapıldı.

Rueggeberg ve Caughman (71), dört farklı dual-cure rezin simanın, ışık uygulanmadan ve değişik sürelerde ışık uygulayarak 1,5 mm kalınlığında kompozit altındaki, monomer dönüşümünü incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, dual-cure rezin simanlardaki kimyasal polimerizasyon komponentleri minimal polimerizasyon sağlamaktadır. Bu sonuçlar çalışmamızdaki sonuçlarla uyum içerisindedir.

El-Badrawy ve El-Mowafy (89), 1-6 mm arasında değişen kalınlıkta, kompozit ve cerec porselen diskler altında polimerize edilen 7 farklı dual-cure kompozit rezin simanların polimerizasyonlarını Knoop sertlik değerlerini ölçerek kıyaslamışlardır. Yine aynı araştırmacının (103) 2000 yılında yaptığı benzer çalışmada, 1-6 mm değişen kompozit kalınlıklar altında polimerize edilen 8 farklı dual-cure rezin simanın polimerizasyonlarını Knoop sertlik değerlerini ölçerek kıyaslamışlardır. 3 mm den kalın kompozit ve porselen altında polimerizasyon yetersiz bulunmuştur. Ancak kullandıkları dual-cure rezin simanlar bizim kullandığımız rezin simanlardan farklı markalardır, araştırmacıların sonuçları bizim sonuçlarımızla uyum içindedir.

Araştırmamızda kullanılan tüm dual-cure rezin simanlarda porselen örnekler altında sertleşen rezin simanın sertliği, kompozit örnekler altında sertleşen rezin simanın sertlik değeri ile kıyaslanınca önemli oranda yüksek bulunmuştur. Bu durum porselenin daha translüsent olması dolayısıyla ışığı daha iyi geçirmesine, kompozitin ise içinde bulunan partiküller nedeniyle doldurucusunun ışığın geçirgenliğini sınırılmasına bağlanabilir. Daha koyu

veya daha opak renkler ile mikrondan daha küçük partiküller rezin simana ışığın ulaşmasını sınırlandırabilir (20, 53).

Kullandığımız tüm dual-cure rezin simanlar, 1-5 mm arasındaki tüm kalınlıklardaki kompozit ve porselen örneklerin altında polimerize edilerek elde edilen sertlik değerleri değişik zamanlara göre de değerlendirilmiştir. Buna göre 24 saat ve 1 hafta sonra elde edilen Knoop sertlik değerleri, 1 saat sonra elde edilen sertlik değerlerinden önemli oranda yüksek bulunmuştur. Bu durum 1 saat sürenin dual-cure rezin simanların maksimum sertliklerine ulaşması için yeterli olmadığını göstermektedir. Bu nedenle bize göre, hastalara, simantasyondan sonra 2 saat gibi bir süre birşey yememesini tavsiye etmek uygundur. Hatta 24 saat süreyle o bölgeye kuvvet uygulamaması gerektiği hatırlatılmalıdır.

Dual-cure rezin simanların polimerizasyon sonrası Knoop sertlik değerleri kıyaslanınca, sertliklerine göre sıralanması şöyledir: 3M opal, Variolink II, Nexus, Calibra, Panavia-F dir.

Panavia-F dual-cure rezin siman kompozit kalınlıklar altında, diğer rezin simanlardan çok farklı bir davranış sergilemiştir. Bu rezin simanda 2 mm nin üstündeki kompozit kalınlıklar altında polimerizasyon yetersiz olduğundan örneklerin yumuşaklığı nedeniyle sertlik ölçümü bile yapılamamıştır. Bu durum Panavia F in içeriğinde bulunan ışıkla aktivasyon komponentlerinin daha etkili olması, kimyasal komponentlerinin ise yetersiz kalması nedeniyledir. Bu konunun tam analizi için daha ileri kimyasal dönüşüm ölçümleri çalışmaları yapılabilir (88). Bu nedenle Panavia-F in sadece 1-2 mm gibi ince porselen kalınlıklar altında kullanılmasını önerebiliriz.

