T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI REZİN SİMANLARIN ARTIK MONOMER SALINIMININ IN VİTRO ŞARTLARDA İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Subutay Han ALTINTAŞ

Danışman

Doç. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

KONYA-2007

1. GİRİŞ 1

2.-LİTERATÜR BİLGİ 3

2.1.Estetik Posterior Restoratif Materyaller 3

2.1.1. Kompozit rezinler 3

2.1.2. Seromerler 6

2.1.3. Dental seramikler 6

2.1.3.1. Seramiğin yapısı 6

2.1.3.2.Dental seramiklerin sınıflandırılması 8

2.1.3.2.A. Fırınlama derecelerine göre dental seramikler 9

2.1.3.2.A.A. Düşük ısı (low fusing) dental seramikler 9

2.1.3.2.A.B. Orta ısı (medium fusing) dental seramikler 9

2.1.3.2.A.C. Yüksek ısı (high fusing) dental seramikler 9

2.1.3.2.B. Kullanım alanlarına göre dental seramikler 9

2.1.3.2.C. Yapım tekniklerine göre dental seramikler 9

2.1.3.2.C.A. Metal destekli dental seramikler 9

2.1.3.2.C.A.A. Döküm metal üzerinde bitirilen dental seramikler 9

2.1.3.2.C.A.B. Metal yaprak üzerine bitirilen dental seramikler 10

2.1.3.2.C.B. Metal desteksiz dental seramikler 10

2.1.3.2.C.B.A. Konvansiyonel feldspatik seramikler 11

2.1.3.2.C.B.B. Kor yapısı güçlendirilmiş seramikler 11

2.1.3.2.C.B.B.A. Alumina kor ile güçlendirilmiş seramikler 11

2.1.3.2.C.B.B.B. Magnessia kor materyali ile güçlendirilmiş seramikler 12

2.1.3.2.C.B.B.C. Zirkonyum ile güçlendirilmiş kor materyali 12

2.1.3.2.C.B.C. Dökülebilir cam seramikler 12

2.1.3.2.C.B.D. Bilgisayar yardımı ile hazırlanan seramikler (CAD/CAM/ Machinable) ...13

2.1.3.2.C.B.E. Isı ve basınç altında şekillendirilen cam seramikler.....13

2.1.3.2.C.B.E.A. IPS Empress 13

2.1.3.2.C.B.E.B. IPS Empress 2.....14

2.1.3.3. Seramik inley ve onley.....15

2.2.Yapıştırma Simanları 17

2.2.1. Fosfat esaslı simanlar.....19

2.2.1.1. Çinko fosfat siman 19

2.2.1.2. Modifiye çinko fosfat siman.....20

2.2.1.2.A. Bakır ve gümüş içerikli siman 20

2.2.1.3. Florid simanlar.....20

2.2.1.4. Silika fosfat simanlar 20

2.2.2. Fenolat esaslı simanlar.....21

2.2.2.1. Çinko oksit ojenol siman.....21

2.2.2.2. Güçlendirilmiş çinko oksit öjenol.....22

2.2.2.3. EBA ve diğer çelat simanlar.....22

2.2.2.4. Kalsiyum hidroksit siman.....23

2.2.3. Polikarboksilat esaslı simanlar 23

2.2.3.1. Çinko polikarboksilat siman.....23

2.2.4. Polikarboksilat ve dimetakrilat kombinasyonları 24

2.2.4.1. Cam iyonomer siman 24

2.2.4.2. Rezin modifiye cam iyonomer siman 25

2.2.5. Polimer esaslı simanlar 26

2.2.5.1. Metil metakrilat esaslı olanlar 26

2.2.5.1.A. Akrilik rezin simanlar.....26

2.2.5.1.B. Adesiv rezin simanlar 26

2.2.5.2. Dimetakrilat simanlar (Rezin siman) 27

2.2.5.2.A. Kimyasal polimerize olan rezin simanlar 29

2.2.5.2.B. Işık ile polimerize olan rezin simanlar 29

2.2.5.2.C. Hem ışık hem kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar (dual polmerize siman) 30

2.2.5.2.C.A.I. Nesil Adeziv Sistemler 33

2.2.5.2.C.B.II. Nesil Adeziv Sistemler 34

2.2.5.2.C.C.III. Nesil Adeziv Sistemler 34

2.2.5.2.C.D.IV., V. ve VI. Nesil Adeziv Sistemler 35

2.3. Polimerler ve Polimerizasyon 35

2.4. Biyouyumluluk 38

2.4.1. Rezin simanlarda biyouyumluluk 39

2.4.1.1. Bis-GMA 43

2.4.1.2. TEGDMA 44

2.4.1.3. UDMA 45

2.4.1.4. HEMA 46

2.4.1.5. BADGE 47

2.4.1.6. MMA 47

2.5. Polimerizasyon Dereceleri Tespiti İçin Kullanılan Test Metodları 48

2.5.1. Kromatografi 49

2.5.1.1. Kromatografi'nin temel prensip ve tanımları 50

2.5.1.2. HPLC (High performance liquid chromatography) 51

3. MATERYAL VE METOT 54

3.1. Kavite Hazırlanması 57

3.2. Kavitelerin ölçüsünün alınması ve çalışma modellerinin hazırlanması 59

3.3. Seramik Örneklerin Hazırlanması 60

3.4. Simantasyon işlemi 63

3.4.1. Rely X Unicem 63

3.4.1.1. Restorasyonun simantasyon için hazırlanması 63

3.4.1.2. Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması 63

3.4.2. Variolink II 64

3.4.2.1. Restorasyonun simantasyon için hazırlanması 64

3.4.2.2. Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması 64

3.4.3. Nexus 2 65

3.4.3.1. Restorasyonun simantasyon için hazırlanması 65

3.4.3.2. Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması 65

3.4.4. Resilute 65

3.4.4.1.Restorasyonun simantasyon için hazırlanması 65

3.4.4.2. Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması 66

3.4.5. Rely X ARC 66

3.4.5.1. Restorasyonun simantasyon için hazırlanması 66

3.4.5.2. Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması 66

3.4.6. C&B SuperBond 67

3.4.6.1. Restorasyonun simantasyon için hazırlanması 67

3.4.6.2. Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması 67

3.5. İyon salınım işlemi 68

3.6. HPLC Sisteminde Numunelerin Değerlendirilmesi 68

3.7. İstatistik Değerlendirme 75

4. BULGULAR 76

4.1. Variolink II rezin simandan salınan artık monomerlerin ölçüm sonuçları 76

4.2. Rely X ARC rezin simandan salınan artık monomerlerin ölçüm sonuçları.....79

4.3. Resilute rezin simandan salınan artık monomerlerin ölçüm sonuçları.....83

4.4. Rely X Unicem rezin simandan salınan artık monomerlerin ölçüm sonuçları 86

4.5. Nexus 2 rezin simandan salınan artık monomerlerin ölçüm sonuçları.....87

4.6. C&B SuperBond rezin simandan salınan artık monomerlerin ölçüm sonuçları 88

4.7. Rezin simanlardan salınan Bis-GMA miktarının incelenmesi.....89

4.8. Rezin simanlardan salınan TEGDMA miktarının incelenmesi.....91

4.9. Rezin simanlardan salınan UDMA miktarının incelenmesi 93

4.10. Rezin simanlardan salınan HEMA miktarının incelenmesi.....95

5.TARTIŞMA ve SONUÇ 99

6. ÖZET 117

7. SUMMARY 120

8. KAYNAKLAR.....122

9. ÖZGEÇMİŞ.....145

10. TEŞEKKÜR.....146

RESİM LİSTESİ

Resim 2.1. HPLC sistem parçaları.....52

Resim 2.2. HPLC sisteminin çalışma şekli 53

Resim 3.1. RelyX ARC siman.....56

Resim 3.2. Resilute rezin siman 56

Resim 3.3. Variolink II rezin siman.....56

Resim 3.4. Nexus 2 rezin siman 56

Resim 3.5. RelyX Unicem rezin siman.....56

Resim 3.6. C&B SuperBond rezin.....56

Resim 3.7. Standart kavite açma makinesi.....58

Resim 3.8. İnley kavite preperasyonu.....58

Resim 3.9. Tüm örneklerde Klas I kavite hazırlandıktan sonra 58

Resim 3.10. Preperasyonu tamamlanmış kavite görüntüsü.....59

Resim 3.11. Poliüretan die materyalinden oluşan örnek kopyası.....62

Resim 3.12. Hazırlanan ve uyumlanan seramik restorasyon.....62

Resim 3.15. Örneğin etanol-su karışımı içersinde saklanması.....68

Resim 3.16 . Agilent 1100 Lilit kromotografi cihazı (HPLC) 69

Resim 3.17. Bis-GMA monomerinin standart pik'i ve tutunma zamanı 73

Resim 3.18. TEGDMA monomerinin standart pik'i ve tutunma zamanı 73

Resim 3.19. UDMA monomerinin standart pik'i ve tutunma zamanı.....73

Resim 3.20. HEMA monomerinin standart pik'i ve tutunma zamanı 73

Resim 3.21. MMA monomerinin standart pik'i ve tutunma zamanı.....74

Resim 3.22. BADGE monomerinin standart pik'i ve tutunma zamanı 74

Resim 3.23. Karışım halinde bulunan monomerlere ait standart pikler ve tutunma zamanları; a = Bis-GMA, b = TEGDMA, c = UDMA, d = HEMA, e = MMA, f = BADGE 74

Resim 4.1 Tüm zaman periyotlarında Variolink II'den salınan artık monomer miktarları 79

Resim 4.2 Tüm zaman periyotlarında Rely X ARC'den salınan artık monomer miktarları 83

Resim 4.3 Tüm zaman periyotlarında Resilute'den salınan artık monomer miktarları.....86

Resim 4.4. Rezin simanlardan Bis-GMA salınımı 91

Resim 4.5. Rezin simanlardan TEGDMA salınımı 93

Resim 4.6. Rezin simanlardan UDMA salınımı.....95

Resim 4.7. Rezin simanlardan HEMA salınımı 96

Resim 4.8. Toplam artık monomer salınımı.....96

Resim 4.9. Variolink II'den salınan artık monomerlere ait örnek kromatogram 97

Resim 4.10. Rely X ARC'den salınan artık monomerlere ait örnek kromatogram.....97

Resim 4.11. Resilute'tan salınan artık monomerlere ait örnek kromatogram.....97

Resim 4.12. Rely X Unicem'den salınan artık monomerlere ait örnek kromatogram 97

Resim 4.13. Nexus 2' den salınan artık monomerlere ait örnek kromatogram.....98

Resim 4.14. C&B SuperBond' dan salınan artık monomerlere ait örnek kromatogram 98

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezin siman materyallerine ait bilgiler.....55

Tablo 3.2. Standart olarak kullanılan monomerlere ait bilgiler 70

Tablo 3.3. Lineerlik sonuçları (x = konsantrasyon, μ/ml; y = alan; r^2 = korelasyon katsayısı).....72

Tablo 4.1. Variolink II rezin simanın farklı periyotlarda artık monomer salınım miktarı sonuçları 76

Tablo 4.2. Variolink II'den salınan monomerlerin ve zaman periyotlarının iki yönlü varyans analizi sonuçları 77

Tablo 4.3. Variolink II'den tüm zaman periyotlarında salınan monomerlerin Duncan Gruplaması sonuçları.....78

Tablo 4.4. Rely X ARC rezin simanın farklı periyotlarda artık monomer salınım miktarı sonuçları 79

Tablo 4.5. Rely X ARC' den salınan monomerlerin ve zaman periyotlarının iki yönlü varyans analizi sonuçları.....80

Tablo 4.6. Rely X ARC'den tüm zaman periyotlarında salınan monomerlerin Duncan Gruplaması sonuçları.....81

Tablo 4.7. Resilute rezin simandan farklı periyotlarında artık monomer salınım miktarı sonuçları 83

Tablo 4.8. Resilute'dan salınan monomerlerin iki yönlü varyans analizi sonuçları.....83

Tablo 4.9. Resilute'den tüm zaman periyotlarında salınan monomerlerin Duncan Gruplaması sonuçları.....85

Tablo 4.10. Rely X Unicem rezin simanın farklı periyotlarda artık monomer salınım miktarı ve Duncan gruplaması sonuçlar.....86

Tablo 4.11. Nexus 2 rezin simanın farklı periyotlarda artık monomer salınım miktarı ve Duncan Gruplaması sonuçları 87

Tablo 4.12. C&B SuperBond rezin simanın farklı periyotlarda artık monomer salınım miktarı ve Duncan Gruplaması sonuçları 88

Tablo 4.13 İki yönlü varyans analizi sonuçları (Bis-GMA genel salınımı) 89

Tablo 4.14. İki yönlü varyans analizi sonuçları (TEGDMA genel salınımı) 91

Tablo 4.15. İki yönlü varyans analizi sonuçları (UDMA genel salınımı) 93

Tablo 4.16. İki yönlü varyans analizi sonuçları (HEMA genel salınımı) 95

1. GİRİŞ

Estetik, protetik diş tedavisinin önde gelen amaçlarından biridir. Kaybolan diş dokusunu yenilemek, estetik, fonksiyon ve biyolojik uyumu iade etmek üzere diş hekimliğinde yoğun çalışmalar devam etmektedir. Son yıllarda hastaların arka grup dişlerde daha estetik görünüm isteği alternatif materyal arayışlarına neden olmuştur. Kullanılan klasik amalgam veya döküm inley restorasyonların yerini kompozit veya seramik inley gibi uygulamalar almıştır. Bu amaçla geliştirilmiş kompozitlerdeki polimerizasyon büzülmesi, aşınmaya karşı direnç düşüklüğü gibi problemler halen tamamen ortadan kaldırılamamıştır. Öte yandan seramiklerdeki gelişmelerle, seramik inley restorasyonların kullanımı oldukça artmıştır. Sertliklerinin mineye yakın olması, kırılmaya karşı dirençli olmaları ve doğal diş ile mükemmel uyum göstermeleri, seramik inley restorasyonların tercih nedenlerinin başında gelir.

Günümüzde mevcut olan seramik tipleri ve fabrikasyon tekniklerinden, hangi sistemin daha uygun olduğu konusunda araştırmalar devam etmektedir. Son derece estetik olan seramik restorasyonun başarısı, ancak doğru seçilen yapıştırıcı siman ve simantasyon tekniği ile bütünleşecektir. Yakın bir döneme kadar tam seramik restorasyonların simantasyonunda çinko fosfat siman ve polikarboksilat siman kullanılmıştır. Zaman içerisinde seramik matriksin oral kuvvetlere dayanabilmesi için güçlendirilmesi gerektiği ortaya çıkmıştır. Tam seramik restorasyonların simantasyonunda hem seramiğe hem de diş dokusuna daha iyi bağlanan rezin simanların ve dentin bonding ajanların kullanılmasıyla, restorasyonun tutuculuk sorunu ortadan kalkmış ve aynı zamanda seramiğin güçlendirilmesi sağlanmıştır. Rezin simanlar, inley, onley ve laminate veneer gibi indirek seramiklerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır.

Rezin simanların mekanik ve biyolojik özellikleri monomer–polimer dönüşümü ile ilişkilidir. Yetersiz polimerizasyon dental rezin simanlarda reaksiyona girmemiş artık monomerlerin salınımına sebep olmaktadır. Artık monomer salınımı ise materyalin toksisitesini arttırmakta ve yapısal bütünlüğünün bozulmasına sebep olmaktadır. Yetersiz polimerize olmuş

rezin simanlardan salınan 2,2-bis[4-(2-hidroksi-3metakrilokoksipropoxy) fenil] propan (Bis-GMA), Triethylene glycoldimethacrylate (TEGDMA), Bisphenol A diglycidyl ether (BADGE), üretan dimetakrilat (UDMA), metil metakrilat (MMA) ve hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi serbest bileşikler restorasyonun dış yüzeyine ve dişin pulpasına salınmaktadırlar.

Rezin simanlardan salınım yapan artık monomerlerin tespiti, çeşitli test metodları ile ölçülmektedir. Bu test metodlarından biri de yüksek basınçlı likit kromatografisi olan High Performance Liquid Chromotography (HPLC)'dir.

Bu çalışmanın amacı; son yıllarda kullanımları artan IPS Empress Esthetic seramik sistemi ile hazırlanan inleylerin, iki farklı polimerizasyon (kimyasal ve dual polimerizasyon) mekanizmasına sahip rezin simanlar ile yapıştırıldıktan sonra, klinik başarılarını ve toksisitelerini önemli derecede etkileyen artık monomer salınımlarını HPLC analizi ile in-vitro koşullarda değerlendirmektir.

2. LİTERATÜR BİLGİ

2.1.Estetik Posterior Restoratif Materyaller

Posterior bölge restorasyonları için kullanılacak materyaller temel olarak;

-Biyolojik olarak diş dokularıyla uyumlu olmalı,

-Diş yüzeyi ile adeziv bağlantı sağlamalı,

-Dişin orijinal morfolojisini optimal şekilde restore edebilmeli,

-Kavite preparasyonunun mümkün olduğunca konservatif şekilde hazırlanabilmesine imkan tanımalı,

-Ağız ortamında bütünlüğünü koruyabilmeli,

-Sekonder çürük, pulpal enflamasyon ve dentinal hassasiyeti önleyebilmek için yeterli iç ve dış adaptasyonu sağlayabilmelidir (Scheibenbogen ve ark 1998, Scheibenbogen ve ark 1999, Koçak 2006). Posterior restorasyonlarda estetiğin sağlanması hasta ve hekim tarafından önem taşımaktadır. Gelişen adeziv teknikler ile uygun restoratif materyaller seçildiğinde, estetik ve fonksiyon sağlamak mümkün olacaktır (Scheibenbogen ve ark 1998, Scheibenbogen ve ark 1999).

Posterior bölgede restoratif amaçla kullanılan estetik materyaller direkt ve indirekt uygulanan kompozit rezinler, seromerler ve dental seramikler olarak sınıflandırılabilir (Scheibenbogen ve ark 1998, Scheibenbogen ve ark 1999, Koçak 2006).

2.1.1. Kompozit rezinler

Kompozit rezinler ilk olarak 1962 yılında Bowen tarafından amalgama alternatif olarak geliştirilmiştir. Kompozit rezinin kullanımı başlangıçta pulpa hasarı oluşturabileceği ve fiziksel özelliklerinin yetersizliği nedeniyle tercih edilmemişse de; adeziv sistemlerdeki gelişmeler ile dentine bağlantı kuvvetlerinin arttırılması, materyalin doldurucu oranı ve kimyasal katkı oranları gibi özelliklerinin geliştirilmesi ile klinik kullanımı artmıştır (Garber ve Goldstein 1994, Koçak 2006).

Kompozit rezinler;

1. Matriks fazı-organik faz (rezin matriks)
2. Dispersiyon fazı (doldurucu)
3. Bağlantı fazı (silan) olarak üç faz içerir.

Rezin matriks içinde Bis-GMA ve UDMA bulunur (Roulet ve Herder 1991, Degrande ve Roulet 1997, Koçak 2006).

Kompozit rezinler, polimer yapılarındaki çift karbon bağlarının birleşmesiyle oluşan ve polimerizasyon adı verilen bir reaksiyon sonucunda kimyasal yapılarını tamamlarlar (Craig 1997, McCabe ve Walls 1998). Kompozit rezinlerin sertleşme mekanizması, peroksitler ve amin aktivatörler ilave edilerek kimyasal yolla başlatılabileceği gibi, 'camphoroquinone' gibi ışığa duyarlı absorbe ediciler ve 'aliphatic amine' gibi aktivatörlerin ilavesi ile 450-490 nm dalga boyundaki mavi ışıkla da başlatılabilir. Kimyasal yolla polimerize olan sistemler amin ve peroksit olmak üzere iki pasta içerirler. Hem ışık hemde kimyasal olarak polimerize olan (Dual polimerize) sistemlerde ise bu iki mekanizma bir arada kullanılır (Anusavice 1996, Craig ve Ward 1997, Koçak 2006).

Kompozit rezin materyallerin doldurucu oranları arttıkça materyalin polimerizasyon büzülmesi, su emilimi ve ısısal genleşme katsayıları azalırken, ışık geçirgenliği ve aşınma direnci artar. Bu nedenle kompozit materyaller hacimce en az % 70 oranında doldurucu içeriğine sahip olmalıdırlar (Garber ve Goldstein 1994, Schwartz ve ark 1996, McCabe ve Walls 1998, Koçak 2006).

Kompozit rezin materyallerinin en önemli dezavantajları; uygulama aşamasında hassasiyet gerektirmeleri, organik içeriğine bağlı olarak zaman içinde renklenmeleri, ısısal genleşme katsayılarının bağlantı ajanınkinden düşük olması, polimerizasyon esnasında rezin materyalinde büzülmelerin meydana gelmesi ve aşınma dirençlerinin mineye göre düşük olmasıdır (Gemalmaz ve ark 1997).

Kompozit rezin materyallerinin polimerizasyon büzülmelerine bağlı olarak gelişen klinik başarısızlıkların üstesinden gelmek amacıyla indirekt yöntemlerle hazırlanan kompozit rezin inley sistemleri geliştirilmiştir (Ziskind ve ark 1998, Yılmaz ve Gemalmaz 2003). Bu sistemlerin kullanımıyla polimerizasyon büzülmesi ince bir tabaka olan rezin siman ile sınırlandırılmıştır (Gemalmaz ve ark 1997, Ziskind ve ark 1998, Koçak 2006). Araştırıcılar, inleylerin simantasyonunda ince rezin tabakasında C faktörüne bağlı olarak polimerizasyon büzülmesinin arttığını belirtmiştir (Feilzer ve ark 1989 ve Aberg ve ark 1994). C faktörü, restorasyonun bağlandığı yüzeylerin serbest yüzeylere oranı olarak tanımlanmaktadır (Millar ve Nicholson 2001). Bir başka deyişle C faktör; bonding ajan uygulanmış yüzeylerin uygulanmamış yüzeylere oranı olarak tanımlanmaktadır. C faktörü arttığında bir restorasyonun kontraksiyon streslerinin de arttığı iddia edilmektedir (Carvalho ve ark 1996, Koçak 2006).

Laboratuvarda basınç ve ısı kullanılarak polimerize edilen ve adeziv teknik kullanılarak yapıştırılan kompozit rezin inleyler daha homojen ve düzenli bir yapıya sahiptirler. “Postcuring” ve ilave ısı işlemleri, restorasyonun dayanıklılığını ve aşınmaya karşı direncini arttırmaktadır (Scheibenbogen ve ark 1999, Manhart ve ark 2001, Leirskar ve ark 2003).

Kompozit inleylerin yüzey sertlik değerleri, direkt kompozit rezin materyallere oranla daha yüksektir. Yüzey sertlik değerinin yüksek olmasına bağlı olarak anatomik form, proksimal kontak, okluzyon ve yüzey pürüzlülüğü açısından daha iyi sonuçlar vermektedirler (Manhart ve ark 2001, Kükrer ve ark 2004).

Yapılan çalışmalar, indirekt kompozit rezin inleylerin klinik başarı değerlerinin direkt kompozit restorasyonlara oranla daha yüksek olduğunu göstermektedir. Direkt kompozit rezin restorasyonları için başarısızlık nedeni marjinal adaptasyondaki problemlere bağlı olarak oluşan sekonder çürükler iken, indirekt kompozit inleyler için bildirilen başarısızlık nedenleri parsiyel kırıklar, okluzal aşınmalar ve sekonder çürüklerdir (Koçak 2006)

2.1.2. Seromerler

İkinci jenerasyon laboratuvar kompozitleri veya polyglasslar olarak da isimlendirilen dental seromerler (CERamic Optimized polyMERS); seramikler, altın alaşımları ve kompozit rezin materyallerin avantajlarını biraraya getirmiş indirekt restoratif rezin materyalleridir (Kükrer ve ark 2004).

Temel yapıları kompozit rezinlere benzer. Organik matriks içinde yüksek oranda doldurucu içerirler. Matriks yapıyı güçlendirmek için bazı ürünlerde seramik partikülleri kullanılırken, bazılarında farklı kompozisyonlarda fiberler kullanılır. Kompozit rezin materyallerine göre daha vizköz yapıdadırlar.Yüksek doldurucu oranı estetik özelliklerinin seramiklere yakın olmasını sağlarken, organik matriksin değiştirilmiş kimyasal yapısı rezin materyalin kullanımını kolaylaştırır (Fahl ve Casellini 1997, Duke 1999).

Seramiklere oranla daha düşük elastisite modülüne sahiptirler, baskı yüklerini daha fazla absorbe ederler ve dişe kuvveti daha az iletirler. Ağız içinde tamirleri mümkündür. Aşınma dirençleri mineninkine yakındır. Dişe göre daha fazla aşınırlar, ancak karşıt dentisyonda fazla miktarda aşınmaya sebep olmazlar (Bertolotti 1997, Brunton ve ark 1999).

Monaco ve ark. (2001), posterior bölgedeki Targis seromer inleylerin 18 aylık klinik takiplerinde % 100 başarı oranı bildirmişlerdir. Kükrer ve ark. (2004) da ortalama 27.6 aylık takip periyodunda elde ettikleri düşük kırılma değerleri ve düşük sekonder çürük insidansı ile Targis seromer inleylerin posterior bölge restorasyonlarında kullanılabilecek alternatif materyaller olduklarını bildirmişlerdir.

2.1.3. Dental seramikler

2.1.3.1. Seramiğin yapısı

Diş hekimliğinde seramikler silika yapısında olan topraksı materyallerdir. Bu sebeple isimlerini topraktan yapılma anlamına gelen, ‘Keramikos’ kelimesinden almaktadırlar (Akın 1999, Yöndem 2006).

Seramikler; bir yada birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle genellikle oksijenle yaptığı bir kombinasyondur. Büyük olan oksijen atomları bir matriks gibi görev yaparak, daha küçük metal atomlarını yarı metal silikon atomları arasına sıkıştırmaktadır (Akın 1999).

Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent karakterdedir. Bu güçlü bağlar seramiklere stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler kazandırır. Aynı yapı, seramiğe kırılganlık kazandırdığından sakıncalı bir durumun ortaya çıkmasına neden olur (Akın 1999).

Geleneksel dental seramiğin içeriğini Feldspar, Kaolin ve Quartz oluşturur. Ayrıca, ek olarak eritgen madde ve pigmentlerin karıştırılıp fırınlanması da söz konusudur (Johnston ve ark 1971).

1. Feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$)

Dental seramiğe birleştiricilik ve saydamlık verir. Doğal feldspar saf olmayıp, potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Bunlar diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek, krona doğal görünüm sağlamaya yardım ederler.

Feldspar 1100 °C ve 1300 °C arasında erir. Yüksek erime dereceli bileşenlere akışkanlık kazandırır. Seramiğe belirli bir şeffaflık verir ve ısıya dayanıklı bileşenleri tutan, bağlayan camlaşmış bir siman görevi yapar (Yöndem 2006).

2. Kaolin (Kaolinite) ($2H_2OAl_2O_32SiO_2$)

Çin kili olarak isimlendirilen kaolin bir aluminyum hidrat silikatıdır. Dental seramiklerde çok az kullanılan yada hiç kullanılmayan kaolinin, yapıştırıcılık ve şekillendiricilik özelliğinden yararlanılır. Seramiğe belirli bir renk donukluğu verir. Su ile karıştırıldığında yapışkan bir kıvam alarak, seramik hamurunun modelajını kolaylaştırır (Yöndem 2006).