Rezin kompozit simanların polimerizasyon sonrası Knoop sertlik değerinin 40-45 arasında olması gerekmektedir (Craig, mikrofine 22-36, hibrit 50-60, fine 50-80 ve makrofil 55 KHN). Bizim çalışmamızda kullandığımız rezin yapıştırıcı simanlar mikrohibrit ve hibrit yapıda oldukları için sertlik değerlerinin 40-60 KHN arasında olması beklenmektedir. Bu değerlerle araştırmamızda elde ettiğimiz Knoop sertlik değerleri kıyaslayacak olursak, incelenen simanlar arasında bu sertlik değerine ulaşanlar 3M Opal, Variolink

II ve 1-2 mm porselen kalınlık altında kullanılan Panavia F dir. Nexus ve Calibra ancak 24 saat geçtikten sonra ideal kabul edilen değerlere yaklaşabilmiştir.

Araştırmamızın 2. bölümünde, kullandığımız 5 ayrı dual-cure rezin simanın kimyasal ve ışıkla aktive olan komponentlerinin polimerizasyon potansiyellerinin markalara göre değişkenlik gösterdiği bulunmuştur.

24 saatlik, hatta 1 haftalık örneklerin kimyasal polimerizasyon komponentinin, ışık uygulanmış 1 saatlik örneklerle kıyasla sertlik değerleri önemli ölçüde düşük bulunmuştur.

Variolink II dual-cure kompozit rezin siman ışık uygulanmadan kendi kendine polimerizasyona bırakıldığında, 1 saat, 24 saat, 1 hafta sonra örneklerin sertlikleri ölçülemeyecek kadar yumuşak bulunmuştur (Bkz. şekil 4.6., 4.7., 4.8).

Panavia F rezin simanın ise ışık uygulanmayan örneklerin 1 saat sonraki sertlikleri ölçülemeyecek kadar düşük bulunmuştur. Örneklerin 24 saat ve 1 hafta sonraki sertlik değerleri ise istenilen değere ulaşmamıştır.

3M, Nexus ve Calibra rezin simanlarda ise 1 saatlik örneklerde istenilen Knoop sertlik değerlerine yakın bir değer elde edilmiştir. 24 saat ve 1 hafta sonra ise Calibra en yüksek değere ulaşırken, bunu Nexus ve 3M izlemiştir (Bkz. şekil 4.76., 4.7., 4.8)

ışık uygulanarak dual-cure polimerize edilen örneklerde ise 1 saat, 24 saat ve 1 hafta sonra en yüksek Knoop sertlik değerlerine sırasıyla 3M, Panavia F, Variolink II ulaşmışlardır. Calibra rezin siman ilk 1 saatte oldukça düşük bir sertlik değeri göstermiştir. Ancak 24 saat ve 1 haftalık sertlik değerleri Nexus rezin simanın sertlik değerlerine yakındır.

Bu sonuçlar calibra rezin simanın kimyasal aktivasyon komponentinin en yüksek olduğunu, bunu Nexus ve 3M Opal in izlediğini göstermektedir. Variolink II ve Panavia-F in kimyasal aktivasyon komponentleri ise daha düşüktür.

Diş hekimi, rezin siman seçiminde çok geniş bir yelpazeye sahiptir. Ancak daha önce yapılan çalışmalar ve bu araştırmanın sonuçlarına dayanarak, ideal özelliklere sahip tek bir siman önermek mümkün değildir.

Hekim, dual-cure rezin simanları, ışıkla polimerize olan materyaller olarak düşünmelidir. Restorasyon kalınlığını, kompozit veya porselen olması gibi faktörleri göz önünde bulundurarak klinik gereksinimlerini belirlemeli ve buna göre seçim yapmanın bilincinde olmalıdır.



SONUÇLAR

Bu çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar içinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