3. Quartz (SiO_2)

Quartz tamamen Silis (SiO_2)' den oluşur. Bazı kayalardan, deniz kumundan ve çakıllardan elde edilir. Silika yapısında olan Quartz, dental seramiklerde desteklik görevi yapar ve büzülmeyi

kontrol eder. Kütleye stabilite sağlayarak dayanıklılığını arttırır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Mc Lean 1979, McCabe 1990, Naylor 1992, Zaimoğlu ve ark 1993, Yöndem 2006).

Seramik kitlesine destek görevi yapan ve pişme sonucu meydana gelen büzülmeleri önleyen Quartz, 1700 °C 'de erir (Zaimoğlu ve ark 1993).

4. Eritgenler

Eritgenler, karışımın akışkanlığını arttırmak ve istenmeyen bazı safsızlıkları tutmak veya uzaklaştırmak için katılırlar. Eritgen olarak sodyum ve potasyum karbonatlar, boraks, cam ve bazende kurşun oksit kullanılır. Seramiğin erime noktası eritgen miktarı ile değişkenlik gösterir (Johnston ve ark 1971).

5. Pigmentler

Seramiği renklendirmek için kullanılan pigmentler kalay, nikel, kobalt, titanyum, krom, demir veya altın oksitler ile metalik altın ve platin olabilir. Pigment maddelerinin varlığı renk kadar, floresans özelliğinide etkiler (Johnston ve ark 1971).

Bunların dışında, dental seramiklerin dayanıklılığını arttırmak üzere seramik tozuna leucite, alumina, magnesia, tetrasilis fluormica ve zirkonium oksit gibi kristalin yapılar da ilave edilmektedir. Bu şekilde elde edilen seramiklerin karakteristik özelliği, iki fazlı ince kristalik yapının bir kısmının, amorf cam matriks içinde yer almasıdır. Mikrokristaller, uygun sıcaklıkta camın toplam hacmi içerisinde çekirdek oluşumu ve kristal büyümesi ile gelişir. (Yüksel ve ark 2000).

2.1.3.2.Dental seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramikler klasik olarak fırınlama dereceleri ve güçlendirilme mekanizmalarının esas alındığı yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilirler (O'Brien 2002):

2.1.3.2.A. Fırınlama derecelerine göre

2.1.3.2.A.A. Düşük ısı (low fusing) dental seramikler (871°C-1066°C)

Yapısı: % 12 Feldspar, % 60 Silis, % 8 Na_2 Co_3, % 11 Na_2 B_4 O_2, % 1 $CaCo_3$, % 8 K_2 Co_3 şeklindedir (O'Brien 2002).

Jaket kron, metal destekli kron, aluminöz seramiklerin yapımında (kor materyali hariç), çeşitli boya ve glaze tozlarında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 2002).

2.1.3.2.A.B. Orta ısı (medium fusing) dental seramikler (1093°C-1260°C)

Yapısı: % 61 Feldspar, % 29 Silis, % 2 Na_2 CO_3, % 1 Na_2 B_4 O_2, % 5 Ca CO_3, % 2 K_2 CO_3 şeklindedir.

İnley, jaket kron ve sabit köprülerde kullanılır (O'Brien 2002).

2.1.3.2.A.C. Yüksek ısı (high fusing) dental seramikler (1288°C-1371°C)

Yapısı: % 4 Kaolin, % 81 Feldspar, % 15 Silis şeklindedir.

Özellikle suni dişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 2002).

2.1.3.2.B. Kullanım alanlarına göre dental seramikler

1. Hareketli protezlerde kullanılanlar

2. Tek parça jaket kronlar ve inley-onleyler

3. Kaplama seramikleri (Leinfelder ve Lemmons 1988).

2.1.3.2.C. Yapım tekniklerine göre dental seramikler

2.1.3.2.C.A. Metal destekli dental seramikler

2.1.3.2.C.A.A. Döküm metal üzerinde bitirilen dental seramikler

Bu tip seramikler, soy veya soy olmayan metal alaşım sistemlerinin üzerinde fırınlanarak elde edilirler. Metal alaşım ile ısısal olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip seramikler kullanılır. Bu seramikler düşük ısıda eriyen bir cam faz ile yüksek miktarda genleşebilen bir kristal fazdan

oluşur. Kristal faz olan lösit kristalleri cam ile çevrelenmiştir. Lösit, metal-seramik çalışmaları için düzenlenen seramik materyalinin en büyük kristal bileşimidir. Gri veya beyaza yakın bir mineraldir. Dental seramikte lösitin ana maddesi ortoklastır (K_2O- Al_2O_3-$6SiO_2$ veya K-Al-SiO_3O_8). Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan seramik tozlarının cam matriksler; içine kristalin faz olarak % 30-40 oranında lösit ilavesi ile ısısal genleşme katsayıları metal ile uyumlu hale gelmektedir. Bu bileşim ile metali kaplarken seramiğin metalin erime derecesinin altında pişmesi ve metal ile uyumlu ısısal genleşmenin sağlanması iyi bir bağlanma sağlarlar (Zaimoğlu ve Can 2004).

Metal-seramik restorasyonların başarısı, alaşımın ve seramiğin özelliklerine ve arada oluşan bağlantının gücüne bağlıdır. Günümüzde en yaygın sabit restorasyon materyali olarak metal destekli seramikler kullanılmaktadır. Metal-seramik sistemlerindeki metal altyapının ortaya koymuş olduğu direnç üstünlüğü, bu sisteme ait tüm olumsuzlukların üstesinden gelebilecek düzeydedir (O'Brien 1989, Yöndem 2006).

2.1.3.2.C.A.B. Metal yaprak üzerine bitirilen dental seramikler

Metalin laboratuvar maliyetini düşürmek, metal kalınlığını azaltarak optimum estetiği sağlamak ve simantasyon işlemleri sırasında metal seramik bağlantısındaki gerilimleri azaltma amaçlarını hedefleyen bu sistem; 1976'da Mc Lean tarafından geliştirilmiştir. Ancak bu sistemin güçlendirilmiş tam seramik ve metal destekli seramik sistemlerinden düşük kırılma direncinde bulunması ve çok üyeli restorasyonlarda kullanılmaması bazı sınırlamaları beraberinde getirmiştir (Memikoğlu 1997). Metal yaprak üzerine bitirilen kronlar uzun zamandan beri çeşitli formlarda hazırlanmıştır. Fakat bunlar yaygın kullanımda tercih edilmemiştir (Mc Lean ve Odont 2001). Renaissance ve Sunrise bu grubun günümüzde bilinen örnekleridir.

2.1.3.2.C.B. Metal desteksiz dental seramikler

Seramik, düşük çekme direnci ve kırılganlığı sebebiyle kırılmaya karşı direncini arttırmak amacıyla genellikle metal altyapıya bağlanmaktadır. Ancak bu metal altyapı, seramiğin ışık

geçirgenliğini azaltarak ve metal iyon renklenmelerini ortaya çıkararak seramiğin estetiğini etkilemektedir. Ayrıca bazı hastalarda çeşitli metallere hassasiyet ve alerji olabilmektedir. Bu dezavantajlar, materyal ve laboratuvar maliyeti ile birlikte metal seramik sistemlerinin yüksek dayanıklılığı ve hassas uyumunu sağlayan metal desteksiz dental seramik sistemlerinin geliştirilmesine olanak sağlamıştır (Rosenblum ve Schulman 1997, Yöndem 2006).

2.1.3.2.C.B.A. Konvansiyonel feldspatik seramikler

Day materyali üzerine, toz ve likitin karıştırılıp tabakalar halinde uygulanması ile restorasyonun konturlarının verildiği seramiklerdir. Tozlar, değişik ton ve translüsensiye sahiptir. Bu seramiklere örnek olarak Optec HSP, Duceram LFC, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage ve Mirage II verilebilir (Rosenblum ve Schulman 1997, Yöndem 2006).

2.1.3.2.C.B.B. Kor yapısı güçlendirilmiş seramikler

2.1.3.2.C.B.B.A. Alumina kor ile güçlendirilmiş seramikler

Toz şeklinde bulunurlar. Toza su eklenerek elde edilen karışım, day materyali üzerine tabakalar halinde sürülerek restorasyon altyapısı oluşturulur. Tozlar değişik renk ve translüsenslikte bulunur. Bu sistemde kor yapı üzerinde, yüksek oranda alümina içeren dentin ve mine veneer tozları kullanılarak, istenen dayanıklılık ve translüsent özellikte jaket kronlar elde edilir (Mc Lean 1979).

Alumina seramik, oldukça dayanıklı olmasına rağmen, sabit bölümlü protezlerde kullanılabilecek kadar dirençli değildir. Alumina ile güçlendirilmiş seramik sistemi, platin yaprak tekniğinin kullanıldığı bir sistemdir. Kor yapı, düşük ve orta sıcaklıkta eriyen seramikten oluşur (Kedici 2002, Yöndem 2006).

Alumina kor seramiğin, fırınlanması esnasında toplam hacminin % 5–20'si kadar bir büzülme gösterdiği saptanmıştır. Alumina kor seramiğinin fırınlanması esnasında pöröziteden kaçınmak ve dayanıklılığını arttırmak için, nemli olarak çalışılması, çok iyi kondanse edilmesi ve vakumlu ortamda fırınlanması gerekir. Böylece kristallerin cam fazda kimyasal olarak bağlanması

ile dayanıklılık elde edilir (Yüksel ve ark 2000). Hi-Ceram, In-Ceram seramik sistemleri bu gruba örnek olarak verilebilir.

2.1.3.2.C.B.B.B. Magnessia kor materyali ile güçlendirilmiş seramikler

Temel yapısını, ağırlığının % 40–60'ını magnessia ve magnessium oksitin oluşturduğu seramik kor materyalinin ısısal genleşme katsayısı, 13,5 x 10^{-6} °C gibi yüksek bir değerdir. Bu nedenle, metal destekli seramik sistemleriyle kullanılan dentin ve mine seramiği ile birlikte kullanılabilir (Yüksel ve ark 2000, Yöndem 2006).

Magnessia kor materyali, platin folyo tekniğinin bir modifikasyonuyla 2050 ° F (1121.1 ° C)'da pişirilir ve işlem sonunda platin folyo çıkartılarak iç yüzeyin glaze işlemi yapılır. Esneme dayanıklılığı, glaze uygulamasıyla iki katı olabilir. Glaze, daha fazla kristalizasyon için kor materyali ile reaksiyona girerek yüzey pörözitelerini tamamiyle doldurmaya çalışır. Kor yapının dayanıklılığı, vitröz matriksdeki magnessia kristallerinin dağılımı ve matriks içindeki kristalizasyonu ile sağlanmaktadır (Memikoğlu 1997, Yöndem 2006).

2.1.3.2.C.B.B.C. Zirkonyum ile güçlendirilmiş kor materyali

Dental materyal teknolojisindeki gelişmeler, zirkonya bazlı seramiklerin yapımını sağlamıştır (Guazzato ve ark 2004). Kompozisyonundan dolayı kırılma dayanımı çok yüksek olup, sinterize zirkonyanın kırılma dayanımı 1000 MPa'ı aşabilmektedir (Blatz ve ark 2003). Zirkonya seramikler dişhekimliğinde tam seramik kron, implant abutmentı, endodontik post ve ortodontik braket olarak kullanılmaktadır (Blatz ve ark 2003, Luthardt ve ark 2004). Bu tür seramiklere örnek olarak Cercon (Dentsply), Procera AllZirkon (NobelBiocare), DC-Zirkon (DCS Dental AG) ve In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik) verilebilir (Blatz ve ark 2003, Guazzato ve ark 2004).

2.1.3.2.C.B.C. Dökülebilir cam seramikler

Bu sistem, florin içeren tetra-silisik mika kristallerinin cam bir faz içinde kontrollü kristalizasyonu tekniğini esas alan dökülebilir cam seramiklerin üretimidir. Mum uzaklaştırma tekniği ile dökülebilen bu seramik türünün; anterior ve posterior tek kron, inley, onley, faset,

kontur ve oklüzal yüzey restorasyonlarında uygulama alanı vardır. Genellikle tek renkte bulunan bu materyal konvansiyonel feldspatik seramikle kaplanarak, final restorasyonun istenen rengi ve karakterizasyonu sağlanmaktadır (Kedici 2002, Yöndem 2006).

Katı bloklar kor yapımında veya santrifüj ile döküm teknikleri kullanılarak full kontür restorasyonların yapımında kullanılır. Dicor, Cerapearl, CD200, OCC Olympuss seramik sistemleri bu tekniğe örnek olarak verilebilir (Yöndem 2006).

2.1.3.2.C.B.D. Bilgisayar yardımı ile hazırlanan seramikler (CAD/CAM/ Machinable)

Dental seramik üretiminin teknolojik buluşları, tam seramiklerin bilgisayar destekli tasarım ve üretimine [Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture (CAD / CAM)] olanak yaratmış olup; bu teknik ilk kez 1971 yılında Altschuler tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu sistemlerde seramik, bloklar şeklinde bulunmakta, tasarımı ve üretimi bilgisayar sistemleri yardımıyla olduğu gibi kopyalama tekniği ile de elde edilmektedir (Hickel ve ark 1997).

Bu sistem diş kesimlerinin optik görüntülenmesi, görüntünün dijitalize edilmesi ve restorasyonların seramik bloklardan bilgisayar kontrolünde kesilerek hazırlanması esasına dayanır. Tam kronlar, 3/4, 7/8 kronlar, inley, onley dolgular ve fasetler hazırlanabilmektedir (Kedici 2002).

Cerec, Duret, Denzir, Procera, Rekow, Comet, Cicero, Celay seramik sistemleri bu tekniğe örnek olarak gösterilebilir (Yöndem 2006).

2.1.3.2.C.B.E. Isı ve basınç altında şekillendirilen cam seramikler

Bu ürünler katı seramik bloklar şeklinde bulunmaktadır. Bloklar ısıda eritilip, kaybolan mum tekniği kullanılarak hazırlanmış muflada preslenmektedir. Preslenmiş kor, full kontur restorasyon olarak yada konvansiyonel feldspatik restorasyona altyapı olarak kullanılır.

2.1.3.2.C.B.E.A. IPS Empress

Isı ve basınç altında şekillendirilen, yüksek lösit içerikli feldspatik dental seramiktir. Bu materyal kimyasal olarak SiO_2-Al_2O_3-K_2O'den oluşur. Silikat cam matriks hacminin % 30-40'ı kadarını 1-5 μm büyüklüğünde lösit kristalin faz oluşturur ve formülü $KALSi_2O_6$'dır. Materyalin

yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişlerinkine benzer, bükülmeye karşı direnci 120-200 MPa'dır (Holland 1998).

Bu sistemde lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik tabletler, EP500 adı verilen özel fırında 1075°C veya 1180°C'de vizköz alumina özelliğine ulaşır ve kayıp mum tekniği ile elde edilen kalıp içerisindeki boşluğa basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır. İki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte, renksiz seramik kullanılarak yapılan restorasyon, yüzey şekillendirilmesine tabi tutulur. İkinci teknikte, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen restorasyonun son formu, veneer seramik materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir. IPS Empress; inley, onley, veneer seramik ve kron yapımında kullanılmaktadır (Wall ve Cipa 1992, Giordano 1996, Kelly ve ark 1996, Rosenblum ve Schlman 1997, Mc Lean ve Odont 2001).

2.1.3.2.C.B.E.B. IPS Empress 2

IPS Empress 2 sisteminde kor kısım kayıp mum tekniği ile elde edilir. Kor kısmının esas kristalin fazı, lityum disilikattır. Lityum disilikat cam seramik, ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir; ancak bu materyal düşük kimyasal direnci, yetersiz yarı geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikroçatlak oluşumu nedeniyle dişhekimliğinde yerini alamamıştır. 1988 yılında lityum disilikat cam seramik, ısı ve basınç tekniği ile tekrar güncel hale gelmiştir (Heintze 1998).

Materyal kimyasal olarak SiO_2-Li_2O'dan oluşur. Lityum disilikat cam tabletleri; EP 500 adı verilen özel fırında 920°C'de vizköz akma özelliğine ulaşır ve revetman boşluğunun içine yollanır. Lityum cam seramik kor yapı üzerine restorasyonun son şeklini vermek için tabakalama tekniği ile yerleştirilen cam seramik, florapatit yapıdadır. Isısal genleşme katsayıları birbiri ile uyumlu olan lityum disilikat kor yapı ile üzerine pişirilen cam seramik arasında oluşan bağlanmanın güvenilir olduğu gösterilmiştir. IPS Empress ve IPS Empress 2'nin asıl farklılığı materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılardır. Bu kor yapıdaki farklılık, IPS Empress 2'nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress'e göre üç kat arttırmıştır (Heintze 1998).

2.1.3.3. Seramik inley ve onley

Seramik inley tekniği ilk defa 1862'de geliştirilmiştir. Ancak yıllarca diş hekimlerinin bu restorasyon tekniğine ilgisi dalgalanmalar göstermiştir. Seramik fırınlarında ve tozlarındaki gelişmeler, 1871'de Fletcher'in silikat simanları bulması, 1955'de Buonocore'un asit-etch tekniğini geliştirmesi, elastomerik ölçü maddeleri ve cam iyonomer simanlar gibi yeniliklerin hepsi olumlu veya olumsuz yönde seramik inleylerin popülaritesini etkilemiştir. Buna rağmen seramik inleyler hiçbir zaman rutin uygulamaya girmemiştir. Zaman alıcı metodlar ve yapımının pahalı olması bunu engellemiştir. Ayrıca kırılgan yapısı nedeniyle seramikler, tarihsel gelişimi boyunca daha çok ön dişlerde uygulanmıştır. Günümüzde seramik teknolojisinde ulaşılan son nokta; posterior dişlerde, ikiyüzlü kavitelerde seramik inleylerin uygulanmasına olanak sağlamaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

1886'da Land, platin folyoyu direk olarak inley kavitesine yerleştirmiş ve seramiği bunun üzerine fırınlamıştır. Bu teknikte büzülmenin kompanzasyonu için, ikinci kez fırınlamada seramik eklenmesi mümkün olmuştur (Zaimoğlu ve Can 2004).

1930'larda birçok araştırıcı; seramik inley yapımında kavite ölçüsü üzerinde kullanılan platin folyoyu elimine ederek, seramiği direkt revetman model üzerinde pişirme yöntemleri geliştirmişlerdir. Ancak 1966'da değişik refraktör revetman daylar üzerinde direkt olarak pişirilen seramik inleylerin mikroskobik ölçümleri, döküm-altın inleyler ile aynı marjinal ve internal adaptasyona sahip olduğunu göstermiştir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Seramik materyalinin fiziksel özelliklerinin ve dişe bağlanma dirençlerinin artması, arka grup dişlerde inley ve onley tarzı protetik yaklaşımlara imkan sağlamaktadır. Ancak seramiğin kırılgan bir materyal olduğu unutulmamalı ve yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan bölgelerde oluşacak stresleri en aza indirmek için diş preperasyonuna da gerekli özen gösterilmelidir. Preperasyonda yuvarlatılmış dış ve iç duvarlar ve yuvarlatılmış shoulder yada derin chamfer marjinler önerilmektedir. Ve bu marjinler minede bitirilmelidir (Blatz 2002).

Mine ve dentin dokusuna benzer termal ekspansiyon katsayısına sahip olmaları ve biyouyumluluklarından dolayı, inley/onley restorasyon uygulamaları için günümüzde seramikler tavsiye edilmektedir (Öztürk ve ark 2003).

Seramik inleylerin endikasyonları;

-Tüberkül kırığı ve daha önceki restorasyonun düşmesi durumunda,

-Endodontik tedaviyi takiben kronun kısmen kaplanması gerekiyorsa,

-Seramiğin tutunması için yeterli doku olduğunda veya hastanın metalik restarasyon istemediği, estetiğin önemli olduğu durumlardır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Seramik inleylerin kontrendikasyonları;

-Bruksizm gibi kötü okluzal alışkanlıklar, çeneleri sıkma (clenching) alışkanlığına bağlı dişlerde aşırı aşınmanın mevcut olduğu durumlarda,

-Klinik kron boyu kısa ve pulpası geniş dişlerin restore edildiği durumlardır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Çok küçük kaviteler içeren dişlerin direkt kompozit ile restore edilmesi daha uygundur. Seramik materyalin karşıtında yaygın kompozit dolgu mevcut ise, bu materyalde hızlı bir aşınmaya neden olacağı unutulmamalıdır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Seramik inley ve onley restorasyonlar; optimal estetik, biyouyumluluk ve uzun ömürlülük sunarlar. Adeziv bonding ve rezin kompozitlerin tanıtılması ve simantasyonda kullanılması ile birlikte klinik başarı ve kırılma dirençleri önemli derecede artmıştır. Asit-etch tekniği ve silan bağlayıcı ajanların kullanılması feldspatik seramik ile rezin kompozitler arasında yüksek bağlanma sağlamıştır (Blatz 2002). Sunulan yeni jenerasyon bonding sistemleri ile birlikte, prepare edilmiş diş ve seramik sistemler arasında arzu edilen bağlantı elde edilmiştir. Alüminyum veya zirkonyum oksit seramik sistemleri, modifiye edilmiş rezin siman yada diğer siman sistemlerine ihtiyaç duyarlar. Bunun nedeni ise çok az yada hiç silika içermemeleridir (Blatz 2002).

2.2.Yapıştırma Simanları

Yirmi yılı aşkın süredir sabit protetik restorasyonların kullanımının artışına bağlı olarak yapıştırma materyalleri üzerinde yoğunlaşılmaktadır. Simanların farklı fiziksel özellikler göstermesi ve klinik uygulamalarının farklılık göstermesinden dolayı, kompozisyonlarına göre (ANSI /ADA(American National Standarts Institute/American Dental Association)) ve performans kriterleri üzerine çeşitli yeni uluslararası standartlar (International Standart Organization [ISO]) geliştirmiştir (O'Brein 2002).

Restoratif ve yapıştırma uygulamalarında kabul edilebilir performans için, simanın ağız ortamında bozulmaya karşı yeterli dirence sahip olması gereklidir. Siman, mekanik kilitlenme ve adezyon yoluyla arzu edilen güçlü bağlantıyı sağlamalıdır. Restorasyon ile diş arasındaki streslere dirençli olmalı, yüksek gerilme, makaslama ve çekme dayanımı göstermelidir. Yeterli çalışma ve sertleşme zamanı gibi iyi maniplasyon özelliği de başarılı bir kullanım için şarttır. Tüm siman materyalleri biyolojik olarak kabul edilebilir özellikte olmalıdır (O'Brein 2002).

Birçok siman, manuel olarak hazırlanan ve karıştırılan yada kapsül içerisinde önceden hazırlanmış ve mekanik olarak karıştırılan toz ve likitten oluşmaktadır. Son yıllarda 2 pattan oluşacak şekilde bulunmaktadır. Simanlar, içerikleri arasında oluşan kimyasal reaksiyonla (sıklıkla asit-baz reaksiyonu) yada monomer bileşiklerinin polimerizasyonuna bağlı sertleşirler (O'Brein 2002).

Yirminci yüzyılın başlarında çinko oksit-fosforik asit, çinko oksit-ojenol (% 85 karanfil yağı) ve silikat cam-fosforik asit simanlar bulunmuştur. Çinko fosfat, çinko oksit öjenol ve silikat simanlar, yeni simanların geliştirildiği 1970'lere kadar oldukça fazla kullanılmıştır. Özel klinik teknikler ve materyallerin bulunması ve pulpa histopatolojisi üzerinde yeni bilgilerle beraber dentin ara yüzeyine bakteri penetrasyonu içeren marjinal sızıntılar ve restorasyonların tutuculuğu incelenmişitr. Yeni materyallerin mine ve dentini ıslatabilme özelliği ve düşük toksisiteye sebep olması gerektirdiği vurgulanmıştır (O'Brein 2002).

İlk olarak polikarboksilat siman bulunmuş, daha sonra cam iyonomer simanlar ve son zamanlarda da rezin simanlar ve hibrit iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Bu yeni simanlar pulpa üzerine minimal etkileri, benzer dayanım ve çözünme özellikleri ve adeziv karekterleri açısından çinko fosfat simana alternatif olarak kabul edilmiştir (O'Brein 2002).

Akrilik rezinlerin 1950'lerin ortasında geliştirilmesi, polimetilmetakrilatların gelişimine rehberlik etmiştir. Bu materyallerin rutin simantasyonda kullanımlarını sona erdiren; adezyon, sızıntı ve toksik özelliği gibi bazı sınırlamaları vardı. Son 15 yılda polimerize olabilen Bis-GMA ve diğer dimetakrilat monomer simanlar, döküm restorasyonların ve ortodontik braketlerin mineye bağlanması için çeşitli formlarda elde edilebilir hale gelmiştir. Son yıllarda adeziv monomer içeren benzer sistemler, sabit parsiyel protezlerin simantasyonları için piyasaya sürülmüştür (O'Brein 2002).

Simanlar matriks oluşum türlerine göre 5 grupta sınıflandırılırlar. Bunlar;

1. Fosfat esaslı simalar
2. Fenolat esaslı simanlar
3. Polikarboksilat esaslı simanlar
4. Polikarboksilat ve dimetakrilat kombinasyonları
5. Dimetakrilat esaslı simanlar (Polimer esaslı simanlar) (O'Brein 2002).

Sabit protezlerin klinik başarısında simantasyonun önemli bir rolü vardır. Sabit parsiyel protezlerin ve geleneksel kronların başarısızlığında ikincil olarak kron retansiyonunun kaybı rol oynamaktadır (Diaz-Arnold ve ark 1999). Diş preparasyonunda rezistans ve retansiyon formları her ne kadar başlıca öneme sahip olsa da; dental siman, mikrobiyal sızıntıya karşı bir bariyer görevi yapmalı, diş ve restorasyon arasında bağlantı oluşturmalı ve yüzey bağlantılarıyla ikisini bir arada tutmalıdır (Pameijer ve Nilner 1994). Bu bağlantı mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu şeklinde olabilir (Diaz-Arnold ve ark 1999).

İdeal bir dental siman; farklı materyaller arasında dayanıklı bir bağ oluşturmalı, uygun sıkışma ve gerilme kuvvetlerine sahip olmalı, interfasial veya koheziv başarısızlıklar sonucu ortaya çıkan yer değiştirmeyi önlemek amacıyla yeterli dayanıklılığa sahip olmalı, restorasyonu ve dişi ıslatabilmeli, yeterli film kalınlığına ve viskoziteye sahip, oral kavitede çözülmeye karşı dayanıklı, dokuyla uyumlu ve yeterli çalışma zamanına sahip olmalıdır (Smith 1983, Anusavice 1996). Çok çeşitli kullanımlarından dolayı birden fazla tipte simana ihtiyaç duyulmaktadır. Günümüzde ihtiyaç duyulan tüm özellikleri sağlayan siman henüz geliştirilememiştir (O'Brein 2002)

Sabit protezlerde uzun dönem kullanım için uygun olan 5 tip siman vardır. Bunlar; çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer, rezin kompozit ve rezin modifiye veya hibrid cam iyonomer simandır. Bu simanlardan her biri fiziksel ve kimyasal olarak farklıdır (Diaz-Arnold ve ark 1999).

2.2.1. Fosfat esaslı simanlar

2.2.1.1. Çinko fosfat siman

Çinko fosfat siman; % 90 ZnO ve %10 MgO içeren toz ile alüminyum ve çinkodan oluşan % 67'lik fosforik asit içeren likidin karışımıyla oluşur. Bir asit-baz reaksiyonu meydana gelir. Su içeriği % 33 gibi önemli bir değerdir, bu sertleşme reaksiyonunu etkileyen asit iyonizasyonunu kontrol eder. Çinko fosfat simanın film kalınlığı 25-35 μm'dir (Craig 1997).

Doğru karıştırılmış çinko fosfat simanın sıkışma (80-100 MPa) ve gerilme (5-7 MPa) kuvvetleri, çiğneme kaslarının streslerine karşı koyabilir (Diaz-Arnold ve ark 1999). Bu siman 13 GPa olan yüksek elastik modülüsüne sahiptir ve bu da uzun köprülerde veya yüksek çiğneme streslerinde elastik deformasyona karşı koymasına olanak sağlar (Anusavice 1996).

Biyolojik etkisi

Yeni karıştırılmış fosfat simanı oldukça asidiktir ve pH değeri 1 ile 2 arasındadır. 1 saat sonra pH 4 'ün altına düşerken 24 saat sonunda ise pH 6-7 olur. Simantasyon sırasında oluşan hassasiyet, simanın asidik olmasının yanı sıra dentin tübülleri içerisindeki sıvının ozmotik basıncındanda kaynaklanmaktadır. Restorasyonun oturması sırasında oluşan hidrolik basınç

pulpanın hasar görmesine sebep olur. Derin kavitelerde oluşabilecek zararlar, sertleşme zamanının uzun olması nedeniyle pulpanın düşük PH'a maruz kalmasıyla oluşur. Bu durum ise toz/likit oranının yüksek olmasıyla sertleşme zamanı düşürülerek önlenebilir (O'Brein 2002).

2.2.1.2. Modifiye çinko fosfat siman

2.2.1.2.A. Bakır ve gümüş içerikli siman

Siyah bakır içeren siman "cupric oksit" (CuO), kırmızı bakır siman ise "cuprous oksit" (Cu_2O) içermektedir. Karışımları çok fazla asidiktir ve pulpayı normal çinko fosfat simana oranla daha fazla irrite eder. Çözünme ve dayanma kuvveti, fosfat simana göre daha azdır. Bakteriyostatik yada antikaryojenik özelliği çok azdır. Gümüş siman, ise gümüş fosfat gibi belli oranda tuz içermektedir (O'Brein 2002).

2.2.1.3. Florid simanlar

Bazı ortodontik simanlarda kalay (stanous) florür (% 1-% 3) bulunmaktadır. Bu simanlar çinko fosfat simana göre daha fazla çözünürler ve dayanma kuvvetleri daha düşüktür. Bunun nedeni ise yapılarında flor ihtiva etmeleridir. Mine tarafından flor salınımı, minenin çözünmesini önleyici ve çürük önleyici özellik sağlamaktadır (O'Brein 2002).

2.2.1.4. Silika fosfat simanlar

Bu simanlar uzun yıllardır çinko fosfat ve silikat simanın kombinasyonu olarak kullanılırlar. Silikat cam; simanın translüsensini, dayanım kuvvetini ve flor salınımı sağlar (O'Brein 2002). Baskı dayanım kuvveti 140 ile 170 MPa, çekme kuvveti ise 7 MPa'dan düşüktür. Abrazyona karşı direnci çinko fosfat simana göre daha fazladır. 7 gün distile suda bekletildikten sonraki çözünme miktarı ağırlığının % 1'i kadardır. Organik çözücülerde ve ağız ortamında çözünürlüğü ise çinko fosfat simandan daha azdır. Flor salınmasından dolayı antikaryojenik iken cam içeriğinin olmasından dolayı ise fosfat simana göre daha translüsenttir (O'Brein 2002).

Biyolojik etkisi

Karışımın asiditesi ve uzun süren düşük pH'sı (4-5) nedeniyle canlı dişlerde pulpanın korunması gereklidir. Ağız sıvılarıyla teması sonucu flor salınımını ve böylece antikaryojenik aktivasyonu arttırmaktadır (O'Brein 2002).

2.2.2. Fenolat esaslı simanlar

Bu sınıflama içerisinde temel 3 siman bulunmaktadır:

1. Basit çinko oksit ojenol siman
2. Güçlendirilmiş çinko oksit ojenol siman
3. Orto-etoksibenzoik asit (EBA) siman (O'Brein 2002).

2.2.2.1. Çinko oksit öjenol siman

Çinko oksit ve ojenolün temel karışımı, kronların ve geçici kronların geçici yapıştırılmasında, dişlerin geçici restorasyonunda ve derin kavitelerde kaide maddesi olarak kullanılmaktadır (O'Brein 2002). Film kalınlığı ortalama 40 μm'dir (O'Brein 2002). Baskı kuvvetine dayanımı 7-40 MPa ve çekme kuvvetine direnci de baskı kuvvetine dayanımı gibi düşüktür.

Distile su içerisinde 24 saat sonraki çözünürlüğü ağırlığının % 1,5'idir. Sertleşmiş simanda oluşan çinko öjenolat'ın hidrolitik ayrışması sonucu öjenol yapıdan ayrılır. Ağız şartlarında simanın yapısında kolaylıkla bozulma olur (O'Brein 2002). En önemli avantajı; pulpa hassasiyetini önleyici ve azaltıcı etkisidir. Düşük dayanıklılık ve abrazyon direnci ile oral sıvılarda kolay çözünme, bozulma ve düşük antikaryojenik özelliği çinkooksit öjenolün dezavantajlarıdır (O'Brein 2002).

Biyolojik etkisi

Sertleşmiş simanda bulunan öjenol, derin kavitelerde pulpanın hassasiyetini giderici ve irritasyonunu engelleyici etki gösterir. Örtme kapasitesi ve antibakteriyel özelliği pulpa sağlığını

korurken, simanın bağ dokusu ile temasında irritan bir özelliği vardır. Öjenol aynı zamanda allerjen bir maddedir (O'Brein 2002).

2.2.2.2. Güçlendirilmiş çinko oksit öjenol

Kron ve sabit parsiyel protezlerde, kaide maddesi, kavite örtücü ve geçici restoratif materyal olarak kullanılır (O'Brein 2002). Film kalınlığı 35-75 μm arasındadır. Bu simanın en önemli avantajı düşük biyolojik etkisi, final simantasyon için yeterli dayanıklılığa ve örtme özelliğine sahip olmasıdır. Bazı rezin restoratif maddelerde renklenme oluşturması, çinko fosfat simana göre yüksek çözünme ve düşük dayanım kuvvetine sahip olması bu simanın dezavantajlarıdır (O'Brein 2002).

Biyolojik etkisi

Polimerlerle güçlendirilmiş bu simanın biyolojik etkileri çinko oksit öjenolle benzerlik göstermesine rağmen bağ dokusunda farklı enflamasyonlar oluşturur (O'Brein 2002).

2.2.2.3. EBA ve diğer çelat simanlar

Temel çinko oksit siman sistemi güçlendirmek için çok sayıda araştırmacı çinko ve diğer oksitlerle çeşitli çelat ajanların karışımını araştırmışlardır. EBA ihtiva eden siman, yapıştırma ve kaide maddesi olarak kullanılmaktadır (O'Brein 2002). Ayrıca inleylerin, kronların ve sabit parsiyel protezlerin geçici yapıştırılmasında yada kaide maddesi olarak kullanılmaktadır (O'Brein 2002). Film kalınlığı 40 ile 70 μm arasındadır ve daimi restorasyon simantasyonu için uygundur (O'Brein 2002).

En önemli avantajları kolay uygulanması, uzun çalışma zamanı, yeterli derecede akışkan olması ve pulpa irritasyonunun düşük olmasıdr. Dayanıklılık ve film kalınlığı çinko fosfat simanlarla kıyaslanırsa kabul edilebilir miktardadır. Ağız içinde yapısında oluşan hidrolitik bozulma, hassas karışım oranı ve çinko fosfata göre daha az retansiyon sağlaması dezavantajlarıdır (O'Brein 2002).

Biyolojik etkileri

Biyolojik etkileri diğer çinko oksit öjenol simanlar gibidir (O'Brein 2004).

2.2.2.4. Kalsiyum hidroksit siman

Derin kavitelerde kavite örtücü olarak kullanılırlar. Ekspoze olmuş pulpa ve çürük dentin üzerinde tedavi edici oluşu, iyi kapatma özelliği, ince tabakalarda hızlı sertleşmesi ve kolay maniplasyonu avantajları olarak sıralanabilir. Düşük dayanıklılık ve plastik deformasyon sergilemesi, neme maruz kaldığında zayıflaması, marjinal sızıntı oluştuğunda asidik ortamlarda çözünmesi dezavantajları arasındadır (O'Brein 2002). Son yıllarda ışık ile polimerize olabilen kalsiyum hidroksit; bu materyallere alternatif olarak sunulmaktadır (O'Brein 2002).

Biyolojik etkileri

Kalsiyum hidroksit simanların serbest kalsiyum hidroksit bulunduğu ortamda antibakteriyel özelliği çok fazladır ve çürük dentinde remineralizasyon oluşturabilmektedir. Pulpa ekspozunda kullanıldığında dentin köprü formasyonu oluşturur. Ekspoze olmuş pulpa üzerindeki iyileştirici etkisi çinko oksit ojenola göre daha fazladır. Metil metakrilat gibi zararlı ajanların geçişini önleyerek, asidik ortamı nötralize ederek ve geçişini engelleyerek pulpayı koruma özeliğine sahiptir (O'Brein 2002).

2.2.3. Polikarboksilat esaslı simanlar

2.2.3.1. Çinko polikarboksilat siman

Polikarboksilat siman; çinko oksit ve magnezyum oksit tozunun, yüksek moleküler ağırlığa sahip vizköz bir likit olan poliakrilik asit ile asit-baz reaksiyonuna girerek oluşur. Bu siman yüksek basınç altında "tixotropic" veya "pseudoplastic" özellik gösterirler, yani daha akıcı bir hal alırlar. Ancak, film kalınlığında erken ve hızlı bir artış görülmesi uygun şekilde simantasyona engel olabilir (Diaz-Arnold ve ark 1999). Simanda görülen koheziv özelliğinde başarısızlık, film kalınlığının 25 μm'dan kalın olmasından kaynaklanır (Akinmade ve Nicholson 1995, Diaz-Arnold ve ark 1999).

Bu simanların temel avantajları arasında düşük irritasyon oluşturması, diş yapısına ve alaşımlara adezyonu, kolay maniplasyonu, çinko fosfat simana göre çözünürlüğünün az oluşu, film kalınlığı ve dayanıklılığının daha fazla olması sayılabilir. Dezavantajları ise optimum özelliklerin sağlanması için hassas bir maniplasyon gerektirmesi, düşük çekme kuvvetine sahip ve çinko fosfat simana göre yüksek viskoelastisiteye sahip olması, adezyon için kuru ve temiz yüzey gerektirmesidir (O'Brein 2002).

Biyolojik etkileri

Bazı formları kalay florür içerir, ancak cam iyonomere göre flor salınımları daha düşüktür (Diaz-Arnold ve ark 1999). Belki de en önemli klinik yararı; pulpa ile olan biyouyumluluğudur, bu da karıştırma sonrası aniden meydana gelen pH yükselmesi ve büyük poliakrilik asit moleküllerinin dentin tübüllerine penetre olamaması sonucu oluşur (Anusavice 1996).

2.2.4. Polikarboksilat ve dimetakrilat kombinasyonları

2.2.4.1. Cam iyonomer siman

Cam iyonomer siman; aluminyum florosilikat cam partiküllerinin, itakonik ve trikarboksilik içeren zayıf polialkenoik asit kopolimerleri olan likitle asit-baz reaksiyonuna girmesiyle oluşur. Bu asitler toz partiküllerinin içerisinde mevcut olabilirler ve karıştırma anında sadece su eklenip asitin ortaya çıkması sağlanabilir (Diaz-Arnold ve ark 1999). Film kalınlığı ise 25-35 µm'dir. Cam iyonomerin sıkışma kuvveti polikarboksilat ve çinko fosfata göre daha yüksektir. Ancak çinko fosfata göre diğerlerinin elastik modülüsü daha düşüktür; bu nedenle yüksek çiğneme streslerinin oluştuğu bölgelerde elastik deformasyon riski diğerlerinde daha yüksektir (Anusavice 1996).

Bu simanın en büyük dezavantajı; neme olan hassasiyeti ve sertleşme aşamasında su ile temasa geçmesi halinde sonradan ortaya çıkan çözünme aşamasıdır (Diaz-Arnold ve ark 1999). Su ve tükrükle erken temas, çinko fosfatın ve cam iyonemerin son sertliğinde önemli derecede düşüşe yol açar (Mojon ve ark 1996). Eğer restorasyonun marjinal adaptasyonu zayıfsa, su emilimi ve çözünme sonucunda restorasyon yerinden çıkacaktır. Kron simante edildikten sonra marjinlere

hava geçişini önleyici madde uygulanması, sertleşmemiş simanın nemden korunmasını sağlayacaktır (Ogimoto ve Ogawa 1997). Siman ayrıca dehidratasyona karşı dayanıksızdır (Hornsby 1980). Mikro çatlaklar in vitro çalışmalarda simantasyon sonrası ve dişler tamamen kurutulmadığı zaman görülmektedir. Bu çatlakların sertleşme anında simanın su absorbe etmesiyle ortaya çıkan stres konsantrasyonuna bağlı olarak oluştuğu düşünülmektedir (Mitchell ve ark 1995).

Biyolojik etkisi

Cam iyonomerde ilk anda meydana gelen pH düşmesi özellikle simantasyon sonrası meydana gelen hassasiyetin sebebidir (Diaz-Arnold ve ark 1999). Pulpal yaralanma ve simantasyon sonrası oluşan hassasiyetin birçok nedeni vardır. Bu nedenler kavite preperasyonu esnasında meydana gelen irritasyon, ince siman karışımı ve mikro sızıntıdan dolayı oluşur (Pameijer ve Nilner 1994, McComb 1996). Klinik çalışmalar sonucunda çinko fosfat ve cam iyonomer kullanımıyla minimal postoperatif hassasiyet oluştuğu görülmüştür (Jokstad ve Mjor 1996, Kern ve ark 1996).

2.2.4.2. Rezin modifiye cam iyonomer siman

Bu siman metal poliakrilat tuzu ve polimerinin karışımı ile meydana gelmektedir. Floroaluminosilikat cam tozu ve metakrilat grubu ile modifiye edilmiş polialkenik asitin asit-baz reaksiyonuna girmesiyle oluşur. Metakrilat gruplarının polimerizasyonu ışınla veya kimyasal olarak sağlanır (Wilson 1990). Kimyasından dolayı bu simanlara rezin-modifiye veya hibrid cam iyonomerler denilmektedir (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Rezin iyonomerlerin en önemli dezavantajı poly-HEMA'nın hidrofilik yapısından dolayı artan su emilimi, artan plastisitesi ve hidroskopik genleşmesidir. Her ne kadar su emilimi polimerizasyon büzülmesi streslerini kompanse edebilse de, devam eden su absorbsiyonunun zararlı etkileri olacaktır (Yap 1996, Kanchanavasita 1997, Diaz-Arnold ve ark 1999). Boyutsal değişimleri bu simanların tüm seramik feldspatik tip restorasyonlarda kullanımını kontraendike hale getirmiştir (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Biyolojik etkisi

Likit kısmında bulunan serbest monomerlerden dolayı rezin iyonomerlerde biyouyumluluk sorunludur. Dimetakrilat bazı kişilerde alerjik reaksiyonlar gösterebilir, bu nedenle dikkatli karıştırılmalıdır (3M Dental Products 1994, Ivoclar. Variolink II scientific documentation. Amherst 1997).

2.2.5. Polimer esaslı simanlar

2.2.5.1. Metil metakrilat esaslı olanlar

2.2.5.1.A. Akrilik rezin simanlar

Akrilik rezinler, restorasyonların yüzey kaplamalarının ve geçici kronların yapıştırılmasında kullanılırlar (O'Brein 2002).

Monomerler polimer partiküllerini çözer, yumuşatarak amin ve peroksit interaksiyonu sonucu serbest radikallerin oluşması ile polimerizasyon başlar ve oluşur. Sertleşmiş kütlede, yeni polimer matriksi ve çözünmemiş ancak likiti absorbe etmiş polimer granülleri vardır (O'Brein 2002).

Diğer simanlara göre daha kuvvetli ve daha az çözünür; ancak düşük sertliğe ve viskoelastik özelliğe sahiptir. Nemli yüzeylerde yapışma özelliği zayıf olmasından dolayı marjinal sızıntıya sebep olmaktadır. Ancak diğer simanlara göre polikarbonat kronlara ve rezin yüzey kaplamalara daha iyi yapışırlar (O'Brein 2002).

Biyolojik etkileri

Akrilik rezin maddelerin pulpa reaksiyonuna sebep olmaları nedeniyle pulpa koruması gerekmektedir (O'Brein 2002).

2.2.5.1.B. Adeziv rezin simanlar

Adeziv rezin simanların yapısına 4-metiloksi etil trimelletik anhidrid (4-META) adezyon geliştirici olarak karıştırılır. Bunlara ilaveten, dentine kimyasal olarak yapışmayı sağladığı düşünülen tribütil boron ilave edilir. Bu materyaller özellikle de soy metal alaşımdan yapılan sabit

protezler ve amalgamın dentine ve kompozite tutunması amacıyla da kullanılmaktadır (O'Brein 2002). Makaslama direnci, amalgamda dentine bağlanma kuvvetine göre diğer rezinlerle kıyaslandığında daha düşüktür. Fiziksel özellikleri yük altında yüksek deformasyon göstermesi açısından akrilik rezinlere benzemektedir. Bu unsurlara rağmen sabit restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadırlar. Ancak uzun dönem takibini içeren klinik çalışmalar çok azdır (O'Brein 2002).

2.2.5.2. Dimetakrilat simanlar (Rezin siman)

Rezin simanlar Bis-GMA resin ve diğer metakrilatları içeren bir siman türüdür. Farklı renk tonlarına, opasiteye sahiptir ve kimyaları birçok dental ürünle yapışmalarına izin verir (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Rezin simanlar seramik restorasyonların adeziv yapıştırmasında kullanılmak için seçilen materyallerdir (Kramer ve ark 2000). Rezin simanlarda içerik ve karakteristik özellik açısından restoratif kompozitlere benzerler ve organik matriks içerisine gömülmüş inorganik dolduruculardan oluşurlar (örn: Bis-GMA, TEGDMA, UDMA) (Kramer ve ark 2000).

Rezin simanlar doldurucu tiplerine göre mikro dolduruculu ve hibrit dolduruculu sistemler olarak ayrılmaktadırlar. Yapı olarak kompozit rezinler gibi organik polimer faz, inorganik faz ve ara faz olmak üzere üç ayrı fazdan oluşmaktadırlar (Zaimoğlu ve Can, 2004).

Rezinin mineye adezyonu, mikromekanik olarak hidroksiapatit kristallerinde ve asitlenmiş mine yüzeyinde oluşur. Dentine adezyonu biraz daha komplekstir. Adezyon, asitlenmiş dentinde ortaya çıkan demineralize apatit tabakanın üstünde yer alan kollojen tabakaya hidrofilik monomerlerin penetrasyonu ile oluşur (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Dentin adezyonu, asitlenmiş dentine rezinin infiltrasyonuyla oluşur. Hibrit tabakasının altında bulunan demineralize dentinde mikromekanik olarak bir adezyon sağlanır (Nakabayashi ve 1982, Diaz-Arnold ve ark 1999). Rezinin dentine adezyonu birkaç aşamada gerçekleşir; smear tabakasının uzaklaştırılması için asitin uygulanması ile başlar, tübüllerin açılıp genişlemesi ve

dentinin 2-5 µm arası demineralize olmasıyla devam eder. Asit, dentinin matriksinde bulunan kollajen fibrilleri saran apatit minerallerini çözer ve ortamdan uzaklaştırır ve kollojen fiberlerinin etrafında 20-30 nm'lik kanallar açar. Bu kanallar, hidrofilik adeziv monomerler için bir mekanik retansiyon alanları haline gelir (Vargas ve ark 1997). 15 sn boyunca asidin uygulanması ile yaklaşık 2-5 µm arasındaki bir bölge elde edilebilir. Daha uzun süre asit uygulanması daha derin demineralize bölgeler oluşturacak, bu da sonraki aşamada rezin infiltrasyonuna engel olacaktır (Sano ve ark 1994, Diaz-Arnold ve ark 1999). Eğer asit kollajen bölgelere etki etmezse, demineralize bölgelerin altında kalan kollajenler korumasız kalacak ve ileride hidrolize uğrayıp bozulacaktır. Demineralizasyondan sonra HEMA gibi bir ıslatma ajanı yani primer uygulanır. Bu ajan 2 fonksiyonludur; dentine bağlanmak için hidrofilik, adhezive bağlanmak için ise hidrofobik bir özellik gösterir. Primer, dentini ıslatmak için birkaç tabaka halinde uygulanır. Primerin birkaç tabaka halinde uygulanmasıyla, nemli dentindeki su ile rezin monomerlerinin yer değiştirmesi ve adezivin dentin tübüllerine taşınması sağlanır (Tay ve ark 1996). Kollajen yapılara zarar vermemek için primer dikkatlice kurutulur, böylece organik çözücüler ve su ortamdan uzaklaştırılıp rezin ve primerin direkt teması sağlanır. Daha sonra rezin, primer uygulanmış yüzeye uygulanır, bunun sonucunda demineralize dentin stabilize edilir ve dentin tübüllerine penetre olması sağlanır (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Tüm rezin kompozitlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesi, dentin bonding ajanlarıyla bir miktar kompanze edilmeye çalışılır. Her ne kadar döküm restorasyonlarda rezin adeziv kontraksiyonu olmasa da; simanda büzülmeyle meydana gelen stresler simanın tipi, kalınlığı ve kavite geometrisiyle değişmektedir (Feilzer ve ark 1989, Diaz-Arnold ve ark 1999). Bu stresler, siman ve diş arasındaki aralığın belirlenmesinde rol oynayabilir. Eğer bağlantı polimerizasyon büzülmesinin üstesinden gelebilirse, adezyon ince rezin tabakasıyla sağlanır (Alster ve ark 1995). Yeni jenerasyon bonding rezin kompozit simanların ajanlar ile dentinde bağlanma gücünün arttığı yapılan çalışmalarda görülmüştür (Sorensen ve Munksgaard 1996 a,

Sorensen ve Munksgaard 1996 b). Her ne kadar bu tip simanlarda adezyonu sağlamada polimerizasyon büzülmesi bir engel teşkil etse de, ideal olmayan açılara sahip kısa kronlu preperasyonlarda bu adezyon yeterli olacaktır (El-Mowafy ve ark 1996).

2.2.5.2.A. Kimyasal polimerize olan rezin simanlar

Kimyasal yolla polimerize olan sistemler amin ve peroksit olmak üzere iki pasta içerirler. Patların karıştırılması ile polimerizasyon reaksiyonu başlar. Reaksiyonu başlatan tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülmektedir. Ayrıca çalışma sürelerinin kısa olması da bir dezavantajdır. Ancak kullanımları restorasyonun kalınlığı ile sınırlı değildir. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların çoğunun sadece birkaç renk seçeneği vardır. Bu yüzden diş ve materyal kombinasyonunun siman ile renginin değiştirilmesi düşünüldüğü translusent, metal altyapısız restorasyonlar için uygun değildir. Ancak daha büyük streslere maruz kalacak restorasyonlar için kimyasal olarak sertleşen ve stresleri dağıtan simanların kullanılması akıllıca olmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Kimyasal olarak polimerize olan bu simanlar;

- Metal destekli sabit protezlerin

- Adeziv köprülerin

- Postların

- Işık penetrasyonuna izin vermeyen yapıya sahip seramik kronların

-Diş-siman arayüzeyine yeterli ışık transferini engelleyen koyu renkli kronların yapıştırılması için uygundur (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.2.5.2.B. Işık ile polimerize olan rezin simanlar

Işık ile polimerize olan rezin simanlarda, polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık ortalama 420-450 nm dalga boyundadır. Bu simanlar, görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1.5-2 mm'den az olan ve translusent yapıdaki seramik veya kompozit laminate'lerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Bu simanlar, kimyasal ve dual olarak sertleşen bazı simanlar gibi zamanla renk değişimi göstermezler. Çalışma süreleri, kronun yerleştirilmesi ve taşan simanın temizlenmesi için uygundur. Farklı opasite ve renk seçeneklerine sahip olmaları estetik yönden başarıyı arttırmıştır. Işık ile polimerize olan simanların çoğu dual sertleşen katalist ilavesiyle dual olarak polimerize olmaktadırlar (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.2.5.2.C. Hem ışık hem kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar (dual polimerize siman)

Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanlar (dual polimerze simanlar), çevre dokuların veya alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak (bukalemun etkisi) ve restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde genellikle translüsent yapıdadırlar. Bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translüsent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm'den fazla olan) restorasyonlarda kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Dual polimerize rezin simanların kimyasal aktivasyonlarının etkinliği yetersiz olduğundan, uygun ışık aktivasyonu materyalin tamamen polimerize olması için çok önemlidir. Dual polimerize olan simanlar:

- Seramik inley ve onley restorasyonların,

- Tam seramik kronların yapıştırılmasında kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Bu simanlar ana madde ve katalizör karıştırılmasıyla kimyasal olarak, ışık uygulandığında ise ışık ile polimerize olmaktadırlar.

Araştırmalar dual polimerize olan simanlarda ışığın ulaşamadığı bölgelerin, hiçbir zaman kimyasal sertleşen simanlardaki kadar tam sertliğe ulaşamadığını göstermiştir. Bu yüzden tüm siman tabakası boyunca sertleşmenin tamamen sağlanabilmesi için kimyasal olarak polimerize olan simanların kullanılması önerilmiştir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Bir inley restorasyonun simantasyonu sırasında; simanın ışık kaynağına yakın olan yüzeyi dual simanın hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşme özelliğinden, kavitenin gingival tabanındaki kısımlarının polimerizasyonu ise polimerizasyon sisteminin daha çok kimyasal sertleşen komponentine bağlıdır. Maksimum sertliğe ulaşmada, dual sertleşen simanlar için kimyasal sertleşme tek başına yetersizdir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Dual polimerize rezin simanların avantajları:

- Çok çeşitli yüzeylere yapışabilme yetenekleri vardır.

- Yüksek dayanıklılığa sahiptirler.

- Ağız ortamında düşük çözünürlük gösterirler.

- Farklı renk ve opasite seçeneklerine sahiptirler.

-Optimal retansiyon ve direnç formunun sağlanamadığı vakalarda başarıyla kullanılabilirler.

- Bazı rezin simanların "yiterbiyum trifloride" içeriklerine bağlı olarak flor salma özelliği vardır.

Seramiklerin altında kullanıldıklarında seramiğin kırılma direncini arttırırlar. Rezin simanların adeziv özellikleri daha konservatif preparasyon şekillerine izin verir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Dual polimerize rezin simanların dezavantajları ise;

- Çok dikkatli ve hassas bir çalışma gerektirirler. İyi bir bağlantı dayanıklılığı elde etmek ve mikrosızıntıyı önlemek için diş yüzeyinin kontaminasyonuna engel olmak gerekmektedir.

- Geleneksel simanlara göre film kalınlığı fazladır.

- Simantasyon sırasında taşan simanın temizlenmesi zordur.