- 1- Araştırmamızda kullanılan tüm dual-cure rezin simanlarda porselen örnekler altında sertleşen rezin simanların sertlik değerleri, kompozit örnekler altında sertleşen rezin simanların sertlik değerleri ile kıyaslanınca önemli oranda yüksek bulunmuştur.
- 2- Kullandığımız tüm dual-cure rezin simanlarda, kompozit ve porselen bütün kalınlıklar altında 1 saat sonraki sertlik değerleri, 24 saat ve 1 hafta sonra elde edilen sertlik değerlerinden önemli oranda düşük bulunmuştur. Bu durum 1 saat sürenin dual-cure rezin simanların maksimum sertliklerine ulaşması için yeterli olmadığını göstermektedir. Bu nedenle, bize göre hastalara, simantasyondan sonra 2 saat gibi bir süre birşey yememesini tavsiye etmek uygundur. Hatta 24 saat süreyle o bölgeye kuvvet uygulamaması gerektiği hatırlatılmalıdır.
- 3- Tüm dual-cure rezin simanlarda, kimyasal polimerizasyon komponentlerinin ışık kaynağı kullanılmayınca minimal polimerizasyon sağladığı anlaşılmıştır. İncelenen simanların hiç birinde kimyasal polimerizasyon değerleri ışıkla elde edilen değerlere eşit değildir. Bu bulgular, dişte ışığın ulaşamadığı bölgelerde, kimyasal komponentlerin sertleşmeyi sağlayacağı görüşüyle çelişmektedir. 3 mm den kalın restorasyonların altında sertleşen dual-cure rezin simanların polimerizasyon derinlikleri yetersizdir.
- 4- Ayrıca, ışıkla ve ışıksız polimerize edilince, tüm dual-cure rezin simanlar arasında önemli farklılıklar bulunmuştur. Bu da katalizör oranlarının markalara göre değiştiğini göstermektedir.

KAYNAKLAR

1. Braga R R, Ballester R Y and Carrilho M R O. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *J Prosthet Dent* 1999; 81:285-289.
2. Gemalmaz D, Özcan M, Yoruç A B, Alkumru H N. Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 646-651.
3. H Schaffer, C Zobler. Complete restoration with resin-bonded porcelain inlays. *Quintessence Int* 1991; 22:87-93.
4. Molin M and Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51: 201-206.
5. Meerbeek B V, Inokoshi S, Willems G, Noack M J, Braem M, Lambrechts P, Roulet J F and Vanherle G. Marginal adaptation of four tooth-coloured inlay systems in vivo. *J Dent* 1992; 20:18-26.
6. Peutzfeldt A. Dual-cure resin cements. In vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. *Acta Odontol Scand* 1995; 53:29-34.
7. Dijken J W V and Höretedt P. Marginal breakdown of fired ceramic inlays cemented with glass polyalkenoate (ionomer) cement or resin composite. *J Dent* 1994; 22:265-272.
8. Inokoshi S, Willems G, Meerbeek B V, Lambrechts P, Braem M and Vanherle G. Dual-cure luting composites. Part I: filler particle distribution. *J Oral Rehabil* 1993; 20:133-146.

9. Meerbeek B V, Inokoshi S, Davidson C L, De Gee A J, Lambrechts P, Braem M. and Vanherle G. Dual-cure luting composites-Part II: Clinically related properties. J Oral Rehabil 1994; 21:57-66.
10. Leinfelder K F. Clinical applications of composite resin luting agents, Compend Contin Educ Dent 1998 Nov 19(11), 1168-1170, 1172, 1174-1175.
11. Hasegawa Earl A, Boyer D B and Chan Daniel C N. Hardening of Dual-cured cements under composite resin inlays. J Prosthet Dent 1991;66:187-192.
12. Sjögren G, Molin M and Van Dijken J W V. A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (cerec) cemented with a dual-cured or chemically cured resin composite luting agent. Acta Odontol Scand 1998;56:263-267.
13. Watts D C, Cash A J, Chauhan J and Rathore S. Variables influencing hardness development in dual-cure luting materials. J Dent Res 1994; 73(4):115.
14. Yavuzylmaz H H. Metal Destekli Estetik Kronlar 1996 Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi.
15. Cardash S H, Baharav H, Pilo R, Ben- Amar A. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement J Prosthet Dent 1993;69:620-623.
16. Dixon D L, Breeding L C. Shear bond strengths of a two-paste system resin luting agent used to bond alloys to enamel. J Prosthet Dent 1997;78:132-135.