- Mikrosızıntı ve pulpa hassasiyeti oluşturma olasılıkları vardır.

- Polimerizasyonları oksijen ile inhibe olmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Mevcut rezin simanlar, oksijen varlığında polimerize olamamaktadırlar, bu durum özellikle restorasyon kenarlarında çok önemlidir. Polimerize olmayan kısımlar yapışkan, sertleşmemiş bir tabaka olarak göze çarpmaktadır. Eğer siman sertleşmeden önce temizlenirse, restorasyon ile diş arasında marjinal bölgede açıklık kalmasına, postoperatif hassasiyete ve devamında da çürük oluşmasına neden olabilmektedir. Bununla birlikte, simanın tamamen sertleşmesine izin verilirse, frez yardımı olmadan temizlenmesi hemen hemen imkansızdır. Bu yüzden restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar (örneğin oxyguard) marjinal bölgeye derhal yerleştirilmelidir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Işıkla sertleşen rezin materyallerinde polimere dönüşüm derecesi % 55- 80 arasında iken, bu oran oksijen inhibisyon tabakası varlığında % 35'e düşmekte ve bunun sonucu olarak reaksiyona girmemiş monomer miktarı % 65'e çıkmaktadır. Karbon-karbon çift bağ dönüşüm derecesi; ışık kaynağının tipine, uygulama zamanına, ışığın yoğunluğuna ve rezin materyalinin derinliği gibi bazı faktörlere bağlıdır (Kömürcüoğlu ve ark 2005).

Rezin simanlar ayrıca kumlanmış metal yüzeylerinde de mikromekanik retansiyon ile iyi bir bağlanma gücü sağlarlar. 4-META rezin simanlar, metal yüzeyinde bulunan oksit tabakasına olan kimyasal etkileşimi ile güçlü bir adezyon gösterirler (Watanabe ve ark 1988, Aquilino ve ark 1991). Soy metallerin yüzey alanını artırmak için yüzeyi kalayla kaplanabilir ve kalay oksit tabakasıyla kimyasal bir bağ sağlanabilir (Imbery ve Davis 1993, Gates ve ark 1993, Stokholm ve ark 1996).

Birçok rezin siman ağırlık olarak % 50-% 70 cam veya silikadan oluşur (Jacobsen ve Rees 1992). Yüksek sıkışma ve gerilme dayanımı gösterirler ve ağız sıvılarında çözünmezler (Aquilino ve ark 1991, Aquilino 1996, Diaz-Arnold ve ark 1999). Ayrıca içerisinde bulunan doldurucular (filler) sayesinde marjinal aşınmaya karşı cam iyonomer ve hibrid rezinlere göre daha dirençlidirler (Shinkai ve ark 1995, Diaz-Arnold ve ark 1999). Ancak yoğun doldurucu içermeleri rezinin viskozitesini artırır bu da akıcılığında azalmasına ve film kalınlığının artmasına neden olur.

Yapılan çalışmalarda rezin simanla yapıştırılan restorasyonlar incelenmiş ve siman kalınlığının diğer siman çeşitlerine göre daha fazla olduğu görülmüştür (White 1992, White ve Kipnis 1993, Diaz-Arnold ve ark 1999). Siman kalınlığı elektrolizle veya ultrasonik aletler kullanılarak inceltilebilir (Yu 1995, Diaz-Arnold ve ark 1999). Ancak polikarboksilat simanlarda olduğu gibi film kalınlığının artmasıyla bağlanma kuvvetinin de arttığı görülmüştür (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Bazı rezin kompozitler Yterbium triflorid içerirler ve bir miktar florid salınımı yapabilirler. Diğer türleri de barium florosilikat filler içerirler ve daha fazla florid salınımı yaparlar (Burgess ve 1996 ark, Ivoclar. Variolink II scientific documentation. Amherst 1997). Buradan simanların kariostatik oldukları söylenebilir (Retief ve ark 1984, Wesenberg ve Hals 1990). Ancak hala kesin olarak klinik değeri bilinmemektedir (McMillen ve ark 1996) ve kariostatik oldukları klinik olarak ispat edilememiştir (Erickson ve Glasspoole 1995).

Birçok materyale uyumu, yüksek direnci, ağız içinde çözünmemesi ve renk seçimi yapılabilmesi açısından rezin kompozitler; rezin kompozit inley ve onleylerde, veneerlerde, kronlarda, sabit parsiyel protezlerde ve yeni geliştirilen fiberle güçlendirilen kompozitler ile birlikte uygulanmasında iyi bir seçenektir. Kimyasal olarak polimerize olan rezin kompozitlerin Maryland tipi sabit bölümlü protezlerde kullanımı uygundur. Soy metallerde de ancak kalayla kaplandığı zaman kullanılabilirler. Özellikle preparasyonun direnç ve tutuculuğunun yetersiz olduğu sabit protez uygulamalarında rezin siman kullanımı yararlı olacaktır. Ancak kullanımında birçok basamak vardır ve teknik hassasiyet gerektirir (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Kompozit rezin simanların en önemli basamaklarından biride adeziv sistemlerin uygulanması işlemidir. Adeziv sistemler 6 nesil olarak sınıflandırılmıştır.

2.2.5.2.C.A.I. Nesil Adeziv Sistemler

I. Nesil Adeziv Sistemler, N-phenylglycine glycidyl methacrylate polyurethane (NPG-GMA) ve cyanoacrylate içeririler. Bu sistemlerde smear tabakası göz ardı edilmiştir. NPG-GMA

içerikli bağlayıcı ajana bir örnek olarak 1965 yılında kullanıma sunulan 'S.S. White's Cervident' verilebilir (Ülker 2006).

2.2.5.2.C.B.II. Nesil Adeziv Sistemler

Bu sisteme sahip ürünlerin birçoğu 1970'lerin sonları ve 1980'lerin başlarında kullanıma sunulmuştur. Genellikle birinci nesil sistemlerden daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Ülker 2006).

Üç tip ikinci nesil ürün vardır 1) % 25'lik sitrik asit ile dentin tübüllerini asitleyen ve ardından etilmetakrilat ile dentin tübüllerine mikromekanik bağlanmayı sağlayan sistem. 2) Fosfat ester dentin bonding sistemler: Polimerize olabilen fosfat grupları ilaveli Bis-GMA rezinleri kullanılmıştır. Bağlayıcı ajan molekülünün fosfat grubu dişin Ca^{++} iyonları ile bağlanırken, molekülün metakrilat sonu da kompozit rezin ile bağlanmaktadır. 3) Polyurethane dentin bonding sistemler: Dentindeki karboksil, amino ve hidroksil grupları ile bağlanabilen polyurethane polimerin isocyanate gruplarını içermektedir (Ülker 2006).

Smear tabakasının iç yapısını oluşturan materyallerin birbirine zayıf bağlanması ve smear tabakasının altındaki dentine zayıf bağlanması yüzünden bu sistemlerin dentine bağlantısı sınırlı olmuştur (Kugel ve Ferrari 2000, Ülker M 2006). Ağız ortamında hidrolize olmaları ve dentin-sement marjinlerinde mikrosızıntıyı önleyememeleri başarısızlıklarındaki diğer faktörlerdir (Crispin 1994, Ülker 2006).

2.2.5.2.C.C.III. Nesil Adeziv Sistemler

Smear tabakasını değiştirebilen yada kaldıran sistemlerdir (Yoshiyama ve ark 1996, Ülker 2006). Kimyası ikinci nesilden çok farklıdır. Asit, primer ve adeziv' den oluşan çok basamaklı uygulamalar içermektedir. Adeziv sistemin uygulanmasından önce dentine asitleme işlemi uygulanır. Kullanılan asitler smear tabakasını ya modifiye eder yada tamamen kaldırır. Daha sonra

hidrofilik primer ve bonding sistem uygulanır (Ülker 2006). Rezin simanlardan III. Nesil Adeziv sistem kullananlara Variolink II ve Resilute örnek verilebilir.

2.2.5.2.C.D.IV. ve V. ve VI. Nesil Adeziv Sistemler

Dördüncü nesil adeziv sistemleri öncekilerden ayıran en önemli kıstas, dentine bağlanma dayanımlarının neredeyse mineye bağlanma dayanımları kadar güçlü olması ve nemli dentine güçlü bir şekilde bağlanabilmeleridir (Ülker 2006). Bir diğer kıstas da farklı dokulara bağlanabilmeleridir (mine, dentin, porselen, metal, amalgam). Adeziv sistemlerin kompozit rezini metale bağlayabildiği birçok araştırıcı tarafından gösterilmiştir (Leinfelder 1994, Ülker 2006). Bu rezin simanlara örnek ise Panavia F' dir.

Beşinci nesil bonding sistemler esas olarak tek basamaklı veya tek şişe ürünler olmaları ile diğerlerinden ayırt edilir. Aslında bu ürünler iki basamakta uygulanır; diş dokusuna önce % 34–37,5'luk fosforik asit, daha sonra dentin bonding ajan uygulanır. Bu sistemin getirdiği yenilik, primer ve adeziv rezinin tek şişede birleştirilmiş olmasıdır. Asitleme ve primerleme işlemlerini aynı anda yapabilen self-etch adezivler de beşinci nesil içerisinde anılır (Ülker 2006). Rely X ARC, C&B SuperBond beşinci nesil adeziv sistemleri kullanan rezin simanlara örnek verilebilir.

Son zamanlarda altıncı nesil adeziv sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerin esas özelliği tek bir solüsyon ile mine ve dentine etkin bağlanma sağlayabilmeleridir. Bu sistemler tek şişe sistemlerdir (Ülker 2006). Bu sistemlere örnek olarak ise Rely X Unicem verilebilir.

2.3. Polimerler ve Polimerizasyon

Diş hekimliğinde polimerler birçok alanda kullanılmaktadırlar. En çok kullanılan ölçü maddeleri (aljinatlar, polieterler, polisülfitler, ve silikonlar) polimer yapıdadır. Seramik doldurucu polimerik matriksler, özellikle anterior estetik restoratif materyallerde kullanılmaktadırlar. Diğer kullanım alanları ise protez dişleri, die materyali, geçici kronlar,

endodontik dolgu maddeleri, doku düzenleyiciler, pit ve fissür örtücüleri'dir. Ancak polimerlerin en çok kullanıldığı alanlar total ve parsiyel protezlerdir (O'Brein 2002).

Polimer (makromolekül), basit ve tekrarlayan birimlerden oluşmuş büyük moleküllerdir. Polimeri elde etmek için başlangıçta kullanılan küçük moleküllü organik maddelere de monomer adı verilir. Monomerler ise polimerleri oluşturan yapılardır ve monomerlerden polimer oluşması işlemine de "polimerizasyon" denilir. Monomerler çeşitlerine göre polimerler, homopolimerler ve kopolimerler olmak üzere ikiye ayrılırlar. Homopolimerler, tek bir cins momomerin birleşmesiyle elde edilien polimerlerdir. Kopolimerler ise iki yada daha fazla cinsten monomerin birleşmesiyle elde edilen polimerlerdir. Polimer içerisinde tekrarlayan birim sayısına "polimerizasyon derecesi" adı verilir. Polimerin molekül ağırlığı, tekrarlayan birimin molekül ağırlığıyla polimerizasyon derecesinin çarpımından hesaplanabilir (Hazer 1993).

Polimerlerin 3 çeşit uzaysal yapıları bulunmaktadır. Bunlar çizgisel, dallanmış ve çapraz bağlantılı yapılardır. Çizgisel ve dallanmış yapılar birbirinden farklı olmasına rağmen atomlar birbirine zayıf fiziksel bağlarla bağlanmışlardır. Isıtıldıklarında zayıf bağlar kopar ve yumuşak materyaller oluşur. Soğutulduğunda ise bağlar tekrar oluşur ve sertleşme olur. Bu özelliğe sahip olan materyallere termoplastik materyaller adı verilir. Çapraz bağlantılı yapılar ise kovalent bağlarla bağlanmış atomların bir ağ yapısı oluşturması sonucu oluşur (O'Brein 2002).

Polimerizasyon derecesi, zincirin kimyasal kompozisyonu ve polimer zincirleri arasındaki çapraz bağlantılar yada dallanmaların sayısı, polimerlerin özelliklerine etki etmektedir. Genel olarak, uzun zincirler ve yüksek molekül ağırlığı; polimerlerin dayanıklılığını, sertliğini, bükülmezliğini ve yükselen kırılganlığı ile krep direncini arttırmaktadır. Polimerlerdeki kristalin miktarındaki artış polimerin dayanıklılığını, sertliğini artırır ve su emilimini azaltır. Bu maddelerin bulunduğu polimerler şekilsiz polimer zincirlerine sahiptir. Şekilsiz zincirlere sahip olan ve kırılgan yapıdaki polimerlere camsı polimerler adı verilir. Polimerler içerisinde bulunan yada eklenen plastizer maddeler polimeri esnek hale getirir (O'Brein 2002).

Rezin kompozitlerdeki polimerik matriksi oluşturan monomerlerin polimerizasyonu, benzoil veya lauril peroksit, tersiyer aminler veya kamforkinon gibi çeşitli reaksiyon başlatıcı kimyasal sayesinde olmaktadır (Ferracane 1994, Hickle ve ark 1998, Kömürcüoğlu 2002).

Rezin esaslı materyallerde oluşan karbon çift bağlarının (C=C) karbon tek bağlarına (C-C) çevrilme oranına, "dönüşüm oranı" (DC: degree of conversion) adı verilmektedir. Dönüşüm oranı, çapraz bağlanma oranı demek değildir. Monomerin esnekliği arttıkça dönüşüm oranı da artmaktadır (Yoshida ve Greener 1994, Peutzfeldt 1997, Kömürcüoğlu 2002). Yüksek oranda çapraz bağlı polimer ağının oluşumu sırasında oluşan jel yapı nedeniyle moleküler mobilite gittikçe azaldığından, polimerizasyon hızı da büyük oranda düşmektedir ve bütün çift bağlar reaksiyona girmeden önce reaksiyon durmaktadır (Ferracane 1994, Peutzfeldt 1997, Elliot 2001, Kömürcüoğlu 2002). Bu yüzden monomerlerin yada oligomerlerin serbest radikal polimerizasyonu bütün çift bağların reaksiyona girmesi ile sonuçlanmaz. Reaksiyona girmiş çift bağların yüzdesi ışıkla aktive olan sistemlerde % 55- 80 arasında değişmektedir (Ferracane 1994, Peutzfeldt 1997, Kömürcüoğlu 2002).

Çift bağların dönüşümünü, yani kalan artık monomer miktarını, rezinin kompozisyonu, örneğin geometrisi, ışıkla aktive olan başlatıcıların konsantrasyonu, ışığın yoğunluğu ve süresi, ortamın ısısı, ortamdaki oksijenin varlığı gibi bazı faktörler etkilemektedir (Stansbury ve Dickens 2001, Kömürcüoğlu 2002).

Oksijenin varlığında serbest radikaller oksijenle reaksiyona girmeye daha eğimli olduğundan oksijenle reaksiyona girerek oda sıcaklığında reaktif olamayan peroksi radikalleri oluştururlar. Sonuç olarak polimerizasyon olmaz ve monomerler reaksiyona girmemiş halde kalırlar. Bu olaya polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu, yüzeyde oluşan tabakaya da oksijen inhibisyon tabakası adı verilir (Rueggeberg ve Margeson 1990). Bu oran yüzeydeki oksijenle inhibe olmuş tabakada % 35' e kadar düşmektedir (Ferracane 1994). Rezin simanların polimerizasyonunu takiben kavite kenarlarında oksijen ile temas eden alanlarda bu tabaka meydana

gelmektedir. Oksijen inhibisyon tabakasının uzaklaştırılması gerekmektedir. Uzaklaştırılmadığı takdirde artık monomer salınımı meydana gelmektedir. Rezinlerden artık monomer salınımı ayrıca zaman içerisinde materyal yüzeyinde ve iç yapısında zamana bağlı bozulma oldukça gerçekleşmektedir (Hanks ve ark 1992).

Monomer üzerindeki iki çift bağın reaksiyona girmemiş olduğu durumda, bu bağlara "monomerik çift bağlar" denir. Polimer ağına dahil olmuş monomerlerin üzerinde kalmış olan çift bağlar ise "pendant çift bağlar" olarak adlandırılmaktadır (Ferracane 1994, Eliot ve 2001, Kömürcüoğlu 2002)

İlave reaksiyonlu ve kondensasyon reaksiyonlu olmak üzere iki tip polimerizasyon mekanizması vardır. İlave reaksiyonlu polimerizasyonunda, polimerizasyon sonrası herhangi bir yan ürün açığa çıkmaz iken, kondensasyon polimerizasyonunda su yada alkol gibi yan ürünler ortaya çıkar (O'Brein 2002).

Rezin simanlar ve PMMA maddeleri ilave reaksiyonlu polimerizasyona, bazı silikon ölçü maddeleride kondenzasyon tipi polimerizasyon mekanizmasına örnek teşkil ederler (O'Brein 2002).

2.4. Biyouyumluluk

Zarara uğramış dokuları yerine koymak yada tamir etmek amacıyla implante edilmek için dizayn edilmiş materyale "biyomateryal" denir. Biyomateryaller biyouyumlu olmalıdır (O'Brein 2002).

Biyouyumluluk, bir materyalin spesifik bir uygulamada konakta uygun bir cevap oluşturabilme özelliğidir. Biyouyumluluk; doku materyal arasındaki birbirinden ayrı fakat birbirine bağımlı etkileşim mekanizmalarını içeren olaylar topluluğudur (Nicholson ve Croll 1997, Kömürcüoğlu 2002).

Genel olarak bir materyalin biyouyumluluğu, materyalin lokalize sitotoksisitesi (pulpa ve mukozal cevaplar gibi), sistemik cevapları, allerjen özellikleri ve karsinojenik özelliklerine göre değerlendirilir (Anusavice 1996 b, Kömürcüoğlu 2002).

Birçok faktör materyalin biouyumluluğunu etkilemektedir. Kimyasal kompozisyonu ve materyalin yapısı, salınan kimyasal maddelerin tipine ve miktarına etki etmektedir. Materyal içerisinde kimyasal materyallerin fazla olması, madde içerisinden çok sayıda yada belli oranda salınacak madde miktarı anlamına gelmemektedir. Bu nedenle biyouyumlu maddelerin tespiti deneysel yöntemlerle yapılmaktadır. Materyalin bulunduğu ortamda maddenin biyouyumluluğunu etkilemektedir. Örnek vermek gerekirse, ağız ortamı içerisinde bulunan birçok faktör dental materyallerde bulunan bileşiklerin salınımını etkilemektedir. Bakteriyel metabolizma ürünleri, su, enzimler, polar ve non polar çözücüler gibi kimyasal faktörler bileşiklerin salınımını arttırmaktadır. Kullanım alanı içerisindeki mekanik faktörler de biouyumluluğu etkilemektedir. Bu nedenle Federal Drug Administration (FDA) gibi devlet kuruluşları, ölçü maddesi gibi kısa dönem yada simante edilmiş kron materyali gibi uzun dönem kullanılan materyallerin kullanımına bağlı oluşabilecek yan etkileri belirlemek ve incelemek amacıyla çeşitli testlere tabi tutmakta ve bu test sonuçlarına göre kullanım onayı vermektedir (O'Brein 2002).

2.4.1. Rezin simanlarda biyouyumluluk

Rezin simanlar içerikleri nedeniyle sitotoksik, mutajenik allerjik ve anaflaktik etkiler oluşturabilirler (Schmalz 1998).

Sitotoksisite; hücrenin temel organlarında kimyasal maddenin meydana getirdiği yıkım olarak isimlendirilir. Sitotoksisite için, her maddenin her hücre çeşidine göre belli miktarda bulunması gerekmektedir (Schmalz 1998). Bir maddenin sitotoksik değerinin tanımlanmasında TC50 değeri kullanılmaktadır. TC50 değeri, mitakondrial aktiviteyi % 50 oranında baskılayan toksik ajan konsantrasyon değerine verilen isimdir (Hanks ve ark 1991).

Mutajenik etki ise hücrenin DNA yapısında meydana gelen değişikliktir ve salınan bileşiğin herhangi bir konsantrasyonu bu etkiye sebep olabilmektedir (Schmalz 1998).

Apoptosis; programlanmış hücre yıkımı demektir. Hücre içerisinde yeni oluşumlar için eski oluşumların belli zaman aralıklarında yıkılması gerekmektedir (Majno ve Joris 1995).

Nekroz; apoptosisin aksine alışılmış doku iltihabı olup klinik olarak semptomlarla karekterize bir olaydır (Majno ve Joris 1995).

Diş hekimliği alanında kullanılan birçok malzeme alerjik reaksiyonlara sebep olurlar. Allerji yapan alerjen maddeye "primer alerjen" denir. Çapraz reaksiyon (zincirleme reaksiyon, hassasiyet, sensidasyon) yapan bileşiklere ise ikincil (sekonder) alerjen maddeler denir ve ilk primer maddelerle bağlantılıdırlar. Çapraz reaksiyon ise bir bileşikle başlayan alerjik reaksiyonun bir yada daha fazla bileşikle devam etmesine bağlı görülen bir fenomendir (Kanerva 2001).

Çapraz reaksiyon, çok sayıda kimyasallar arasında oluşmaktadır. Bunlardan en bilinenleri; para-amino bileşikler, kortikosteroidler, lokal anestezikler ve akrilik monomerlerdir (Kanerva 2001). Rezin simanlar mükemmel mekanik özelliğe, hızlı polimerizasyona, estetik kaliteye, kolay kullanıma, mine ve dentin yüzeyine yapışabilme özelliklerine sahiptirler. Ancak klinik güvenilirlikleri halen tam olarak aydınlatılamamıştır. Sertleşmiş rezin siman içinde bulunan reaksiyona girmemiş monomerler, dolgu renginde değişiklik ve artmış aşınma ile görülen hidrolitik bozulma ve oksidasyon, kompozitlerin klinik kullanımlarını azaltmaktadır (Ferracane ve ark 1985, Craig 1997).

Metakrilatlar ve epoksi akrilatlara genel olarak akrilik monomerler denir ve diş hekimliğinde geniş bir alanda kullanılırlar. Diş hekimliğinde kullanılan akrilik monomerler; MMA ve HEMA gibi monometakrilatlar, dimetakrilatlar olan etilenglikol dimetakrilat (EGDMA) ve TEGDMA gibi multifonksiyonel metakrilatlardır. Multifonksiyonel monomerler yüksek molekül ağırlığına sahip olan Bis-GMA gibi maddelerle birlikte "çapraz bağlayıcı" ve dilüe edici olarak kullanılırlar. Rezin simanların yapımında çoklukla çapraz bağlı Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve

BADGE, BİSDMA, HEMA, MMA kullanılmaktadır (Moszner ve Ulrich 2001, Sideridou ve Achilias 2005). Genellikle de bu monomer karışımları rezin simanlarda kullanılmaktadır. Monomerlerin seçimi; önemli derecede mekanik özelliğe, su abzorsiyonuna viskoziteye ve monomerlerin polimerizasyon büzülmesine etki etmektedir (Moszner ve Ulrich 2001). Akrilatların ve özellikle de metakrilatların sitotoksik etkilere sebep olduğu bulunmuştur. Rezin materyallerde bulunan 39 akrilat ve metakrilatların yapıları ile sitotoksik dereceleri arasında bir bağlantı olduğu gösterilmiştir (Yoshii 1997, Geurtsen 1998).

Polimerize olmamış, rezin materyalleri polimerize olmuş rezin materyallerine oranla daha fazla sitotoksiktir (Schweikl ve ark 2005). Dental rezin simanların sitotoksisitesi yetersiz polimerizasyon yada yapısal bütünlüğünün bozulması süreci sebebiyle artık monomerlerin salınımıyla çok yakından ilgilidir (Schweikl ve ark 2006). Bu monomerler oksijen inhibisyon tabakasından salınarak, tükrük sıvısı ile birleşir ve mukoza dokusuyla temasa geçer, ayrıca dental çalışanlarda ve hastalarda allerjik veya istenmeyen reaksiyonlar oluşturur (Kömürcüoğlu ve ark 2005)

Tüm bu maddeler diş hekimlerinde ve hastalarda allerjik kontak dermatit ve alerjik reaksiyonlara sebep olurlar. Dermatitin diş hekimliği alanında çalışan kişilerde klinik görünümü genelde parmak uçlarında oluşan dermatittir (Kanerva 2001). Aynı zamanda metakrilatlar, astım ve rinokonjiktivitis gibi rahatsızlıklarla solunum sistemi hipersensitivtesi de sebep olmaktadır. Ancak bu iki hastalığın aynı anda tek insanda görülme sıklığı çok azdır (Lindström ve ark 2002).

Kanerva ve ark, 1989 yılında yaptıkları araştırmada ellerinde dermatit görülen bir diş hekimi ve 6 dental hijyenistte, Bis-GMA ve TEGDMA' ya karşı patch testi sonucunun pozitif olduğunu bulmuşlardır. İki yıl sonra yine aynı araştırmacı 6 dental çalışanda HEMA'nın sebep olduğu alerjik kontak dermatit saptamışlardır (Kanerva ve ark 1991). Yine 1994 yılında Kanerva ve ark, 11 dental çalışanda parmak uçlarında ciddi şekilde dermatit gözlemlemiş ve gözlenen hastaların 7 tanesinde parmak uçlarında parestezi, bir tanesinde ise allerjik faranjit gözlemlemiştir.

Bu çalışma sonucunda hastaların hiçbirinde Bis-GMA' ya karşı hassasiyet görülmezken, HEMA tüm hastalar için aşırı irritan bulunmuştur. Araştırmacı bu durumu 1989 yılında yaptığı ve bulduğu sonuçla karşılaştırdığında, HEMA içeren dentin bonding ajanın ve primerın kullanılmasındaki artışa bağlı olarak arttığı sonucuna varmıştır.

Ayrıca polimerize olmuş materyallerden salınan artık monomerler yumuşak dokuyu irrite edebilir, bakterilerin gelişimini uyararak allerjik reaksiyonları arttırabilir (Tanaka ve ark 1991). Dental rezin kompozitlerden ve cam iyonomer simanlardan salınan cisimler Geurtsen tarafından incelenmiştir (Geurtsen 1998). Yapılan bir çalışmada, bu maddelerden kaynaklanan sitotoksik, genotoksik, mutajenik, östrojenik etkiler ve pulpal, dişeti ve oral mukoza reaksiyonları tespit edilmiştir (Schmalz 1998).

Rezin kompozit materyallerin oral mukoza ve dudaklarda oluşan ödem ve veziküllerin oluşumunda etiyolojik faktör olduğu Niinimäki ve ark (1983) tarafından bildirilmiştir. Kompozit restorasyonlara komşu dokularda oral likenoid reaksiyonlar görülebilmektedir (Lind 1988).

Asit uygulanmış ve bakterilerin bulunmadığı histolojik incelemelerle ortaya konmuş derin kavitelerde, bonding ajanların pulpada enflamasyona kesin olarak sebep olduğu birçok araştırmacı tarafından bildirilmişitr (Horsted ve ark 1986, Qvist ve ark 1989, Fuks ve Cleaton-Jones 1990, Fujitani ve ark 1992).

İn vitro şartlarda dentral rezin materyallerin sitotoksik ve genotoksik etkileri üzerine yapılan araştırmalar çeşitli hücresel olayların karekterizasyonuna bağlı olarak sınırlandırılmaktadır. Hücre membranına zarar vermek, enzim yada protein aktivasyonunun inhibisyonu, RNA ve DNA sentezi yada basit olarak ise devamlılığını sağlayan hücre sayısı gibi faktörler hücre fonksiyonlarındaki modifikasyonları belirlemede kullanılırlar. Bu veriler dental rezin materyallerinin sitotoksik etkilerinin değerlendirilmesinde geniş bir aralık sağlamaktadırlar (Hanks ve ark 1991, Wataha ve ark 1999, Geurtsen 2000, Schweikl ve ark 2005).

Küçük moleküler ağırlığa sahip olan HEMA ve TEGDMA'nın, büyük molekül ağırlığa sahip Bis-GMA ve UDMA'ya göre lateks eldivenlerden geçişi daha hızlı ve daha fazla olduğu araştırmacılar tarafından gösterilmiştir (Jensen ve ark 1991, Munksgaard 1992).

Birçok araştırmacı tarafından çeşitli kompozit materyallerden ve PMMA'dan salınan bileşiklerle hücrelerin teması sonucu oluşan apoptosis tanımlanmıştır (Gough ve Downes 2001, Quinlan ve ark 2002).

2.4.1.1. Bis-GMA

Bis-GMA, rezin simanların organik polimer matriksinin temel yapısını oluşturmaktadır (Craig 1997, O'Brein 2002). Bis-GMA, diş hekimliğinde kullanılan ilk multifonksiyonel (birden fazla çift bağ içeren) metakrilatlardan biridir. Bu molekül, epoksi rezinlere benzeyen büyük bir moleküldür (Bowen 1982). Bis-GMA epoksi içeren glisidil eterlerden sentezlenmiş olmasına rağmen epoksi grubu içermemektedir. Bisfenol A (BPA) ve glisidil metakrilatın reaksiyon ürünü olan Bis-GMA, BPA'nın diglisidil eteri ile metakrilik asitlerin reaksiyonu sonucu elde edilen oligomerdir. (Kanerva ve 1989, Peutzfeldt 1997, Söderholm ve Mariotti ve ark 1998, Kömürcüoğlu 2002). Bis-GMA' da epoksi rezindeki epoksi gruplarının yerine metakrilat grupları bulunmaktadır ve bu sayede ağız ortamında daha çabuk polimerize olabilmektedir (Bowen 1982, Peutzfeldt 1997, Söderholm ve Mariotti 1999).

Bis-GMA 0.02 ve 0.6 mM gibi düşük konsantrasyonlarda, cisimlerin insan genlerinde mutajenik etkilerini ölçmede kullanılan DNA-sentezi inhibisyon (DNA-synthesis inhibition test) testinde pozitif cevaplar sergilemiştir (Heil ve ark 1996). Bis-GMA, uterus ağılığını ve uterus kollojen bileşenlerini yumurtlama dönemindeki farelerde arttırmaktadır. MCF-7 deki hücre proliferasyonunu düşürmesine rağmen, günümüz çalışmalarında Bis-GMA'nın proliferatif etkisi tam anlamıyla gösterilememektedir (Spahl ve ark 1998).

Bis-GMA molekülü, üretimi sırasında safsızlıklar içeriyor ise ve molekülün bozulması sırasında ester bağlarındaki parçalanma BPA oluşturacak şekilde gerçekleşirse; Bis-GMA

molekülünün östrejen antogonisti gibi davranır (Söderholm ve Mariotti 1999). BPA, otoklav sırasında polikarbonat şişelerden salınan kültür ortamında, östrojenik kontaminantlar şeklinde ortaya çıkmaktadır (Krishnan ve ark 1993). Hem BPA hem de diğer aromatik monomerler; şarapta, plastik kaplar içerisindeki mineral sularda (Lambert ve Larroque 1997), epoksi rezin vernikle kaplı kaplardaki yiyeceklerde ve kutulanmış yağlı yiyeceklerde bulunmaktadır (Brotons ve ark 1995). Son yıllarda BPA ve Bis-DMA' ların diş hekimliğinde kullanılan kompozitlerde ve fissür örtücülerde östrojeniteden sorumlu olduğunu ve tedavi edilen hastaların tükürükleri içine salındığı bulunmuştur (Ruyter ve Svendsen 1978, Olea ve ark 1996, Nathanson ve ark 1997, Arenholt-Bindslev ve ark 1998, Fung ve ark 1999).

Moleküllerin salınımı, rezinlerin hazırlanma periyotlarında ve polimerize olmuş materyallerin bozulmalarıyla oluşmaktadır. Bis-GMA, BPA'nın kaynağı durumundadır (Olea ve ark 1996). Çünkü tükürüğün enzimatik aktivitesi, estarazlar, yüksek pH ve tükürük birikimi dimetakrilat türlerini hidrolize edebilmektedir (Atkinson ve Roy 1995, Schmalz 1998). Bu nedenle Bis-GMA yukarıda belirttiğimiz PBA'nın sebep olduğu reaksiyonlara neden olabilmektedir ve östrojenik bileşikler sınıfına girmektedir.

Temel monomerlerde Bis-GMA' da insan dişeti fibroblast hücrelerinde atoptotik hücre oranına ve glutation konsantrasyonuna etki etmektedir (Engelmann ve ark 2004).

Ratanasathien ve ark (1995), Balb/c 3T3 fare fibroblastlarında monomerlerin 24 ve 72 saat zaman periyotlarında sitotoksisite göstergesi olan TC50 değerini sırasıyla Bis-GMA>UDMA>TEGDMA>HEMA olarak bildirmişlerdir.

2.4.1.2. TEGDMA

Temel monomerler, ko-monomerler ve diğer maddeler sitotoksik maddeler olarak tanımlanırlar. Ko-monomer olan TEGDMA, hem Bis-GMA hem de UDMA oligomerleri aşırı derecede vizköz olduğundan, vizkoziteyi azaltmak için dilüe edici monomer olarak matrikse ilave edilmiştir (Craig 1997, O'Brein 2002).

TEGDMA' nın insan fibroblast hücreleri üzerindeki sitotoksik etkileri son yıllarda incelenmiştir (Heil ve ark 1996, Stanislawski ve ark 2003). TEGDMA, memeli hücresinde mutajenik etkiye sebep olur. TEGDMA, V79 hücrelerde subtoksik konsantrasyonlarda kısmen mutajeniktir (Hansel ve ark 1998, Schweikl ve Schmalz 1999). TEGDMA, doza bağlı olarak memeli hücre kültürlerinde mutajenik etkilere sebep olmaktadır. Gen mutasyon frekansı bu monomerde 10 kat artmakta ve mikronükleyus formasyonu oluşabilmektedir (Schweikl ve ark 1998, Schweikl ve ark 2001).

Bütün bu unsurlara ek olarak, TEGDMA'nın karyojenik mikroorganizmalar olan Lactobacillus acidophilus and Streptococcus sobrinus gibi organizmaların çoğalmasını ilerlettiği rapor edilmiştir (Hansel ve ark 1998, Noda ve ark 1999). HEMA ve TEGDMA'nın, hücrenin zarar görmesi için yeterli konsantrasyonda dentin tübüllerinden geçip pulpaya ulaştığı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (Bouillaguet ve ark 1996, Gerzina ve Hume 1996).

Mantellini ve ark 2003 yılında, yapmış olduğu çalışmada, TEGDMA ve HEMA'nın insan hücrelerinde apoptosis ve nekroza sebep olduğunu tespit etmişlerdir. Zaman aralıklarına ve konsantrasyona bağlı olarak TEGDMA insan pulpa hücrelerinde apoptosis' e neden olmaktadır (Spagnuolo ve ark 2004). TEGDMA'nın mitakondriyal membran kolapsına sebep olarak mitakondrial hasara neden olduğu son yıllarda yapılan çalışmada belirtilmiştir (Lefeuvre ve ark 2005)

2.4.1.3. UDMA

UDMA, içerisinde aromatik halkalar içermeyen bir dimetakrilattır. Bis-GMA ile aynı amaç için polimer matriks içerisinde kullanılır ancak Bis-GMA' ya göre daha vizközdür ve daha düşük polimerizasyon büzülmesine sahiptir (Tiba 1998). Ayrıca yüksek esneklik özelliğine sahip üretan zincirlerinden dolayı daha dayanıklıdır (Rees ve Jacobsen 1989).

Nassiri ve ark (1991), rezin monomerlerin sitotoksik etkilerini değerlendirdiği çalışmada UDMA' nın hücre döngüsünü engelleyici sitopatik etkisi olduğunu bildirmiştir. Hem TEGDMA

hem de UDMA insan lenfosit hücrelerinde DNA göçüne sebep olduğu için genotoksiktir (Schweikl ve ark. 1998). Schweikl ve ark 1998 yılında yapmış oldukları araştırmada, Bis-GMA ve UDMA' nın gen mutasyonuna etkisi olmadığını rapor etmişlerdir. Fakat Heil ve ark (1996) bazı örneklerde DNA inhibiyon testi sonucunda Bis-GMA' ya bağlı DNA hasarı tesbit etmişlerdir.

2.4.1.4. HEMA

HEMA hidrofilik özelliği olan, birçok bonding sistemlerin içerisinde yüksek molekül ağırlığına sahip oligomerlerden oluşan polimer matriksini viskozitesini düşürmek ve rezin materyalin dentine bağlanmasını arttırmak için kullanılan bir komonomerdir (Schwengberga ve ark 2005).

HEMA'nın rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlardan ve kompomerlerden direkt olarak su içerisine ve dentine salındığı bildirilmiştir (Hamid ve ark 1998). Bu durum hastalarda pulpa cevabının oluşmasından (Bouillaguet ve ark 1996), hastalarda ve dental personelde alerjik reaksiyonların görülmesinden (Wallenhammar ve ark 2000, Geukens ve Goossens 2001, Kanerva 2001) dolayı risk oluşturmaktadır.

Nakamura ve ark (2003) tek kullanımlık eldivenlerden monomer geçişini incelemek için yaptıkları çalışmada MMA, EGDMA, HEMA, TEGDMA monomerlerinin eldivenlerden geçtiğini ancak Bis-GMA ve UDMA' nın penetre olmadığını bildirmişleridir. Yine aynı çalışmanın sonucunda monomerlerden HEMA' nın en hızlı geçişi gösterdiğini ve polivinil esaslı eldivenlerde en fazla monomer geçişi olduğu belirtilmiştir.

Björkner ve ark (1984), özellikle HEMA içerikli olan metakrilatların domuzlarda alerjik reaksiyonları tetikleyici etkisi olduğunu, Katsuno ve ark (1995) HEMA içeren iki dentin primerin domuzlarda geçikmiş aşırı duyarlılık reaksiyonuna sebep olduğunu bildirmişlerdir.

HEMA ve Bis-GMA insan dişeti fibroblast hücrelerinde mutajenik etkiye (Huang ve ark 2003) ve insan lenfosit hücrelerinde DNA göçüne sebep olmaktadır (Kleinsasser ve ark. 2004).

HEMA insan lenfosit hücrelerinde apoptosise neden olmaktadır (Paranjpe ve ark 2005). HEMA, HEMA'ya duyarlı olan ve olmayan insanlardan sağlanan bilgiler ışığında periferal tek çekirdekli kan hücrelerinde apoptotik ölümü tetiklemektedir (Paranjpe ve ark 2005). HEMA hücre nekrozunu ve apoptosisini tetikleyici olarak görülmektedir (Roll ve ark. 2004, Spagnuolo ve ark. 2004).

Heil ve ark (1996) HEMA ve TEGDMA' nın gen mutasyonuna sebep olmadığı bulunmuştur. Ancak HEMA ve TEGDMA yüksek konsantrasyonlarda kromozal bozukluklar göstermektedir (Schweikl ve ark 1998, 2001). Bu nedenle HEMA' nın DNA hasarına sebep olabileceği söylenebilir.

2.4.1.5. BADGE

BADGE yani bisphenol A diglycidyl ether, rezinlerin üretimi sırasında dengeleyici bileşikler olarak kullanılır ve yapılarında Bisfenol A içerirler. Östrojen reseptörlerinin BPA ile temasa geçmesi çok önemli görülmüştür. 1936 yılında yapılan çalışmada yumurtlama dönemindeki sıçanlarda difenil ve difenil metanların östrojenik aktivite gösterdiği tespit edilmiştir. Tüm bileşikler para pozisyonda 2 hidroksil grup içermektedir (Spahl ve ark 1998). BPA, in vitro ortamda, hayvan modellerinde östrojen hedef organları olan 17β-estradiol'yı taklit etmektedir. BPA, deney modellerinde dietilstilbestrol gibi doğal ve sentetik östrojenleri de taklit etmektedir. Ayrıca BPA, dimetakrilat türevi Bis-DMA, BADGE ve ilgili difenilalkanlar da farklı sistemlerde östrojeniktirler (Schmalz 1998).

TEGDMA ve BADGE, DNA ile temasa geçerek mutasyona sebep olmaktadır

2.4.1.6. MMA

Hastalarda MMA'ya karşı oluşan alerjik reaksiyonlar Fisher (1954), Stungis ve Fink (1969), Rickles (1972) ve Basker ve ark. (1990) tarafından bildirilmiştir. MMA' ya karşı oluşan cevaplar yanan ağız sendromu, materyalin ayrışmasından ve solunmasından kaynaklanan bronkospazm, intraoral vezikül gelişimi ve deride oluşan kızarıklıklar şeklinde gelişmiştir.

TEGDMA, MMA ve HEMA; V79 hücrelerinde micronuclei sayısını artırarak DNA yapısının bozulmasına ve dolayısıyla "klastojenic" aktiviteye sebep olurlar (Schweikl ve ark 2001).

Monomerlerin salınımının bir sıvı içerisindeki ölçümünü değerlendiren çalışmalarla ilgili makaleler yayınlanmasına rağmen rezinlerden salınım ile ilgili çalışmalar birkaç tanedir (Sideridou ve ark 2005). Esas ilgi alanı ise salınan monomer miktarı ve tam salınım için gerekli zaman üzerinedir. Bu parametreler; monomerin kimyasal yapısı ve polimerizasyon ortamı ile belirlenen monomer miktarına, salınımda kullanılan çözücü cinsi ve salınım ortamına, ko-monomerin boyutu ve kimyasal yapı karakterinden etkilenmektedir. Küçük molekül yapısına sahip TEGDMA'nın Bis-GMA gibi büyük molekül yapısındaki monomerlere göre daha hareketli olması ve daha hızlı salınım yapacağı varsayılmaktadır (Ferracane 1994, Geurtsen 1998). Birçok araştırmacı (Ferracane 1994, Geurtsen 1998, Sideridou ve ark 2005) C=C metakrilat bağlarının dönüşüm derecelerinin ve çözelti yapısının salınım sürecine etkisini incelemiş ancak monomer boyutunun ve kimyasal karekterlerinin salınımına etkisi hakkında çok az bilgi edinilmiştir (Geurtsen 1998). Literatürde reaksiyona girmemiş monomerlerin tamamen salınımı için gerekli zaman hakkında da çelişkili düşünceler vardır. Genel olarak, dental rezinler pulpa ve diğer oral dokular için reaksiyona girmemiş monomer kaynağıdır (Sideridou ve ark 2005).

Rezin simanlardan salınan artık monomerlerin tanımlanması ve ölçümü için farklı teknikler kullanılmıştır.

2.5. Polimerizasyon Dereceleri Tespiti İçin Kullanılan Test Metodları

Günümüzde polimerizasyon derecesini ölçmek için birçok teknik kullanılmaktadır. Bu teknikler;

1. Ayırıcı termal analiz (Diferansiyel scanning kalorimetri) (DSC)
2. Fourier transform-infrared spectroscopy (FT_IR)
3. Katı faz nükleer manyetik rezonans (NMR) (Morgan ve ark 2000)
4. UV spektrofotometre

5. Multiple internal reflection spekroskopi (MIR)
6. Kromatografiler (Lee ve ark 1998)

- Gaz kromatografisi (GC)
- Yüksek basınçlı likit kromatografisi (HPLC)
- Likit kromatograf/kütle spektrometri (LC-MS) (Sideridou ve ark 2005)
- Elektrospray iyonizasyon/kütle spektrometrisi (Mazzaoui ve ark 2002)
- Micellar elektrokinetik kromatografi (Schedle ve ark 2003).

2.5.1. Kromatografi

Kromatografi, bir karışımda bulunan bileşenlerin birbirinden ayrılmasını gerçekleştiren ve bu sayede kalitatif ve kantitatif analizlerinin yapıldığı yöntemlerin genel adıdır. Bu yöntemlerde çalışma düzeneği temel olarak iki bileşenden oluşur. Bu bileşenlere sabit faz (stationary phase) ve hareketli faz yada mobil faz (mobile phase) adı verilir. Mobil fazın içerisinde yer alan bileşenler, sabit faza ait dolgu maddesiyle etkileşmeleri sebebiyle, bir miktar tutulurlar. Bu tutulma, örnekteki farklı bileşenler için farklı miktarlarda olur. Böylece bileşenler sabit fazın sonlarına doğru, farklı hızlarda ilerledikleri için, birbirinden ayrılmış vaziyette sabit fazı farklı zamanlarda terkederler. Bu şekilde sabit fazdan çıkan bileşenlerin derişimleri uygun bir biçimde ölçülür ve zamana veya mobil fazın kullanılan hacmine karşı y-ekseninde işaretlenerek "kromatogram" denilen grafikler elde edilir (Yıldız ve Genç 1993, Kılınç 2006).

Dental rezin materyallerinden salınan artık monomerlerin miktarının tayininde HPLC kullanılmaktadır (Sideridou ve ark 2005). Bis-GMA (moleküler ağırlığı: 512) ve UDMA (moleküler ağırlığı: 470) gibi ağır monomerler gaz kromatografisinde bozulmakta ve bozulma ürünleri ölçülmektedir (Lee ve ark 1998, Spahl ve ark 1998). Bu nedenle büyük monomerler HPLC ile ölçülmektedir.

2.5.1.1. Kromatografi'nin temel prensip ve tanımları

Mobil faz (mobile phase): Örnek bileşenlerini, sabit faz (kolon) boyunca taşıyan, çeşitli fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip çözelti veya çözücü karışımlarını içerir. Kullanılacak mobil fazın seçiminde, analizi yapılacak örnek madde bileşenlerinin özellikleri, kullanılacak sabit faz ve dedektörün özellikleri vb. birçok parametreye dikkat edilmelidir (Kılınç 2006).

Sabit faz (stationary phase): Mobil faz içerisinde gelen örneğe ait bileşenlerin etkileşime girdikleri ve belirli ölçüde alıkonuldukları fazdır. Kromatografi tekniğinin çeşidine göre tasarlanmış ve çok değişik materyallerden çok farklı ölçülerde imal edilmiş ve "kolon" olarak adlandırılmış sabit fazlar mevcuttur. Özellikle gaz ve sıvı kromatografileri için ticari boyutta oldukça fazla marka ve boyutta kolon üretimi yapılmaktadır. Sıvı kromatografisinin bir çeşidi olan yüksek performas sıvı kromatografisi (HPLC) uygulamalarında kullanılan kolonlar daha çok 30-300 mm uzunluğunda, yaklaşık 5 μm iç çapında metalik boru şeklinde olup iç yüzeyleri çok değişik özelliklerde kaplama materyalleri ile kaplanarak, analizi yapılacak madde grupları için modifiye edilmektedir (Kılınç 2006).

Alıkonma (retention): Mobil faz içerisinde gelen, analizi yapılacak maddeye ait bileşenlerin sabit faz ile etkileşime girerek belirli oranda tutulması, daha doğrusu yavaşlatılması ve böylece daha geç olarak sabit fazı terk etmesi olayıdır. Bu özellikten yola çıkılarak, belirli sabit analitik koşullar altında, her kimyasal madde için parmak izi niteliği taşıyan alıkonma zamanı (retention time-t_R) tanımı türetilmiştir. Bu kavram belirli sabit deneysel koşullarda analizi yapılan maddenin sabit fazı terketmesi için geçen süreyi göstermektedir (Kılınç 2006).

Pompa (pump): Sıvı kromatografisinde, özellikle de HPLC donanımında temel bir bileşendir. HPLC uygulamalarında mobil fazı oluşturan çözücü karışımlarının, enjektör, kolon ve dedektör içerisinden belirli, sabit veya değişken bir hızda, belirli basınç altında geçmesini sağlar. Modern HPLC donanım pompaları bilgi işlemci kontrollü olup, çok çeşitli firma tarafından değişik modellerde üretilmektedir (Kılınç 2006).

Dedektör (dedector): Kolonda ayırımı yapılan analizlenecek maddeye ait bileşenlerin alıkonma zamanlarına göre sırayla içerisinden geçerken miktar tayinlerinin yapıldığı HPLC donanımıdır. Kullanılacak dedektörün türü analizlenecek maddenin fiziksel ve kimyasal özelliklerine göre seçilmelidir.

Kromatogram (chromotogram): Kromatografik analiz sonucunda elde edilen grafiktir. Y-ekseni, kullanılan dedektörün ölçtüğü fiziksel özelliği (absorbans, fluoresans, iletkenlik, akım, kırılma indisi vb.), X-ekseni ise zamanı göstermektedir (alıkonma zamanı için kolaylık olması bakımından genellikle dakika cinsinden). Zamana karşı Y-ekseninde ölçülen fiziksel özelliğin artıp tekrar azalması şeklinde oluşan pik şeklindeki eğrilerin herbiri analizlenen maddeye ait bir bileşeni göstermektedir. Bu piklere ait değerler (pik alanı, yüksekliği, vb.) kullanılarak kalitatif ve kantitatif analizler yapmak mümkündür (Kılınç 2006).

2.5.1.2. HPLC (High performance liquid chromotography)

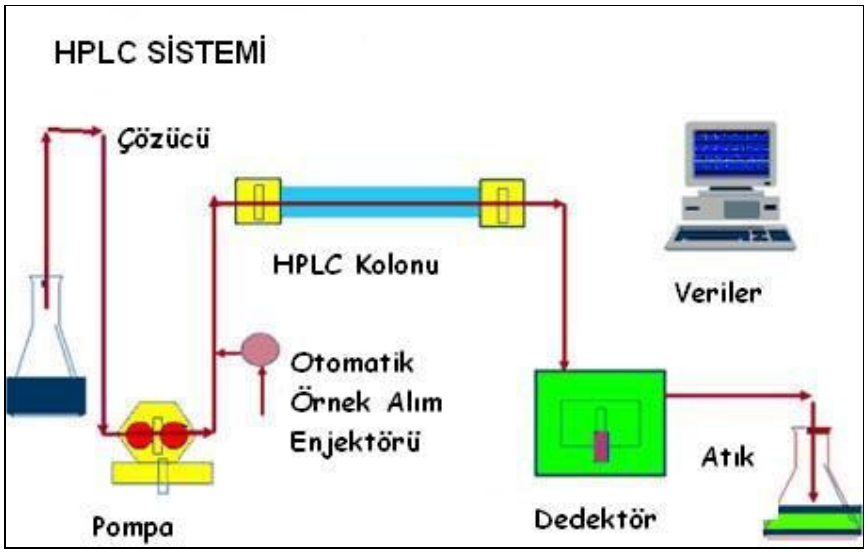
HPLC kimyasal kromatografi aracı olup kimyasal bileşiklerin karışımlarını analiz etmek ve niteliklerini tespit etmek amacıyla kullanılır. HPLC, biyolojik, farmatik, yiyecek, çevresel, endüstriyel örnekler içerisindeki inorganik ve organik çözünen maddeleri ayırmak ve tanımlamak amacıyla kullanılır. HPLC sisteminde mobil fazla taşınan örnek detektörden geçerek kolon içerisinde ilgili bölümde tutunması sonucu maddelerin tespiti yapılır (Resim 1) (Waters corporation 2006).

HPLC sisteminde pompa, kolon fırını, kolon, dedektör (DAD), otoörnekleyici (auto sampler), çözücü degazzeri, kolon bypass vanası ve kaydedici olarak bilgisayar (software) bulunmaktadır. Likit kromatografi ölçümünde, mobil faz, katı sabit faz içerisinden geçerken, incelenen madde içerisindeki bileşikler yada elementler sabit faz içerisindeki porlarda tutunurlar. Dedektörlerden yayılan ışının dalga boyunu absobe etmesine göre incelenen madde içerisindeki bileşikler tanımlanır. Küçük çaplı partiküllerden oluşan katı sabit faz 5-30 cm arasında uzunluğu

olan kolon denilen rijit mateyalden yapılmış silindirik yapı içerisinde bulunur (Waters corporation 2006).



Resim 2.1. HPLC sistem parçaları



Resim 2.2. HPLC sisteminin çalışma şekli.

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Selçuk Üniversitesi Eğitim Fakültesi Organik Kimya Araştırma Laboratuvarında in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışma başta seramik restorasyonlar olmak üzere diş hekimliğinde kullanılan sabit protez restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan kompozit rezin simanlardan, 5 dual polimerize olan, 1 kimyasal olarak polimerize olan toplam 6 farklı kompozit rezin siman materyalinden polimerizasyon sonrasında açığa çıkan artık monomerler ve bu monomerlerin miktarlarının belirlenmesini amaçlamıştır.

Araştırmada 60 adet çürük ve çatlak içermeyen insan molar dişleri kullanıldı. Rastgele seçilen örneklerden oluşan 6 farklı siman grubu oluşturuldu. (n=10) Bu simanlar;

1. Dual polimerize olan kompozit rezin siman (Variolink II)
2. Dual polimerize olan kompozit rezin siman (RelyX ARC)
3. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin siman (C&B Superbond)
4. Dual polimerize olan kompozit rezin siman (Nexus II)
5. Dual polimerize olan kompozit rezin siman (RelyX Unicem)
6. Dual polimerize olan kompozit rezin siman (Resilute)

Çalışmada her simana ait en açık renk tonları seçilmişitir.

Kullanılan materyaller Resim 3.1-6 da gösterilmiştir. İçerikleri ve üretici firmaları ise Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezin siman materyaller

Rezin Siman	Üretici Firma	Kot Numarası	Kimyasal Kompozisyonu
Variolink II	Ivoclar Vivadent AG Schaan/ Liechtenstein	J05278	10-14 % Bis-GMA Triethylene glycoldimethacrylate (TEGDMA) Urethanedimethacrylate (UDMA) Benzoylperoxide Ytterbiumtrifluoride
RelyX ARC	3M ESPE AG Dental Products Seefeld/ Germany	20060106	TEGDMA Bis-GMA Dimetakrilat polimerleri Bisfenol a diglycidyl ether (BADGE) HEMA 2-hydroxy-1,3-dimethacryloxypropane Akrilik ve itatonik asit kopolimerleri UDMA
C&B SuperBond	Sun Medical Co.Ltd. Moriyama, Shiga/ Japan	LL2	Tri-n-butylborane (TBB) TBB-O Metil metakrilat (MMA) 4-metakriloksitiltrimellitik asit anhidrid (4-META) Poli metil metakrilat (PMMA)
Nexus 2	Kerr Dental Scafati/ İtaly	409177	HEMA
Rely X Unicem	3M ESPE AG Dental Products Seefeld/ Germany	221806	Metakrile edilmiş fosforik asit esteri TEGDMA Dimetakrilatlar
Resilute	Pulpdent Corporation Watertown/ USA	041117	Metakrilat rezinler Bis-GMA TEGDMA UDMA



Resim 3.1. RelyX ARC simanı



Resim 3.2. Resilute rezin siman



Resim 3.3. Variolink II rezin siman



Resim 3.4. Nexus 2 rezin siman



Resim 3.5. RelyX Unicem rezin siman



Resim 3.6. C&B SuperBond rezin siman

3.1. Kavite Hazırlanması

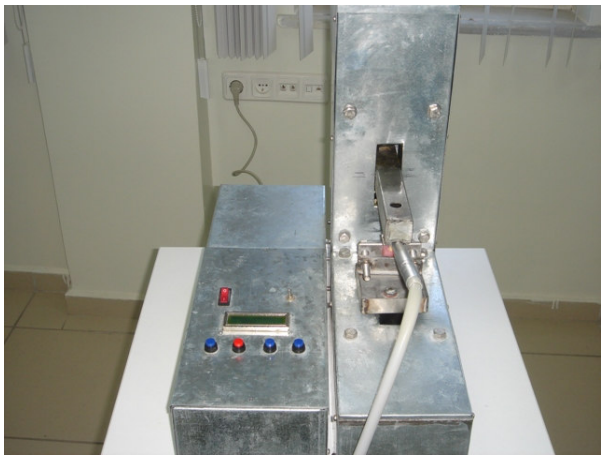
Çalışmamızda periodontal nedenlerden dolayı çekilmiş, çürüksüz molar dişler kullanıldı. Dişler çekilme işlemini takiben temizlendi ve çalışma süresince % 9'luk izotonik serum fizyolojik solüsyonu içerisinde saklandı.