17. O' Brien W J. Dental Materials and Their Selection 2th ed. Quintessence Publ. Co., Inc. 1997. Chicago. s. 97-106.
18. Phillips R W. Skinner's Science of Dental Materials. 10. Ed. W.B. Saunders Comp. Harcourt Brace Jovanovich. Inc. Philadelphia, 1991, s. 215-234. 497-499.
19. Üçtaşlı S. Some mechanical properties of resin-based dental materials. 1992 Birmingham. England.
20. Craig R G. Restorative dental materials. Tenth edition St.Louis, MO:Mosby-Year Book; Inc 1997;(195-197. 86-90).
21. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B and Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. J Oral Rehabil 2001; 28:1022-1028.
22. Eick J D, Welch F H. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. Quintessence Int. 1986; 17(2):103-111.
23. Craig R G. Biocompatibility of Dental Materials 1998 St.Louis, MO:Mosby-Year Book, Inc.
24. Kelly R J, Nishimura I and Campbell S D. Ceramics in Dentistry:Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996;75:18-32.
25. Braem M, Finger W, Doren V E Van, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. Dent Mater 1989;5:346-349.

26. Kato H, Matsumara H, Tanaka T, Atsuta M. Bond strength and durability of porcelain bonding systems. *J Prosthet Dent* 1996;75:163-168.
27. Hacker C H, Wagner W C, Razzoog M E. An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. *J Prosthet Dent* 1996;75:14-17.
28. Inokoshi S, Meerbeek B V, Willems G, Lambrechts P, Braem M and Vanherle G. Marginal accuracy of CAD/CAM inlays made with the original and the updated software. *J Dent.* 1992;20:171-177.
29. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi 1993 Ankara Üniversitesi Basımevi.
30. Garber D A, Goldstein R E. Porcelain composite Inlays onlays-1994.
31. Joseph V P and Rossouw E. The shear bond strenghts of stainless stell and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990 ;97: 121-125.
32. Barghi N, Berry T and Chung K. Effects of timing and heat treatment of silanated porcelain on the bond strength. *J Oral Rehabil* 2000;27:407-412.
33. Vaikuntam J. Resin-modified glass ionomer cements (RM GICs): Implications for use in pediatric dentistry. *J Dent Child* 1997; March-April 131-134.
34. Dennison J B, Yaman P, Seir R and Hamilton J C. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent* 2000;84:499-505.

35. Wilson G S, Davies E H, Fraunhofer J A Von. Micro-hardness Characteristics of Anterior Restorative Materials. *Br Dent J* 1980; 37:148.
36. Mandikos M N, McGivney G P, Davis E, Bush P J and Carte J M. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent* 2001;85:386-395).
37. Sharkey S, Burke F, Ziada H, Hannigan A. Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: An in vitro study. *Quintessence Int* 2001;32:401-405.
38. Willems G, Lambrechts P, Bream M, Celis J P, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater.* 1992;8:310-331).
39. Uçtaşlı S, Hasanreisoglu U, Wilson H J. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. *J Oral Rehabil* 1994; 21:565-575.
40. Cook W D and Standish P M. Cure of resin based restorative materials. II. White light photopolymerized resins. *Aust Dent J* 1983 ;28 (5): 307-311.
41. Wayne P L Fan, Wozniak T, Reyes W D, Stanford J W. Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *J Am Dent Assoc* 1987 September 115: 442-445.
42. Rueggeberg F A, Caughman W F and Curtis J W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of composite resin. *Oper Dent* 1994; 19: 26-32.

43. Mosely H, Strang R and Stephen K W. An assessment of visible-light polymerizing sources. *J Oral Rehabil* 1986;13:215-224.
44. Bennett B, Puckett D and Roberts B. Light source distance and temperature effects on composite polymerization (Abstr. 1002). *J Dent Research* 1994;73:227.
45. Bausch J R, De Lange K, Davidson C L, Peters A and de Gee A J. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *The J Prosthet Dent* 1982 ;48(1):59-67.
46. Davis Brian R, Millar Brain J, Wood David J, Bubb Nigel L. Strength of secondary-cured resin composite inlay repairs. *Quintessence Int* 1997;28:415-419.
47. Dubois R J, Kyriakakis P, Weiner S and Vaidyanathan T K. Effects of occlusal loading and thermocycling on the marginal gaps of light-polymerized and autopolymerized resin provisional crowns. *J Prosthet Dent* 1999 ;82:161-166.
48. Ciucchi B, Bouillaguet S, Delaloye M and Holz J. Volume of the internal gap formed under composite restorations in vitro. *J Dent* 1997; 25:305-312.
49. Irie M, Suzuki K. Current luting cements:marginal gap formation of composite inlay and their mechanical properties. *Dent Mater* 2001 Jul 17(4):347-353.
50. Coli P, Derhami K, Brannström M. In vitro marginal leakage around Class II resin composite restorations with glass-ceramic inserts. *Quintessence Int* 1997; 28:755-760.