Herbiri 2x2x2 cm çapında hazırlanan kalıplar içerisinde akrilik hamurlar* hazırlandı ve çalışmada kullanılan molar dişler oklüzal yüzeyleri üstte kalacak şekilde bu akrilik hamurların içerisine, mine sement birleşim sınırının 2 mm altına kadar gömüldü. Hazırlanan akrilik bloklar ve dişler, akrilik blokların tabanı yere bakacak şekilde ve horizontal düzleme paralel olarak 1/20 mm hassasiyetle kavite açabilen, standart kavite açma makinesinin** yatay hareket eden koluna özel menteşelerle sabitlendi (Resim 3.7). Su soğutmalı aerotör*** horizontal düzleme paralel olacak şekilde cihazın dikey olarak hareket eden koluna yerleştirildi. Klas I kaviteleri açmak amacıyla 5° eğime sahip, 2,5 mm çaplı konik fissür inley preperasyon frezi**** kullanıldı.

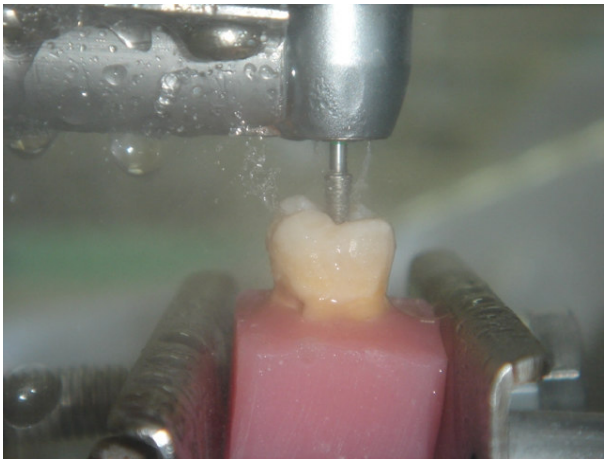
Klas I inley kavitesi uzunluğu mesiodistal olarak 6 mm, bukkolingual olarak 3 mm ve derinliği okluzoservikal olarak 2 mm olacak şekilde standart kavite açma makinesine kavite boyutlarına ait değerler girildi. Böylece kaydedilen değerlere uygun olarak, hareket yönü sırasıyla; dikey eksende dişin santral oluğunun en derin noktasında 2 mm aşağı, yatay kol z ekseni üzerinde önce öne 3 mm daha sonra başlangıç noktasına ve başlangıç noktasından 3 mm geriye hareket etmesi sağlandı (Resim 3.8). Daha sonra 5° eğimli 15 µ grenli fisür frez***** ile kavite duvarları düzeltildi. Hazırlanan inley kavitesi ve kenarları pomza ile temizlendi ve yıkandı (Resim 3.9, 3.10). Örnekler kaviteler hazırlandıktan sonra % 9' luk izotonik serum fizyolojik solüsyonu içerisinde saklandı.

.

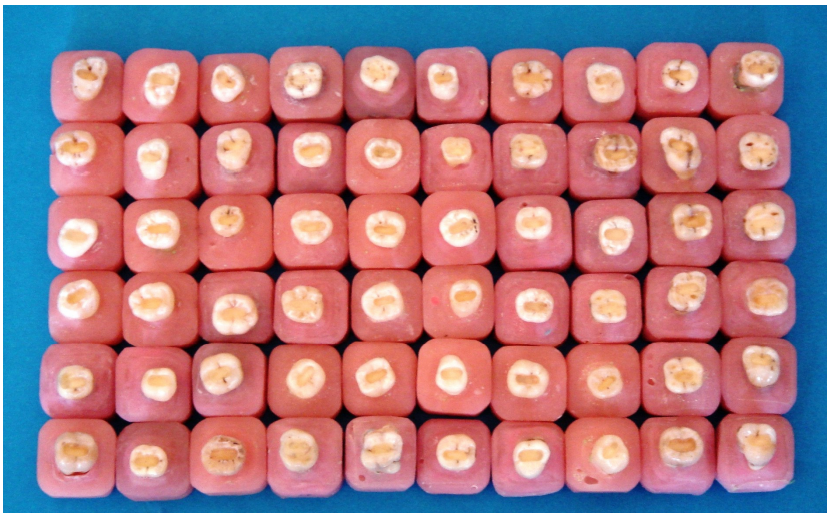
** Vertex İmplacryl Cold, VertexDental , HJ Zeist, Netherlands*
*** Nova mcm, Nova Ltd, Konya, Türkiye.*
**** Bora L, Bien-Air Dental SA, Bienne 6, Switzerland*
***** S6845KR, Komet Dental, Gmungen, Austria.*
****** 8845KR, Komet Dental, Gmungen, Austria.*



Resim 3.7. Standart kavite açma makinesi



Resim 3.8. İnley kavite prepersayonu

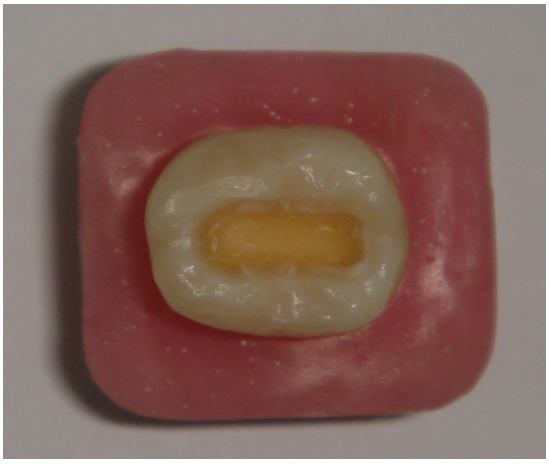


Resim 3.9. Tüm örneklerde Klas I kavite hazırlandıktan sonra

3.2. Kavitelerin ölçüsünün alınması ve çalışma modellerinin hazırlanması

Molar dişler üzerinde hazırlanan Klas I kavitelerin ölçüsü plastik kalıbın her bölümünde bir örnek olacak şekilde polieter ölçü maddesi* ile alındı. Ölçü maddesi "Pentamix 2"** cihazı yardımıyla hazırlanıp kalıpların içerisine yerleştirildi. Klas I kaviteler üzerine tabanca sistemi ile daha akıcı kıvamda olan polieter ölçü maddesi*** konuldu. Örnekler kalıba parmak basıncı uygulanarak yerleştirildi. Ölçü maddelerinin sertleşmesi için üretici firmanın talimatlarına uygun olacak şekilde örnekler ölçü içerisinde bekletildi. Sertleşmiş ölçü maddesinden örnekler çıkarıldı ve ölçü yüzeyi değerlendirildi.

Alınan ölçüler içerisine poliüretan esaslı die materyali****, vibrasyon makinesi***** üzerinde döküldü ve sertleşmesi için 1 saat bekletildi. Sertleşen poliüretan esaslı die materyali polieter esaslı ölçü maddesinden çıkartıldı.



Resim 3.10. Preperasyonu tamamlanmış kavite

---

* *İmpregum Penta H Duosoft, 3M ESPE AG,Dental Products, Seefeld, Germany.*
** *3M ESPE AG,Dental Products, Seefeld, Germany.*
*** *İmpregum Garant L Duosoft, 3M ESPE AG,Dental Products, Seefeld, Germany.*
**** *Alpha Die MF; Schültz-Dental GmbH, Rosbach, Germany.*
***** *Emmevi SpA-Badia Polesine RO, Italy.*

3.3. Seramik Örneklerin Hazırlanması

Poliüretan esaslı die materyallerinden elde edilen modeller üzerinde inley kavitelerinin duvarlarına kalınlığı 40 µ olan, ışıkla sertleşen, aşınmaya karşı dirençli die spacer maddesi "Loxo-Fit"* ince fırça ile uygulandı ve mavi ışık altında sertleştirildi. Daha sonra seramik restorasyonu hazırlamak üzere dişlerde açılan kavitelere uygun olacak şekilde mum** örnekler hazırlandı (Resim 3.11). Mum modelajı yapılan objeler 3 mm kalınlığında, 6 mm uzunluğundaki tij ile bağlandı ve tijler plastik bir kaide üzerine yerleştirildi. Kaidenin etrafı silindir haline getirilen bir kağıt ile çevrelendi. IPS Empress 2 Esthetic özel revetmanı*** ve likiti 60 sn. vakumlu karıştırıcıda**** karıştırıldı. Kağıt silindir içine döküldü ve üstü kapatıldı. Revetman sertleştikten sonra plastik kaide ve kapak çıkartıldı. Döküm silindirin tabanındaki düzensiz kısımlar alçı bıçağı ile düzeltildi. Döküm silindiri, alüminyum oksit piston ve ingot' lar ile birlikte ön ısıtma için fırına***** yerleştirildi. Fırın sıcaklığı, oda sıcaklığından dakikada 5 ºC'lik ısı artışı ile 250 ºC'ye kadar yükseltildi. 30 dakika bu ısıda bekletilip, yine ısı 850 ºC'ye kadar yükseltildi ve 60 dakika da bu ısıda tutuldu. Sıcak döküm silindiri fırından çıkartıldı. İngotlar döküm silindir içine yerleştirildi.

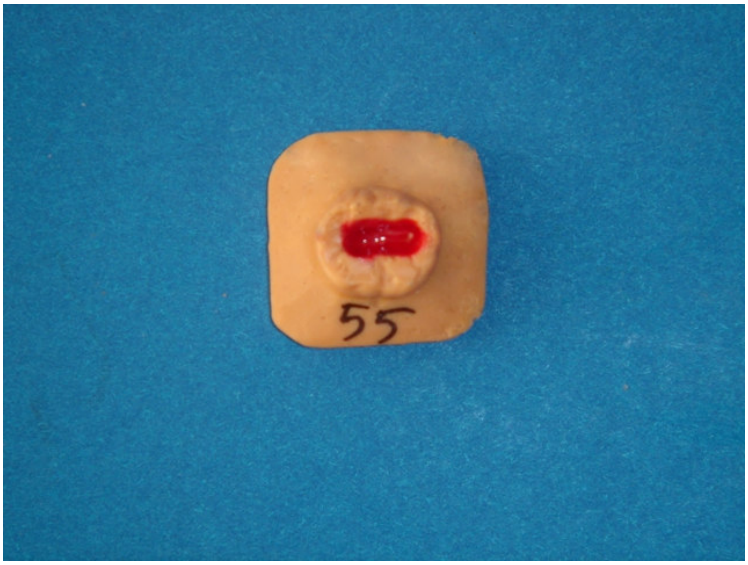
Döküm silindiri presleme fırınına******yerleştirildi. Daha sonra aşağıdaki programda fırınlandı.

T	H	Basınç	V_1	V_2
1075 ºC	20 dk	5 bar	500 ºC	1075 ºC

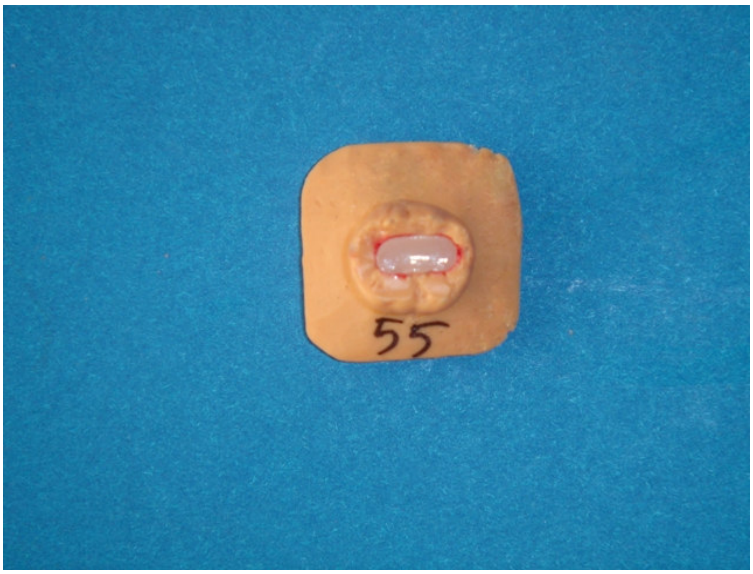
* *Renfert USA inc,Illinois, U.S.A*
** Yeti Dentalprodukte GmbH 78234 Engen, Germany.
*** IPS Empress Esthetic Speed Investment, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein.
**** *Motova SL, Bego Bremer Goldschlagerei Wihl., Herbst GmbH& Co.,Bremen,Germany.*
***** *EP 600 Kombi, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein*
****** *Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein*

Program tamamlandıktan sonra döküm silindirik fırından çıkartılarak oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Döküm silindiri soğuduktan sonra, aluminyum oksit pistonun uzunluğu revetman üzerinde işaretlenerek separe ile kesildi ve alçı bıçağı ile belirlenen bölgeden kırıldı. Daha sonra sırasıyla 100 µ çapında Al_2O_3* partikülleri ile 4 milibar basınçta kumlama işlemi yapıldı. İlk kumlama işlemini takiben 50 µ Al_2O_3 partikülleri ile 2 milibar basınçta kumlama işlemi yapıldıktan sonra örnekler 10 dak ultrasonik temizleyicide** temizlendiler. Hazırlanan seramik restorasyonlar "Fit Checker"*** kullanarak kavitelere uyumlandı (Resim 3.12).

* *Korox 50, Bego Bremer Goldschlaagerei Wilh. Herbst GmbH & Co., Bremen, Germany*
** *Biosonic JR, Whaledent Int N.Y., USA.*
*** *GC America Inc., Illinois, USA.*



Resim 3.11. Poliüretan die materyalinden oluşan örnek kopyası



Resim 3.12. Hazırlanan ve uyumlanan seramik restorasyon

3.4. Simantasyon işlemi

Seramik inley restorasyonlar dişlere yapıştırılmadan önce akrilik bloklar düşük hızda çalışan elmas separe içeren kesme cihazına* yerleştirildi. Diş kronu, sement-mine birleşiminin 2 mm aşağısından olacak şekilde kesildi ve açık alanlar amalgam** ile kapatıldı. İnley kavite yüzeyleri simantasyondan önce pomza ile temizlendi, yıkandı ve kurutuldu. Uyumlanan seramik restorasyonlar bir kişi tarafından her grup için farklı kompozit rezin simanlar kullanılarak yapıştırıldı. Yapıştırma işlemi sırasında seramik inley restorasyonların kavitelere taşınması için VivaStick*** kullanıldı.

3.4.1. Rely X Unicem

3.4.1.1. Restorasyonun simantasyon için hazırlanması

1- Seramik restorasyonların iç yüzeyi hidroflorik asit**** ile 60 sn pürüzlendirildi.

2- Asit ile pürüzlendirilen restorasyonlar 20 sn su ile yıkandı ve kurutuldu.

3.4.1.2. Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması

1. Rely X Unicem Aplicap kapsülü yüksek frekanslı karıştırma cihazı olan "Rotomix"*****'te 15 sn karıştırıldı.
2. Hazırlanan siman inley kavitesinin yan duvarlarına ve tabanına uygulandıktan sonra inley kavitesinin iç yüzeyine de uygulandı.
3. İnley restorasyonu yavaşça ve dikkatli bir şekilde parmak basıncı (Gemalmaz ve Kükrer 2006) uygulanarak kaviteye yerleştirildi.
4. Taşan siman kısımları dental sond kullanılarak uzaklaştırıldı
5. Okluzal, bukkal ve lingual yüzeylerden 40'ar sn ışık****** uygulanarak rezin siman polimerize edildi.

** Isomet, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA*
*** KerrAlloy, Kerr Dental, Orange, CA*
**** Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein.*
***** IPS Ceramic Etching- gel, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein.*
***** 3M ESPE AG,Dental Products, Seefeld, Germany.*
****** Hilux Utra Curing Unit,550 mW/cm^2 Benlioğlu Dental Inc., Ankara, Türkiye*

6. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra artık simanlar 15 µ partikül çapına sahip elmas frez* ile uzaklaştırıldı ve kavite kenarları lastik disk** ile polisajlandı.

3.4.2. Variolink II

3.4.2.1. Restorasyonun simantasyon için hazırlanması

1. Seramik restorasyonların iç yüzeyi hidroflorik asit ile 60 sn pürüzlendirildi.
2. Asit ile pürüzlendirilen restorasyonlar 20 sn su ile yıkandı ve kurutuldu.
3. Tüm restorasyonların iç yüzeyi "Monobond S" ile silanlandı ve 60 sn beklendi
4. İnce bir tabaka "Heliobond" bir fırça yardımıyla restorasyonların içine sürüldü.

3.4.2.2. Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması

1. % 37'lik ortofosforik asit*** ile pürüzlendirilen yüzeye fırça ile "Syntac Primer" uygulandı ve 15 sn bekletildikten sonra kurutuldu.
2. Bir fırça yardımı ile "Syntac adhesive" uygulandı ve 10 sn bekletildikten sonra kurutuldu.
3. Diş yüzeyine "Heliobond" bir fırça ile uygulandı ve fazla kısımları basınçlı hava ile inceltildi.
4. "Variolink Catalyst Low Viscosity" ve "Variolink Base"den eşit miktarlarda alınarak 10 sn spatül ile karıştırıldı.
5. Karıştırılan kompozit bir spatül yardımı ile diş yüzeyine sürüldü ve restorasyon kavite içine parmak basıncı ile yerleştirildi.
6. Taşkın siman materyali temizlendikten sonra "Glycerine gel" kavite kenarlarına uygulandı.Daha sonra okluzal, bukkal ve lingualden 40 sn ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlandı.
7. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra artık simanlar 15 µ partikül çapına sahip elmas frez ile uzaklaştırıldı ve kavite kenarları lastik disk ile polisajlandı.

** 852EF.314.014,Komet Dental, Gmungen, Austria.*
*** 9402204030, Komet Dental, Gmungen, Austria.*
**** Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein.*

3.4.3. Nexus 2

3.4.3.1. Restorasyonun simantasyon için hazırlanması

1. Seramik restorasyonların iç yüzeyi hidroflorik asit ile 60 sn pürüzlendirildi.
2. Asit ile pürüzlendirilen restorasyonlar 20 sn su ile yıkandı ve kurutuldu.
3. Tüm restorasyonların iç yüzeyi "Kerr Silane" ile silanlandı ve hava ile inceltildi.

3.4.3.2. Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması

1. Kavite içerisinde mine ve dentin tabakasına "Kerr Gel Etchant" 15 sn süreyle uygulandı. Su ile yıkandıktan sonra hafifçe hava ile kurutuldu.
2. Hafif fırça hareketleri ile "Optibond Solo Plus" ve "Optibond Solo Plus Activator" 3 sn karıştırılarak restorasyonun iç yüzeyine uygulandı, 15 sn bekletildi ve 3 sn hava ile inceltildi.
3. "Nexus 2 Catalyst High" ve "Nexus 2 Base Clear" eşit miktarlarda 10-20 sn karıştırıldı ve restorasyon iç yüzeyine ve inley kavitesi taban ve yan duvarlarına sürüldü ve restorasyon parmak basıncıyla yerleştirildi.
4. Taşan siman kısımları fırça ile temizlendikten sonra okluzal, mezial ve distalden 40 sn ışık cihazı ile polimerize edildi.
5. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra artık simanlar 15 μ partikül çapına sahip elmas frez ile uzaklaştırıldı ve kavite kenarları lastik disk ile polisajlandı.

3.4.4. Resilute

Resilute dual polimerize simanının simantasyon işleminde,üretici firma talimatları doğrultusunda adeziv sistem olarak Variolink II adeziv sistemi kullanıldı.

3.4.4.1.Restorasyonun simantasyon için hazırlanması

1. Seramik restorasyonların iç yüzeyi hidroflorik asit ile 60 sn pürüzlendirildi.
2. Asit ile pürüzlendirilen restorasyonlar 20 sn su ile yıkandı ve kurutuldu.
3. Tüm restorasyonların iç yüzeyi "Monobond S" ile silanlandı ve 60 sn beklendi

4. İnce bir tabaka “Heliobond” bir fırça yardımıyla restorasyonların içine sürüldü.

3.4.4.2. Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması

1. % 37’lik ortofosforik asit ile 15 sn pürüzlendirilen yüzeye fırça ile “Syntac Primer” uygulandı ve 15 sn bekletildikten sonra kurutuldu.
2. Bir fırça yardımı ile “Syntac adhesive” uygulandı ve 10 sn bekletildikten sonra kurutuldu.
3. Diş yüzeyine “Heliobond” bir fırça ile uygulandı ve fazla kısımları basınçlı hava ile inceltildi.
4. Eşit miktarda “Resilute Part 1” ve “ Resilute Part 2” 15 sn süreyle karıştırıldı.
5. Karışım restorasyon iç yüzeyine ve kavite duvarlarına sürüldükten sonra parmak basıncıyla yerleştirildi. Taşkın siman fırça ile temizlendi.
6. “Oxout” restorasyonun kenar kısımlarına uygulandı.
7. Daha sonra okluzal, bukkal ve lingualden 40 sn ışık cihazı ile ışın uygulandı.
8. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra artık simanlar 15 µ partikül çapına sahip elmas frez ile uzaklaştırıldı ve kavite kenarları lastik disk ile polisajlandı.

3.4.5. Rely X ARC

3.4.5.1. Restorasyonun simantasyon için hazırlanması

1. Seramik restorasyonların iç yüzeyi hidroflorik asit ile 60 sn pürüzlendirildi.
2. Asit ile pürüzlendirilen restorasyonlar 20 sn su ile yıkandı ve kurutuldu.
3. Restorasyonun iç yüzeyine “3M ESPE Ceramic Primer” uygulandı ve 5 sn hava ile kurutuldu.

3.4.5.2. Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması

1. Kavite yüzeyi % 37’lik ortofosforik asit* ile 15 sn asitlendi ve 10 sn suyla yıkandı ve kurutuldu.
2. Kavite yüzeyine “3M ESPE Single Bond” 2 kat fırça ile sürüldü ve 5 sn hava uygulandı. Daha sonra 10 sn ışık cihazı ile ışınlandı.

---

* *3M ESPE AG,Dental Products, Seefeld, Germany.*

3. Eşit miktarlarda pat karıştırıldı ve kavite ile restorasyon iç yüzeyine siman sürüldü.
4. Restorasyon parmak basıncı ile yerleştirildi ve 3-5 dakika beklendikten sonra taşkın siman kaldırıldı.
5. Daha sonra okluzal, mezial ve distal, bukkal ve lingualden 40 sn ışık cihazı ile ışın uygulandı.
6. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra artık simanlar 15 µ partikül çapına sahip elmas frez ile uzaklaştırıldı ve kavite kenarları lastik disk ile polisajlandı.

3.4.6. C&B SuperBond

3.4.6.1. Restorasyonun simantasyon için hazırlanması

1. Seramik restorasyonların iç yüzeyi hidroflorik asit ile 60 sn pürüzlendirildi.
2. Asit ile pürüzlendirilen restorasyonlar 20 sn su ile yıkandı ve kurutuldu.
3. Bir kat "Porselen Liner M" seramik restorasyonunun iç yüzeyine uygulandı.

3.4.6.2. Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması

1. Kavite yüzeyinde dentine 10 sn süre ile "Green aktivator" uygulandı.
2. Kavite yüzeyinde mine üzerine 30 sn süre ile "Red activator" uygulandı.
3. Kavite yıkandıktan sonra kurutuldu.
4. Karıştırma kabı 16°C sıcaklığı gösterirken 8 damla monomere, 2 damla katalist ilave edildikten sonra bir büyük ölçü kaşığı kadar polimer tozu eklenip karıştırıldı.
5. Uygun karışım haline gelen siman restorasyon iç yüzeyine ve kavite içerisine uygulandı
6. Restorasyon parmak basıncı ile yerleştirildi ve 3-5 dakika beklendikten sonra taşkın siman kaldırıldı.
7. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra artık simanlar 15 µ partikül çapına sahip elmas frez ile uzaklaştırıldı ve kavite kenarları lastik disk ile polisajlandı.

3.5. İyon salınım işlemi

Hazırlanan örnekler içerisinde % 75 etanol*, % 25 deiyonize su karışımı bulunan 20 gr'lık ışık geçirmeyen cam şişeler içerisine konuldu (Resim 3.15). Örnekler solüsyon içerisine konulduktan sonra belli zaman aralıklarında plastik enjektörler** ile şişelerden 1 cc'lik numuneler alındı ve alınan numuneler ışık geçirmeyen cam şişeler içerisinde saklandı. Zaman aralıkları sırasıyla; polimerizasyon sonrası 10.dak, 1.saat, 24. saat, 72.saat, 7.gün, 14.gün, 21.gün olmak üzere belirlendi.



Resim 3.15. Örneğin etanol-su karışımı içerisinde saklanması

3.6. HPLC Sisteminde Numunelerin Değerlendirilmesi

Hazırlanan örneklerden alınan numunelerin değerlendirilmesinde Selçuk Üniversitesi Eğitim Fakültesi Organik Kimya Bölümüne ait "Agilent 1100 HPLC"*** sistemi kullanılmıştır (Resim 3.16). Çalışmada kullanılan HPLC sistemi ve standart olarak kullanılan monomerlere ait bilgiler Tablo 3.2'de gösterilmiştir.

HPLC çalışmaları öncesinde, cihazın kromatografi şartlarının hazırlanması ve kalibrasyonunun yapılabilmesi için deney şartları hazırlandı. Bu amaçla; çalışma öncesinde standart çalışma çözeltileri, 20 ml etanol içerisinde çözünen 0,205 gr Bis-GMA, 0,1145 gr TEGDMA, 0,0641 gr HEMA, 0,040 gr MMA, 0,127 gr BADGE, 0,1882 gr UDMA, içeren stok çözeltilerinden seyreltilerek hazırlanmıştır. Standart çalışma çözeltileri ile tekrarlanan analizler

---

* *Merck & Co., Inc.,Whitehouse Station ,NJ, U.S.A*
** *Ayset Enjektör San Aş, Türkiye*
*** *Agilent Technologies, Inc. Headquarters, Santa Clara, CA, U.S.A*

sonucunda kromotogramda dekompozisyon ürünleri ve analitik işlem süresince tespit edilen alanlarda değişiklik görülmemiştir.