51. Martin N, Jedynakiewicz N M, Williams D F. Cuspal deflection during polymerization of composite lutes of ceramic inlays. J Dent 1999; 27:29-36.
52. Mörmann W H, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. Quintessence Int. 1989 ;20:329-339.
53. Breeding Larry C, Dixon Donna L and Caughman Frank W. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. J Prosthet Dent 1991;65:512-518.
54. Thordrup M, Isidor F and Hörsted-Bindsle P. Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an in vitro study. J Dent 1994; 22: 147-153.
55. El--Mowafy O M and Benmergui. Radiopacity of resin-based inlay luting cements. Oper Dent 1994;19:11-15.
56. Diaz-Arnold Ana M, Vargas M A and Haselton D R. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 1999;81:135-141.
57. Platt A J. Resin cements: Into the 21th century. Compen Contin Educ Dent, 1999 Dec 20(12):1173-1176, 1178, 1180-1182, Rewiev.
58. Van Noort R. Introduction to dental materials. Mosby Co. Spain, 1994; 5:44-47.
59. Lyons M L, Rodda J C and A A Hood, J A A. The effect of environmental pressure changes during diving on the retentive

- strength of different luting agents for full cast crowns. J Prosthet Dent 1997;78:522-527.
60. Yap A and Lee C M. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. J Oral Rehabil 1997;24:310-314.
 61. Razak A AA and Harrison A. The optimum curing cycle for a light-and heat-cured composite inlay material. J Oral Rehabil 1997;24:297-302.
 62. Harrison A, Draughn R A. Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental composite resins. J Prosthet Dent 1976;36:395-398.
 63. Kawai K, Iwami Y, Ebisu S. Effect of resin monomer composition on toothbrush wear resistance. J Oral Rehabil 1998;25:264-268.
 64. Ferracane J L, Matsumoto H, Okabe T. Time dependent deformation of composite resins-compositional consideration. J Dent Res 1985;64:1332-1336.
 65. Essig M E, Isenberg B P, Leinfelder K F and Mueninghoff L A. An in-vivo Evaluation of Duo-cements with CAD/CAM Ceramic inlays. Dent Mater Abst. 244.
 66. Chan D C N, Titus H W. Submargination of resin luting cement: A clinical case report. Am J Dent. 1996:22-25.
 67. Cherilyn G, Taniguchi S T. Advantages and limitations in the use of porcelain veneer restorations. J Prosthet Dent 1990;64:406-411.

68. O'Keefe K L, Pease P L and Herrin H K. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. J Prosthet Dent 1991;66:434-438.
69. Blackman R, Barghi N and Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. J Prosthet Dent 1990;63:295-300.
70. Chan K C and Boyer D B. Curing Light-activated Composite Cement through Porcelain. J Dent Rest 1989;68 (3) :476-480.
71. Rueggeberg F A, Caughman W F. The Influence of Light Exposure on Polymerization of Dual-Cure Resin Cements. Oper Dent 1993 ;(18):48-55.
72. Brodbelt R H W, O' Brien W J and Fan P L. Translucency of Dental Porcelains. J Dent Rest 1980;59 (1) :70-75.
73. Matsumura H, Kato H and Atsuta M. Shear bond strength to feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments. J Prosthet Dent 1997;78:511-517.
74. Watts D C, Amer O, Combe E C. Characteristics of Visible-light-activated Composite Systems. Br Dent J 1984 ;156 :209-215.
75. Cook W D. Factors Affecting the Depth of Cure of UV- polymerized Composites. J Dent Rest 1980; 59(5) :800-808.
76. Cook W D. Spectral Distiribitions of Dental Photopolymerization Sources. J Dent Res 61(12):1436-1438.

77. Antonson Albayrak G S. Işık ile Sertleşen ve Dual-cure Resin Simanların Farklı Renk Kalınlık ve Yüzey Pürüzlendirme Koşullarındaki All-Seramikler ile Kullanıldığında Polimerizasyon Etkinliğinin Matematiksel Olarak Belirlenmesi Ankara 1999 Doktora Tezi.
78. Martin F E. A survey of the efficiency of visible light curing units. J Dent. 1998;26:239-243.
79. Condon J R, Ferracane J L. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. JADA 2000;131:497-503.
80. Murchison D F and Moore B K. Influence of curing time and distance on microhardness of eight light-cured liners. Oper Dent 1992; 17:135-141.
81. Strang R, McCrossan J, Muirhead G M and Richardson S A. The setting of visible light cured resins beneath etched porcelain veneers. Br Dent J 1987; 163: 149 -151.
82. Caughman W F, Rueggeberg F A and Curtis C W. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. J Am Dent Assoc 1995; 43: 241-243.
83. Özden A N, Akaltan F, Can G. Effect of surface treatments of porcelain on the shear bond strength of applied dual-cured cement J Prosthet Dent 1994;72:85-88.
84. Bapna M S. Physical Properties of Zno Base and Resin Cements. Dent Mater January 1980: 50(1): 567-70.

85. Mörmann W, Krejci I. Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. *Quintessence Int* 1992;23:109-115.
86. Smith R T and Shivapuja K P. The evaluation of dual cement resins in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993;103:448-51.
87. Christensen G J. Resin cements and postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc* 2000; 131(8) :1197-1199.
88. Frank W, Caughman D, Chan C N and Rueggeberg F A Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 2001; 85. 479-484.
89. El-Badrawy A W and El-Mowafy M O. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent* 1995; 73:515-524.
90. Üçtaşlı S, Öztaş D. Radiopacity of resin based luting cements compared with human enamel and dentine. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Dergisi* 2001 Cilt:28, Sayı.2 s.193-199.
91. Peters A D and Meiers J C. Effect of polymerization mode of a dual-cure resin cement on time-dependent shear bond strength to porcelain. *Am Dent J* 1996;9:264-268.
92. Shaini F J, Shortall A C C and Marqui P M. Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years. *J Oral Rehabil* 1997 24:553-559.
93. McLean J W, Odont D. Evolution of dental ceramics in the twentieth century *J Prosthet Dent* 2001;85:61-66.

94. Finesse Scientific Manual, Ceramco Headquarters, Six Terri Lane, Burlington, NJ 08016, USA.
95. Molin M K, Karlsson S L. A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems. *Int J Prosthodont* 2000;13:194-200.
96. Horn H R. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dental Clinics of North America*, 1983 27, 671).
97. Craig R G. Restoratif dental materials. 8th ed. CV Mosby, St Louis, 1989: 481-498.
98. Shillenburg H T, Hobo S, Whitsett L D, Jacobi R, Brackett S E. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, 3. Ed, Quintessence Publ. Co. Inc. 1997, s: 433-434.
99. Dumfahrt H. Porcelain Laminate Veneers. A Retrospective Evaluation After 1 to 10 Years of Service: Part I: Clinical Procedure. *Int J Prosthodont* 1999 ; 12:505-513.
100. Atmadja G and Bryant R W. Some factors influencing the depth of cure of visible light activated composite resins. *Aust Dent J*. 1990; 35: 213-218.
101. Fowler C S, Swartz M L and Moore B K. Efficiency testing of visible-light-curing units. *Oper Dent*. 1994; 19: 47-52.
102. Manga R K, Charlton D G and Wakefield C W. In vitro evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth. *General Dentistry* 1995; 43: 241- 243.

103. El-Mowafy O M, Rubo M H. Influence of composite inlay /onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. J Can Dent Assoc 2000 Mar;66(3):147 Abstr.
104. Dewold J P, Ferracane J L. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light activated composites. J Dent Res 1987;66:727-730.
105. Rueggeberg F Å, Craig R G. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composites. J Dent Res. 1988;67:932-937.
106. Nathanson D and Hassan F. Effect of etched porcelain thickness on resin porcelain bond strength Abstract. J Dent Res 1987;66:245.
107. Killian R J. Visible light cured composite:dependence of cure on light intensity (abstract). J Dent Res 1979;58:243.
108. Peters A D and Meiers J C. Effect of polymerization mode of a dual-cure resin cement on time-dependent shear bond strength to porcelain. Am Dent J 1996;9:264-268.