Resim 3.16 . Agilent 1100 Lilit kromatografi cihazı (HPLC)

Tablo 3.2. Standart olarak kullanılan monomerlere ait bilgiler

Bis-GMA	Bisphenol A glycerolate dimethacrylate	Sigma-Aldrich Corporate Offices Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA
TEGDMA	Triethyleneglykol-dimetacrylate	Sigma-Aldrich Corporate Offices Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA
UDMA	Diurethane dimethacrylate	Sigma-Aldrich Corporate Offices Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA
HEMA	2-Hydroxyethyl methacrylate	Sigma-Aldrich Corporate Offices Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA
BADGE	Bisphenol A diglycidyl ether	Sigma-Aldrich Chemie GmbH Industriestrasse 25 CH-9471 Buchs SG Switzerland
MMA	Methyl metahacrylate	Sigma-Aldrich Chemie GmbH Industriestrasse 25 CH-9471 Buchs SG Switzerland

Standart çalışma çözeltileri ile çalışma sonrasında deney örnekleri; 25°C'de 1 ml/dk akış hızında izokratik elusyon ile analiz edilmiştir. Mobil faz olarak % 75 asetonitril - % 25 su çözeltisi kullanılmıştır. Her örnekten kolona enjekte edilen sıvı hacmi 1 µl olarak belirlenmiştir. Her monomer için monomerlerin maksimum absorbsiyon gösterdikleri dalga boylarında üç boyutlu kromotogramlar elde edilmiştir. Herbir analizin süresi 11 dakika sürmüştür. Sonuçlar molarite olarak verilmiştir. Analiz süresince kromatografik sistemin uygunluğu, kapasite faktörü (k'), rezolusyon (R), selektivite (α) ve pik asimetrisi (T) hesaplanarak monitörize edilmiştir.

Monomer piklerinin ayrımını gösteren örnek kromotogramlar Resim 3.17- 3.23'de gösterilmiştir. Çözeltide artık monomerlerin miktarını belirlemede, monomerlerin HPLC standardı için önceden hazırlanmış kalibrasyonlar referans alınmıştır.

Standart çözeltiler:

a. Stok çözelti: 20 ml etanol içerisinde çözünen 0,205 gr Bis-GMA, 0,1145 gr TEGDMA, 0,0641 gr HEMA, 0,040 gr MMA, 0,127 gr BADGE, 0,1882 gr UDMA çözeltisi

b. stok çözelti a' dan 150 µl alınıp 10 kat seyreltilmiştir.

c. stok çözelti a' dan 75 µl alınıp 50 kat seyreltilmiştir.

d. stok çözelti a' dan 15 µl alınıp 100 kat seyreltilmiştir.

e. stok çözelti a' dan 7,5 µl alınıp 500 kat seyreltilmiştir.

f. stok çözelti a' dan 1,5 µl alınıp 1000 kat seyreltilmiştir.

Standart çözeltilerin HPLC ile analizleri sonunda, her monomerin pik alanlarına karşılık gelen konsantrasyonlar kullanılarak kalibrasyon grafiği hazırlanmıştır.

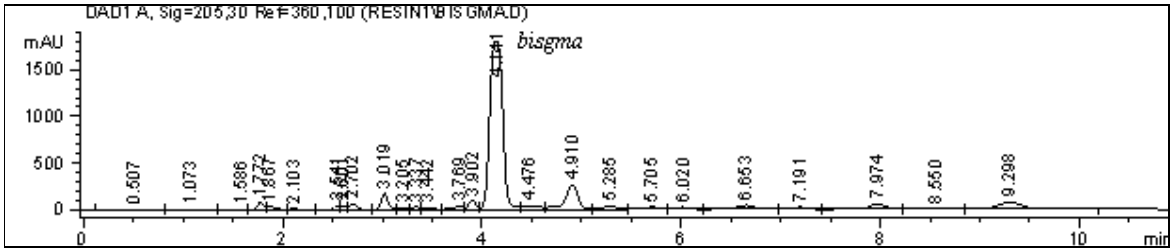
Monomerlere ait lineer kalibrasyon denklemleri ve korelasyon katsayılarını elde etmek amacıyla, monomerlerin standart çözeltilerindeki konsantrasyonlar lineer regresyon analizlerine tabi tutulmuşlardır. Lineer kalibrasyon denklemlerine ait bilgiler Tablo 3.3'te gösterilmiştir.

Lineer kalibrasyon denklemleri elde edildikten sonra kromotogramlarda elde edilen alanlar, konsantrasyonları molarite yada µg/ml cinsinden hesaplanarak istatistik değerlendirme için kullanılmıştır.

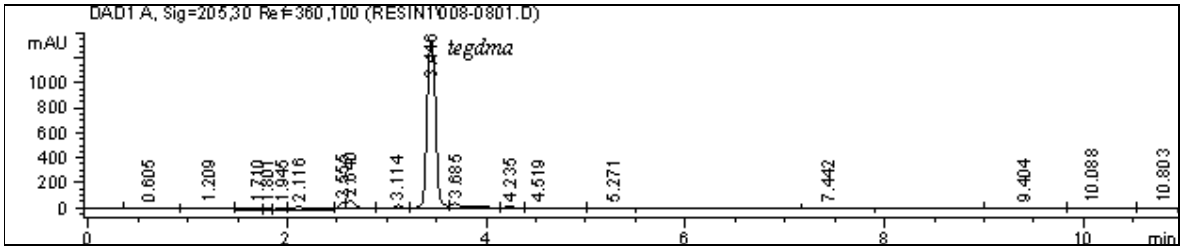
Tablo 3.3. Lineerlik sonuçları (x = konsantrasyon, M (molarite); y = alan; r^2 = korelasyon katsayısı) Katsayılar model doğrusallaştırıldıktan sonra elde edilen katsayılardır.

Monomer	**λ (nm)**	**r^2**	**Denklem**
Bis-GMA	205	9,974	y = 2,1959E+06x+1,7659E+02
TEGDMA	208	9,899	y = 7,8365E+05x+1,8544E+02
UDMA	208	9,996	y = 9,2791E+05x+2,1318E+02
HEMA	208	9,836	y = 4,6020E+06x+3,9063E+02
BADGE	208	9,954	y = 1,0563E+06x+1,3716E+02
MMA	208	9,965	y = 7,968E+05x+3,7078E+02

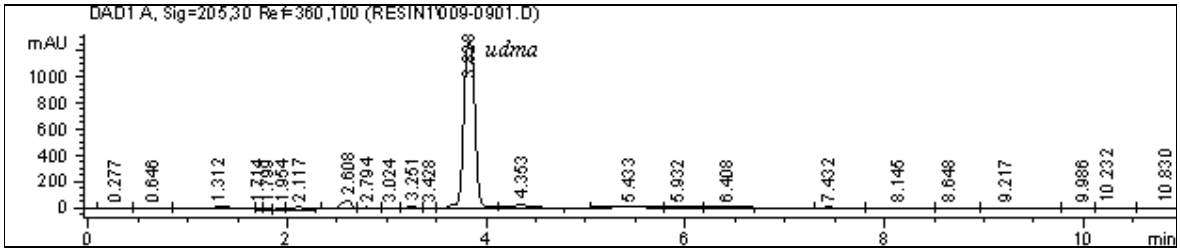
Monomerlere ait standart pikleri gösteren örnek kromatogramlar Resim 3.17 - 3.23' de gösterilmektedir.



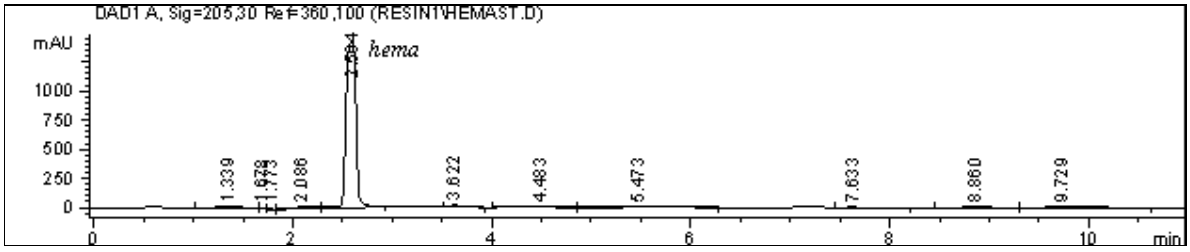
Resim 3.17. Bis-GMA monomerinin standart pik'i ve tutunma zamanı



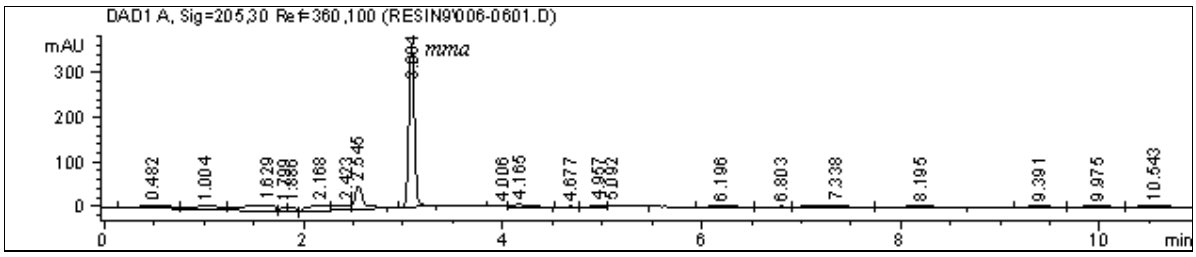
Resim 3.18. TEGDMA monomerinin standart pik'i ve tutunma zamanı



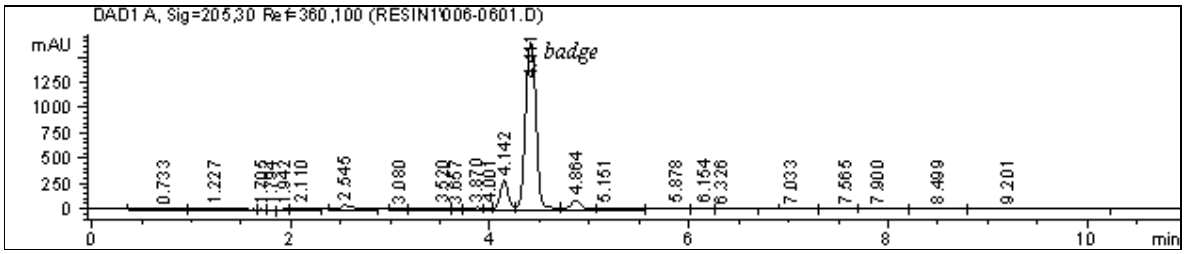
Resim 3.19. UDMA monomerinin standart pik'i ve tutunma zamanı



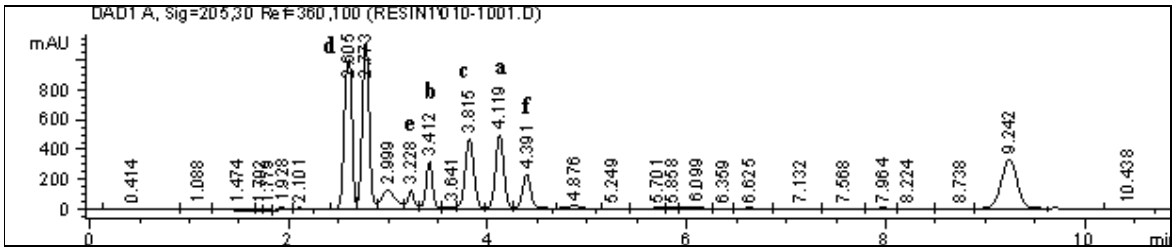
Resim 3.20. HEMA monomerinin standart pik'i ve tutunma zamanı



Resim 3.21. MMA monomerinin standart pik'i ve tutunma zamanı



Resim 3.22. BADGE monomerinin standart pik'i ve tutunma zamanı



Resim 3.23. Karışım halinde bulunan monomerlere ait standart pikler ve tutunma zamanları; a = Bis-GMA, b = TEGDMA, c = UDMA, d = HEMA, e = MMA, f = BADGE

3.7. İstatistik Değerlendirme

Testler sonucunda herbir rezin simandan salınan artık monomer cinsi (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, HEMA, BADGE) ve test periyodu (10.dak, 1.saat, 24. saat, 72. saat, 7. gün, 14. gün, 21. gün) dikkate alınarak iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ve bunu takiben Tukey HSD testlerine tabii tutulmuştur. Benzer şekilde, artık monomerlerin salındığı rezin siman cinsi (Variolink II, RelyX ARC, Unicem, Resilute) ve test peryodu (10.dak, 1.saat, 24. saat, 72.saat, 7.gün, 14.gün, 21.gün) dikkate alınarak aynı istatistik metot ile değerlendirilmiştir. Her bir siman grubunun farklı periyotlardaki artık monomer salınımını karşılaştırmak için ise tek yönlü ANOVA ve bunu takiben Tukey HSD testi uygulanmıştır. Değerler incelendiğinde MMA'ın sadece C&B Superbond'dan salındığı görülmüş, benzer şekilde Nexus 2 rezin simandan sadece HEMA monomeri salındığı tespit edilmiş ve bu monomerlere ait değerler sadece farklı peryotlardaki salınımlarını karşılaştırmak için tek yönlü ANOVA ve bunu takiben Tukey HSD testine tabi tutulmuştur.

İstatistiki analizler SPSS/PC,10.0 ve MS Excel 2000 programları kullanılarak yapılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Variolink II rezin simandan salınan artık monomerlerin ölçüm sonuçları

Variolink II rezin simandan yedi farklı zaman periyodunda salınan artık monomer ölçüm sonuçları Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Variolink II rezin simanın farklı periyotlarda artık monomer salınım miktarı sonuçları (Ortalama ± Standart sapma) (n=10)

Periyot Aralıkları	**Bis-GMA**	**TEGDMA**	**UDMA**	**TOPLAM**
10 dak	60,3 ± 44,4E-6	89,4 ± 42,9E-6	24,8 ± 6,1E-6	1746,8E-6
1 saat	64,5 ± 28,7E-6	101,5 ± 65,2E-6	26,8 ± 12,4E-6	1928,4E-6
1 gün	81,4 ± 34,0E-6	133,8 ± 44,7E-6	52,0 ± 82,5E-6	2672,1E-6
3 gün	110,9 ± 45,3E-6	139,0 ± 37,8E-6	29,8 ± 23,0E-6	2798,0E-6
7 gün	69,4 ± 21,7E-6	142,5 ± 60,1E-6	22,4 ± 14,3E-6	2342,7E-6
14 gün	65,1 ± 33,7E-6	173,6 ± 68,2E-6	80,1 ± 44,4E-6	3190,4E-6
21 gün	20,7 ± 22,3E-6	203,8 ± 55,4E-6	111,1 ± 61,3E-6	3357,8E-6

** Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır*

Variolink II'de periyotlara göre salınan monomerlerin karşılaştırılması için iki yönlü varyans analizi uygulanmıştır. Salınan monomerler ve periyotlar arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmuş, monomerler ile periyotlar arasında da istatistik olarak önemli bir etkileşim olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Variolink II'den salınan monomerlerin ve zaman periyotlarının iki yönlü varyans analizi sonuçları

	KT	SD	KO	F	Sig.
MONOMER	3,249E-07	2	1,625E-07	80,37	,000
PERİYOT	7,368E-08	6	1,228E-08	6,08	,000
MONOMER & PERİYOT	1,325E-07	12	1,104E-08	5,46	,000

KT:Kareler Toplamı, SD:Serbestlik Derecesi, KO:Kareler Ortalaması

Variolink II'den salınan monomerlerin farklılığını değerlendirmek için Tukey HSD testi yapılmıştır. Bu test sonucuna göre Variolink II'den salınan toplam TEGDMA miktarı, Bis-GMA ve UDMA miktarlarından istatistik olarak yüksek iken ($p<0.05$), Bis-GMA ve UDMA miktarları arasında istatistik olarak önemli faklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

Variolink II'den salınan toplam monomer miktarlarını zaman periyotlarına göre değerlendirmek için Tukey HSD testi yapılmıştır. 10. dak ve 1. saat ölçümleri ile 3., 14. ve 21. gün ölçümleri arasında toplam salınan monomer miktarları arasında istatistik olarak farklılık görülmüştür ($p<0.05$). Salınan toplam monomer miktarları açısında diğer zaman periyotları arasında istatistik olarak farklılık görülmemiştir ($p>0.05$).

Variolink II'nin zaman periyotlarında Bis-GMA artık monomer salınımının değerlendirilmesi amacıyla tek yönlü ANOVA veTukey HSD testi yapılmıştır. 3. günde en fazla, 21. günde ise en az salınım tespit edilmiş ($p<0.05$), tüm diğer zaman periyotları arsında fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.3) (Resim 4.1).

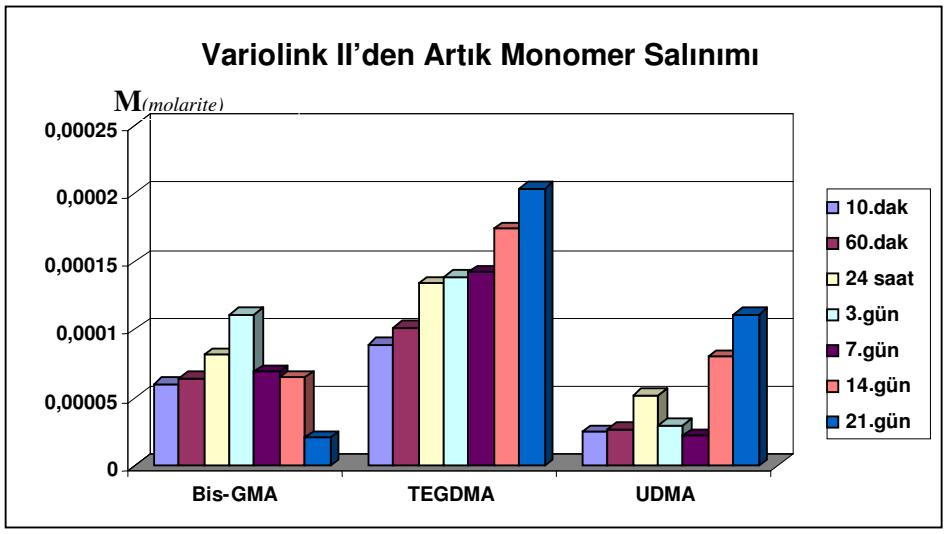
Variolink II'nin zaman periyotlarında TEGDMA salınımının değerlendirilmesi amacıyla tek yönlü ANOVA veTukey HSD testi yapılmıştır. En düşük salınım 10. dak, en fazla salınım ise 14. ve 21. günlerde tespit edilmiş ($p<0.05$), tüm diğer zaman periyotlar arasında fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.3) (Resim 4.1).

Variolink II'nin zaman periyotlarında UDMA salınımının değerlendirilmesi amacıyla tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD testi yapılmıştır. En fazla salınım 14. gün ile 21. günlerde tespit edilmiş ($p<0.05$), tüm diğer zaman periyotları arasında fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.3) (Resim 4.1).

Tablo 4.3. Variolink II'den tüm zaman periyotlarında salınan monomerlerin Duncan Gruplaması sonuçları.

Periyot Aralıkları	Bis-GMA	TEGDMA	UDMA	TOPLAM MONOMER
10 dak	AB	a	*A*	**A**
1 saat	AB	ab	*A*	**A**
1 gün	BC	ab	*AC*	**AC**
3 gün	C	ab	*AC*	**BC**
7 gün	BC	ab	*ABC*	**AC**
14 gün	ABC	b	*B*	**BC**
21 gün	A	b	*BC*	**BC**

**Her sütun kendi içinde gruplandırılmıştır. Aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir.*



Resim 4.1 Tüm zaman periyotlarında Variolink II'den salınan artık monomer miktarları

4.2. Rely X ARC rezin simandan salınan artık monomerlerin ölçüm sonuçları

Rely X ARC rezin simandan yedi farklı zaman periyodunda salınan artık monomer ölçüm sonuçları Tablo 4.4'de gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Rely X ARC rezin simanın farklı periyotlarda artık monomer salınım miktarı sonuçları (Ortalama ± Standart sapma) (n=10)

Periyot Aralıkları	Bis-GMA	TEGDMA	UDMA	HEMA	BADGE	TOPLAM
10 dak	9,97± 11,7E-6	130,4± 71,7E-6	57,9± 41,6E-6	754,5± 162E-6	24,9± 32E-6	9776,4E-6
1 saat	39,51± 25,6E-6	132,2± 90,8E-6	57,6± 51,2E-6	767,9± 210E-6	22,1± 25,7E-6	10193,8E-6
1 gün	11,1± 24,3E-6	138,3± 71,6E-6	100,2± 92,2E-6	785,6± 148E-6	39,5± 36,9E-6	10746,5E-6
3 gün	66,6± 31,3E-6	160,2± 79,0E-6	71,7± 53,5E-6	836,7± 274E-6	43,1± 41,8E-6	11783,1E-6
7 gün	76,7± 52,3E-6	161,3± 75,5E-6	135,3± 100E-6	792,8± 401E-6	205,5± 191E-6	13715,5E-6
14 gün	80,8± 33,1E-6	167,1± 79E-6	469,1± 88,4E-6	826,1± 328E-6	64,9± 13,4E-6	16081,5E-6
21 gün	70,73± 19,3E-6	219,9± 120E-6	198,8± 136E-6	1097,1± 251E-6	86,7± 72,3E-6	16733,1E-6

** Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır*

Rely X ARC'den tüm zaman periyotlarında salınan monomerlerin karşılaştırılması için iki yönlü varyans analizi uygulanmıştır. Salınan monomerler ve periyotlar arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmuş ($p<0.05$), monomerler ile periyotlar arasındaki etkileşimin istatistik olarak önemli olduğu tespit edilmiştir ($p=0.05$) (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Rely X ARC' den salınan monomerlerin ve zaman periyotlarının iki yönlü varyans analizi sonuçları

	KT	SD	K	F	Sig.
MONOMER	3,040E-05	4	7,600E-06	183,07	,000
PERİYOT	9,643E-07	6	1,607E-07	3,87	,001
MONOMER& PERİYOT	1,533E-06	24	6,388E-08	1,54	,050

KT:Kareler Toplamı, SD:Serbestlik Derecesi, KO:Kareler Ortalaması

Rely X ARC'den salınan monomerleri değerlendirmek için Tukey HSD testi yapılmıştır. Bu test sonucuna göre Rely X ARC' den salınan Bis-GMA miktarı ile TEGDMA, UDMA, HEMA miktarı arasında fark istatistik olarak önemli bulunurken ($p<0.05$), BADGE miktarı ile istatistik olarak önemli farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). TEGDMA, UDMA, BADGE miktarları arasında istatistik olarak önemli farklılık bulunmazken ($p>0.05$), HEMA miktarı tüm monomerlerden istatistik olarak yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).

Rely X ARC'den salınan toplam monomer miktarını zaman periyotlarına göre değerlendirmek için Tukey HSD testi yapılmıştır. 10. dakikada salınan toplam monomer miktarı, 14. ve 21. günlere göre istatistik olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$), 1. saat ile 21. gün arasında istatistik olarak farklılık bulunmuştur ($p<0.05$). Diğer periyotlar arasında istatistik olarak önemli farklılık tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Rely X ARC'den tüm zaman periyotlarında Bis-GMA salınımının değerlendirilmesi amacıyla tek yönlü ANOVA veTukey HSD testi yapılmıştır. 10. dak, 1. saat, 24. saat, 3. gün arasında ve 3. gün, 7. gün, 14. gün ve 21. gün arasında istatistik olarak önemli fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$) (Resim 4.2).

Rely X ARC'den salınan TEGDMA, UDMA, HEMA monomerlerinin miktarını zaman periyotlarına göre değerlendirmek için tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD testi yapılmıştır. Bu test

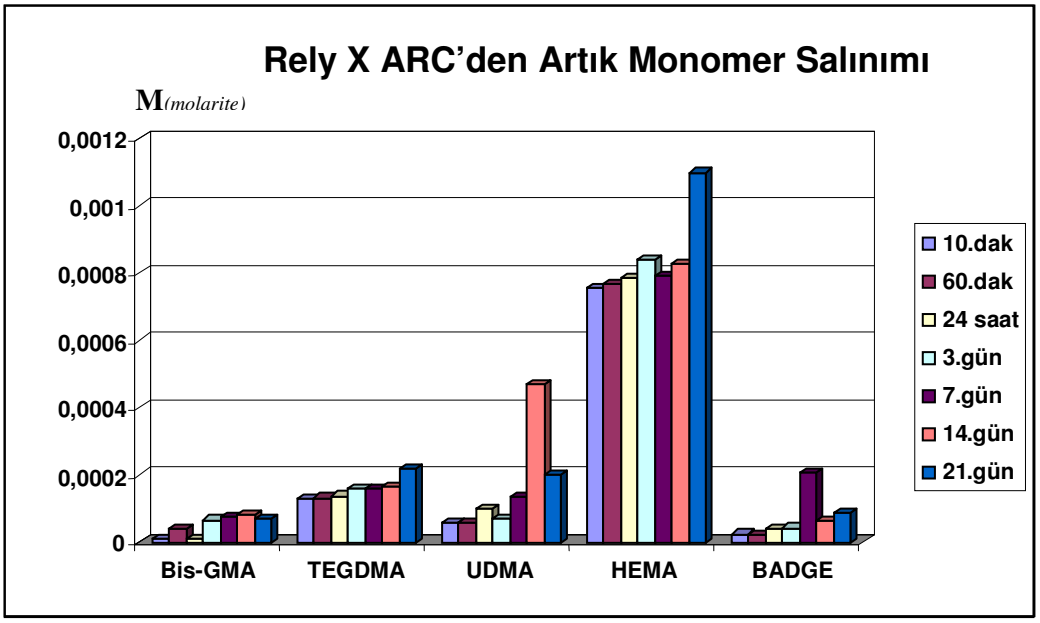
sonucunda tüm periyotlarda salınan bu monomerler arasında istatistik olarak önemli fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$) (Resim 4.2).

Rely X ARC' den salınan BADGE miktarını zaman periyotlarına göre değerlendirmek için tek yönlü ANOVA veTukey HSD testi yapılmıştır. En fazla salınım 7. ve 21.günlerde tespit edilmiş ($p<0.05$), diğer zaman periyotlarında salınan miktarlar arasında istatistik olarak önemli fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$) (Resim 4.2).

Tablo 4.6. Rely X ARC'den tüm zaman periyotlarında salınan monomerlerin Duncan Gruplaması sonuçları.

Periyot Aralıkları	Bis-GMA	TEGDMA	UDMA	HEMA	BADGE	TOPLAM MONOMER
10 dak	A	a	*A*	**B**	*a*	***A***
1 saat	A	a	*A*	**B**	*a*	***AC***
1 gün	A	a	*A*	**B**	*a*	***ACD***
3 gün	AB	a	*A*	**B**	*a*	***ABCD***
7 gün	B	a	*A*	**B**	*b*	***ABCD***
14 gün	B	a	*A*	**B**	*a*	***BC***
21 gün	B	a	*A*	**B**	*ab*	***BD***

**Her sütun kendi içinde gruplandırılmıştır. Aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir.*



Resim 4.2 Tüm zaman periyotlarında Rely X ARC'den salınan artık monomer miktarları

4.3. Resilute rezin simandan salınan artık monomerlerin ölçüm sonuçları

Resilute rezin simandan yedi farklı zaman periyodunda salınan artık monomer ölçüm sonuçları Tablo 4.7'de gösterilmiştir.

Tablo 4.7. Resilute rezin simandan farklı periyotlarında artık monomer salınım miktarı sonuçları (Ortalama ± Standart sapma) (n=10)

Periyot Aralıkları	Bis-GMA	TEGDMA	UDMA	TOPLAM
10 dak	21,4 ±13,9E-6	188,32 ± 55,4E-6	32,7 ± 23,9E-6	2423,9E-6
1 saat	25,3 ± 13,3E-6	178,5 ± 72,4E-6	34,9 ± 24,3E-6	2386,9E-6
1 gün	47,6 ± 21,2E-6	271,2 ± 115E-6	83,6 ± 69E-6	4022,9E-6
3 gün	106 ± 58,2E-6	269,5 ± 91,7E-6	223,2 ± 166E-6	5988,4E-6
7 gün	119,1 ± 69,9E-6	216,3 ± 64E-6	310,7 ± 169E-6	6461,9E-6
14 gün	56,8 ± 43E-6	205,7 ± 104E-6	337,9 ± 165E-6	6004,2E-6
21 gün	29,4 ± 24,7E-6	282,6 ± 133E-6	325,1 ± 257E-6	6369,9E-6

** Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır*

Resilute'dan periyotlara göre salınan monomerlerin karşılaştırılması için iki yönlü varyans analizi uygulanmıştır. Salınan monomerler ve periyotlar arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmuş, monomerler ile periyotlar arasında da istatistik olarak önemli bir etkileşim olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.8. Resilute'dan salınan monomerlerin iki yönlü varyans analizi sonuçları

	KT	SD	KO	F	Sig.
MONOMER	1,154E-06	2	5,772E-07	49,49	,000
PERİYOT	6,490E-07	6	1,082E-07	9,28	,000
MONOMER & PERİYOT	6,738E-07	12	5,615E-08	4,81	,000

KT:Kareler Toplamı, SD:Serbestlik Derecesi, KO:Kareler Ortalaması

Resilute'dan salınan monomerleri kendi arasında değerlendirmek için Tukey HSD testi yapılmıştır. Bu test sonucuna göre Resilute'dan salınan Bis-GMA miktarı, TEGDMA ve UDMA'ya göre istatistik olarak farklılık göstermekteyken ($p<0.05$), TEGDMA ve UDMA arasında farklılık tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Resilute'den salınan toplam monomerler miktarını zaman periyotlarına göre değerlendirmek için Tukey HSD testi yapılmıştır. 10. dak.da ve 1. saatte salınan monomer miktarı, 1. gün ölçümleri ile istatistik olarak farksız, diğer tüm zaman periyotları ile istatistik olarak farklı bulunmuştur. 1., 3. ,7. ,14. ve 21.günlerde salınan miktarlar arasında fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.9) (Resim 4.3).

Resilute'un zaman periyotlarında Bis-GMA salınımının değerlendirilmesi amacıyla tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD testi yapılmıştır. En fazla salınım 3., 7. ve 14. günde tespit edilmiş ($p<0.05$), diğer zaman periyotlarındaki salınım miktarları arasında istatistik olarak fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.9) (Resim 4.3).

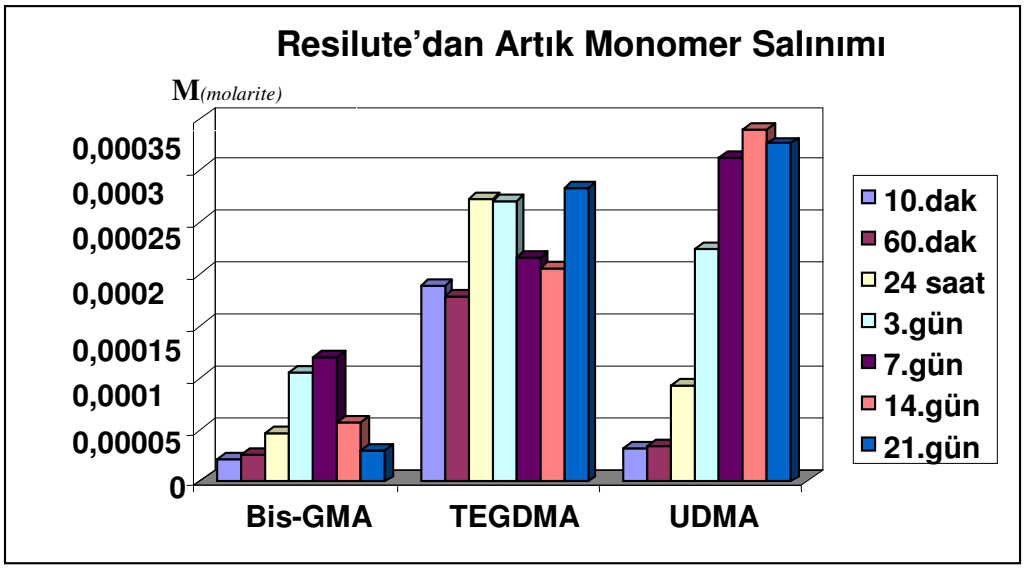
Resilute'un periyotlara göre TEGDMA salınımının değerlendirilmesi amacıyla tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD testi yapılmıştır. Bu test sonucunda tüm periyotlarda salınan TEGDMA miktarları arasında istatistik olarak fark tespit edilmemiştir ($p=0.067$) (Tablo 4.9) (Resim 4.3).

Resilute'un periyotlara göre UDMA salınımının değerlendirilmesi amacıyla tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD testi yapılmıştır. 10. dak ve 1. saatte ve 1. günde en az salınım tespit edilirken, en fazla salınım 3., 7., 14. ve 21. günde tespit edilmiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.9) (Resim 4.3).

Tablo 4.9. Resilute'den tüm zaman periyotlarında salınan monomerlerin Duncan Gruplaması sonuçları.

Periyot Aralıkları	Bis-GMA	TEGDMA	UDMA	TOPLAM MONOMER
10 dak	A	a	*A*	***A***
1 saat	A	a	*A*	***A***
1 gün	AB	a	*A*	***AC***
3 gün	BC	a	*Ab*	***BC***
7 gün	C	a	*B*	***BC***
14 gün	ABC	a	*B*	***BC***
21 gün	A	a	*B*	***BC***

**Her sütun kendi içinde gruplandırılmıştır. Aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir.*



Resim 4.3 Tüm zaman periyotlarında Resilute'den salınan artık monomer miktarları

4.4. Rely X Unicem rezin simandan salınan artık monomerlerin ölçüm sonuçları

Rely X Unicem rezin simandan yedi farklı zaman periyodunda salınan artık monomer ölçüm sonuçları Tablo 4.10'da gösterilmiştir.

Tablo 4.10. Rely X Unicem rezin simanın farklı periyotlarda artık monomer salınım miktarı ve Duncan Gruplaması sonuçları. (Ortalama ± Standart sapma) (n=10)

Periyot Aralıkları	TEGDMA	Duncan Gruplaması
10 dak	26,8 ± 13,7E-6	**A**
1 saat	93,7 ± 60,1E-6	**AB**
1 gün	105,9 ± 73,4E-6	**AB**
3 gün	146,1 ± 58E-6	**AB**
7 gün	161,9 ± 104E-6	**AB**
14 gün	149,5 ± 122E-6	**AB**
21 gün	190,2 ± 130E-6	**B**

**Aynı harfi taşıyan gruplar arasında istatistik olarak fark önemli değildir*

***Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır*

Rely X Unicem'den salınan TEGDMA miktarını zaman periyotlarına göre değerlendirmek için tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD testi yapılmıştır. En az miktarda salınım 10. dak da, en fazla salınım ise 21. günde tespit edilmiş ($p<0.05$), diğer tüm zaman periyotları arasında istatistik olarak önemli fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.10).

4.5. Nexus 2 rezin simandan salınan artık monomerlerin ölçüm sonuçları

Nexus 2 rezin simandan yedi farklı zaman periyodunda salınan artık monomer ölçüm sonuçları Tablo 4.11'de gösterilmiştir.

Tablo 4.11. Nexus 2 rezin simanın farklı periyotlarda artık monomer salınım miktarı ve Duncan Gruplaması. (Ortalama ± Standart sapma) (n=10)

Periyot Aralıkları	HEMA	Duncan Gruplaması
10 dak	900 ± 139E-6	**A**
1 saat	1156,9 ± 547E-6	**AC**
1 gün	1736,6 ± 632E-6	**AC**
3 gün	1774,9 ± 593E-6	**ABC**
7 gün	2011,5 ± 1092E-6	**BC**
14 gün	2831,7 ± 981E-6	**BD**
21 gün	3385,3 ± 1206E-6	**D**

**Aynı harfi taşıyan gruplar arasında istatistik olarak fark önemli değildir.*

***Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır*

Nexus 2'den salınan HEMA miktarını zaman periyotlarına göre değerlendirmek için tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD testi yapılmıştır. 10. dak da salınan monomer miktarı ile 7., 14., 21. günde salınan monomer miktarları arasındaki fark istatistik olarak önemli görülmüş ($p<0.05$), 1. saat, 1. gün, 3. gün ve 7. günde salınan monomer miktarları arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.11).

4.6. C&B SuperBond rezin simandan salınan artık monomerlerin ölçüm sonuçları

C&B SuperBond rezin simandan yedi farklı zaman periyodunda salınan artık monomer ölçüm sonuçları Tablo 4.12'da gösterilmiştir.

Tablo 4.12. C&B SuperBond rezin simanın farklı periyotlarda artık monomer salınım miktarı ve Duncan Gruplaması sonuçları (Ortalama ± Standart sapma) (n=10)

Periyot Aralıkları	MMA	Duncan Gruplaması
10 dak	44,8 ± 28,1E-6	**A**
1 saat	73,8 ± 49,5E-6	**A**
1 gün	130,2 ± 31,2E-6	**AB**
3 gün	120,8 ± 93E-6	**AB**
7 gün	154,3 ± 69,9E-6	**AB**
14 gün	213,9 ± 49,1E-6	**AB**
21 gün	558,7 ± 271E-6	**B**

** Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır*

C&B SuperBond'dan salınan MMA miktarını zaman periyotlarına göre değerlendirmek için tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD testi yapılmıştır. 10. dak ve 1.saatte salınan monomer miktarı ile 21. günde salınan monomer miktarları arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmuş ($p<0.05$), diğer zaman periyotları arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmamıştır ($p>0.05$).

4.7. Rezin simanlardan salınan Bis-GMA miktarının incelenmesi

Rezin simanlardan (Variolink II, Rely X ARC, Resilute) yedi farklı zaman periyodunda salınan Bis-GMA artık monomer miktarlarının incelenmesi için iki yönlü varyans analizi uygulanmıştır.

Tablo 4.13 İki yönlü varyans analizi sonuçları (Bis-GMA genel salınımı)

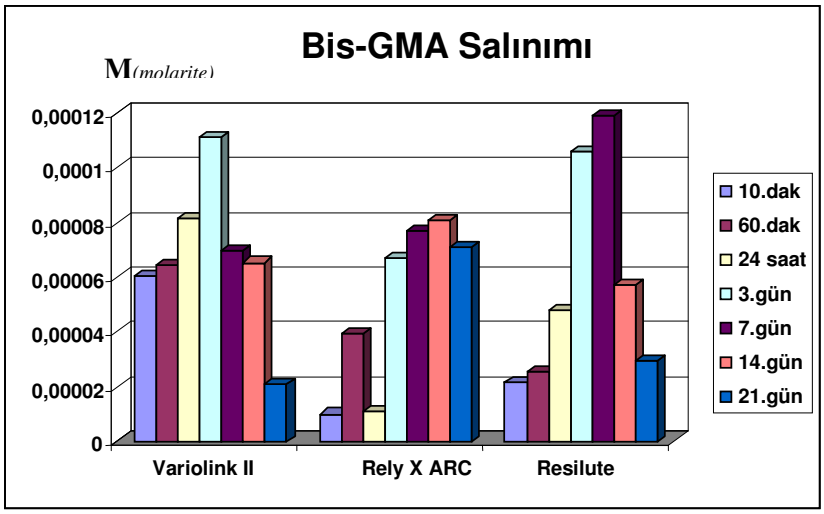
	KT	SD	KO	F	Sig.
MATERYAL	9,866E-09	2	4,933E-09	2,93	,050
PERİYOT	1,131E-07	6	1,884E-08	11,18	,000
MATERYAL & PERİYOT	8,013E-08	12	6,677E-09	3,96	,000

KT:Kareler Toplamı, SD:Serbestlik Derecesi, KO:Kareler Ortalaması

İki yönlü varyans analizi sonuçları Bis-GMA salınımı açısından incelenen materyaller ve salınım peryotları açısından istatistik olarak önemli farklılık olduğunu göstermiştir ($p<0.05$). Materyaller ile periyotlar arasında da istatistik olarak önemli bir etkileşim olduğu da tespit edilmiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.13).

Materyaller arasındaki farklılığı değerlendirmek için Tukey HSD testi yapılmıştır. Bis-GMA salınımı açısından yapılan değerlendirmede Variolink II ile Rely X ARC arasındaki fark istatistik olarak önemli iken ($p<0.05$), Resilute ile diğer iki siman arasında istatistik olarak önemli fark görülmemiştir ($p=0.35$) (Resim 4.4)..

Tüm materyallerden salınan toplam Bis-GMA miktarının tüm periyotlar açısından farklı olup olmadığını değerlendirmek için Tukey HSD yapılmıştır. 10. dak da salınan toplam Bis-GMA ile 3, 7, 14. günler arasındaki fark istatistik olarak önemli iken ($p<0.05$), 10. dak, 1. saat, 1. ve 21. günler arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmamıştır ($p>0.05$)



Resim 4.4. Rezin simanlardan Bis-GMA salınımı

4.8. Rezin simanlardan salınan TEGDMA miktarının incelenmesi

Rezin simanlardan (Variolink II, Rely X ARC, Resilute, Rely X Unicem) yedi farklı zaman periyodunda salınan TEGDMA artık monomer miktarlarının incelenmesi için iki yönlü varyans analizi uygulanmıştır.

Tablo 4.14. İki yönlü varyans analizi sonuçları (TEGDMA genel salınımı)

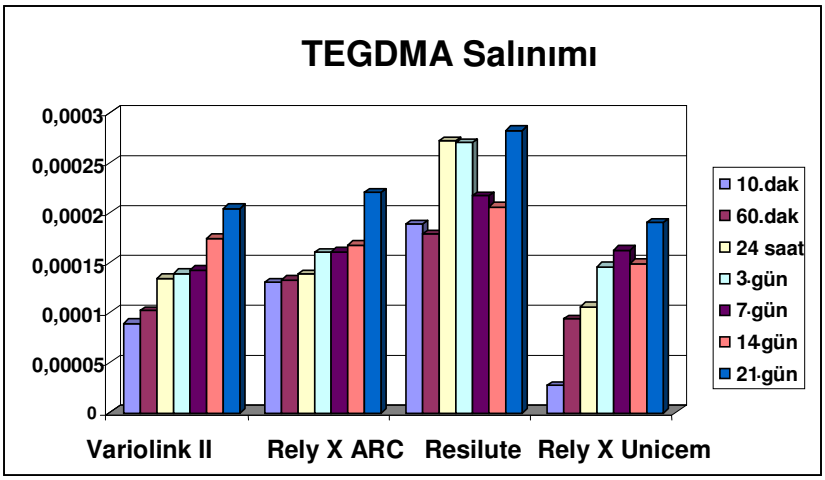
	KT	SD	KO	F	Sig.
MATERYAL	4,542E-07	3	1,514E-07	22,09	,000
PERİYOT	2,579E-07	6	4,299E-08	6,27	,000
MATERYAL & PERİYOT	7,799E-08	15	5,199E-09	,76	,723

KT:Kareler Toplamı, SD:Serbestlik Derecesi, KO:Kareler Ortalaması

İki yönlü varyans analizi sonuçları TEGDMA salınımı açısından test edilen materyaller ve salınım peryotları arasındaki farklılığın istatistik olarak önemli olduğunu göstermiştir. Materyaller ile periyotlar arasında istatistik olarak önemli bir etkileşim tespit edilmemiştir ($p=0.72$) (Tablo 4.14).

Materyaller arasındaki farklılığı değerlendirmek için Tukey HSD testi yapılmıştır. TEGDMA salınımı açısından yapılan değerlendirmede Variolink II ile Rely X ARC arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmamıştır ($p>0.05$). TEGDMA salınımı Resilute'da, diğer üç rezin simana göre istatistik olarak yüksek tespit edilirken, Rely X Unicem en az TEGDMA salınımına sebep olmuştur ($p<0.05$) (Resim 4.5).

Dört farklı rezin simandan salınan toplam TEGDMA miktarının, zaman periyotlarında farklı olup olmadığını değerlendirmek için Tukey HSD yapılmıştır. 10. dak da salınan toplam TEGDMA miktarı ile 1. saat ve 1. günler arasında istatistik olarak farklılık bulunmazken ($p>0.05$), 10. dak ve 21. günler arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$). 3. ,7. ,14. ,21. günler arasında ise istatistik olarak farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).



Resim 4.5. Rezin simanlardan TEGDMA salınımı

4.9. Rezin simanlardan salınan UDMA miktarının incelenmesi

Rezin simanlardan (Variolink II, Rely X ARC, Resilute) yedi farklı zaman periyodunda salınan UDMA artık monomer miktarlarının incelenmesi için iki yönlü varyans analizi uygulanmıştır.

Tablo 4.15. İki yönlü varyans analizi sonuçları (UDMA genel salınımı)

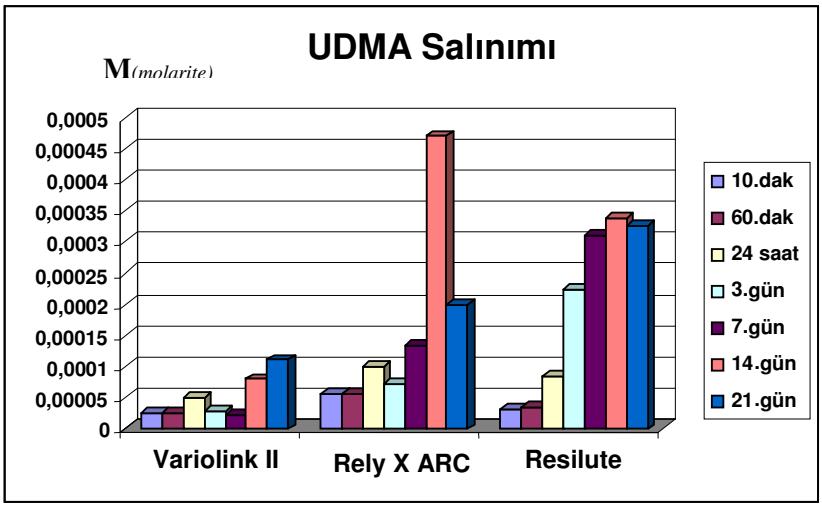
	KT	SD	KO	F	Sig.
MATERYAL	7,718E-07	2	3,859E-07	8,07	,000
PERİYOT	1,632E-06	6	2,720E-07	5,69	,000
MATERYAL & PERİYOT	8,950E-07	12	7,459E-08	1,56	,107

KT:Kareler Toplamı, SD:Serbestlik Derecesi, KO:Kareler Ortalaması

İki yönlü varyans analizi sonucunda test edilen materyallerin ve periyotların istatistik olarak önemli farklılık gösterdiği tespit edilmiştir ($p<0.05$). Ancak materyaller ile periyotlar arasında istatistik olarak önemli bir etkileşim tespit edilmemiştir ($p=0.107$) (Tablo 4.15).

Materyaller arasındaki farklılığı değerlendirmek için Tukey HSD testi yapılmıştır. Yapılan değerlendirmede Variolink II, Rely X ARC ve Resilute rezin simanlara göre istatistik olarak düşük UDMA salınımı göstermekteyken ($p<0.05$), Resilute ve Rely X ARC rezin simanları arasında fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Resim 4.6).

Tüm zaman periyotlarında salınan toplam UDMA miktarının istatistik olarak farklılığının olup olmadığının tespiti için Tukey HSD testi uygulanmıştır. 10. dak ve 1. saatte salınan UDMA miktarı ile 14. ve 21. günlerde salınan UDMA miktarı arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$). 1. ve 3. günler, 14. gün ile farklılık göstermekteyken ($p<0.05$), 7. gün diğer periyotlarla farklılık göstermemektedir ($p>0.05$).



Resim 4.6. Rezin simanlardan UDMA salınımı

4.10. Rezin simanlardan salınan HEMA miktarının incelenmesi

Rezin simanlardan (Nexus 2, Rely X ARC) yedi farklı zaman periyodunda salınan HEMA artık monomer miktarlarının incelenmesi için iki yönlü varyans analizi uygulanmıştır.

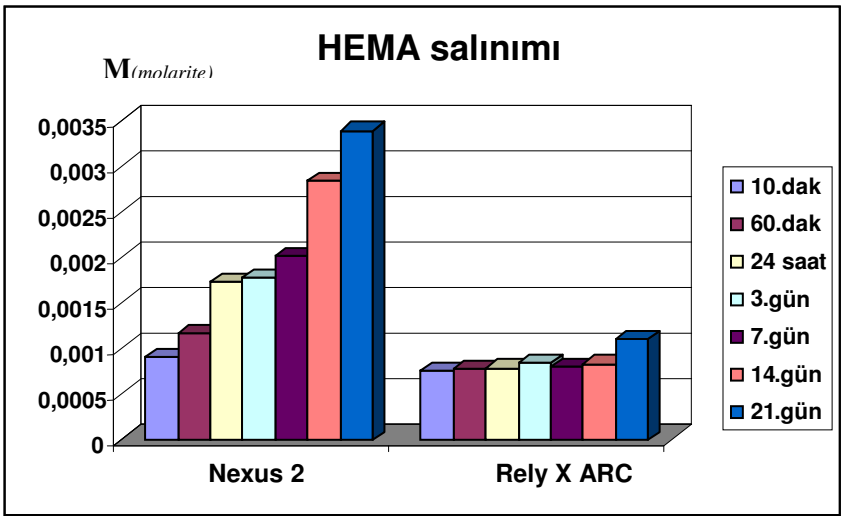
Tablo 4.16. İki yönlü varyans analizi sonuçları (HEMA genel salınımı)

	KT	**SD**	**KO**	**F**	**Sig.**
MATERYAL	4,498E-05	1	4,498E-05	121,59	,000
PERIYOT	2,879E-05	6	4,798E-06	12,97	,000
MATERYAL & PERİYOT	1,852E-05	6	3,087E-06	8,34	,000

KT:Kareler Toplamı, SD:Serbestlik Derecesi, KO:Kareler Ortalaması

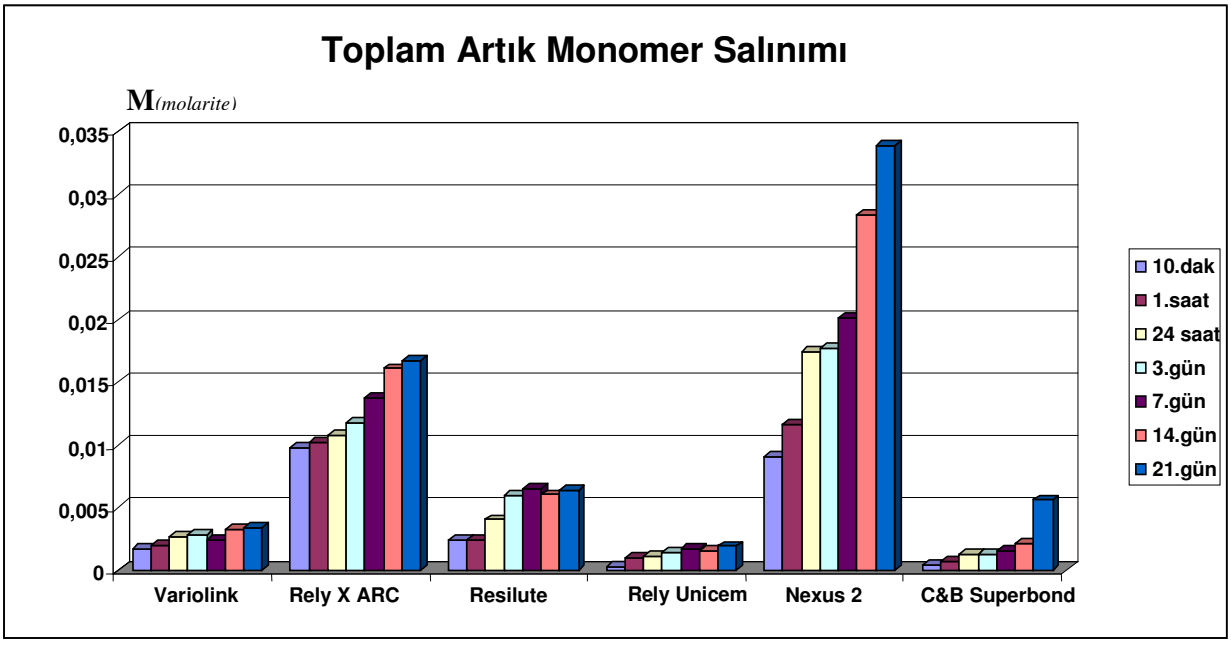
İki yönlü varyans analizi sonucunda test edilen materyallerin ve periyotların istatistik olarak önemli farklılık gösterdiği tespit edilmiştir ($p<0.05$), materyaller ile periyotlar arasında da istatistik olarak önemli bir etkileşim tespit edilmiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.16) (Resim 4.7).

Tüm zaman periyotlarında salınan toplam HEMA miktarının istatistik olarak farklılığının olup olmadığının tespiti için Tukey HSD testi uygulanmıştır. 10. dak, 1.saat,1. ,3. ,7. günde salınan HEMA miktarı ile 21. günde salınan arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$). Ancak 14. gün ile 21. gün arasında istatistik olarak önemli fark bulunmamıştır ($p>0.05$).



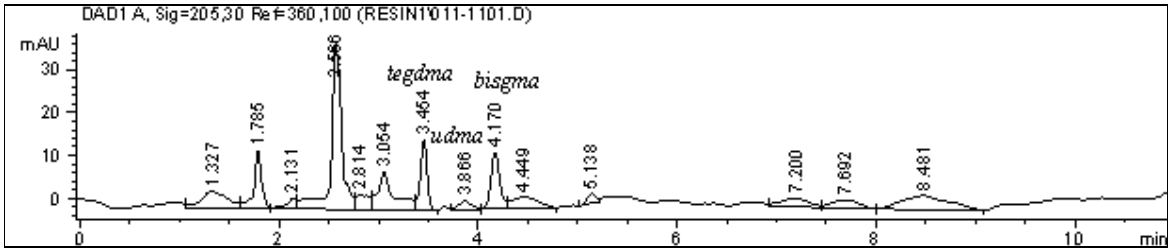
Resim 4.7. Rezin simanlardan HEMA salınımı

Çalışmada incelenen altı farklı rezin simandan toplam salınan artık monomer miktarlarının incelenmesi için tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD testleri uygulanmıştır. En fazla monomer salınımı Nexus 2 grubunda ($p<0.05$), daha sonra Rely X ARC grubunda gözlenmiştir ($p<0.05$). Variolink II, Resilute, Rely X Unicem ve C&B Superbond grupları karşılaştırıldığında toplam monomer salınım miktarları arasında istatistik olarak fark gözlenmemiştir ($p>0.05$) (Resim 4.8).

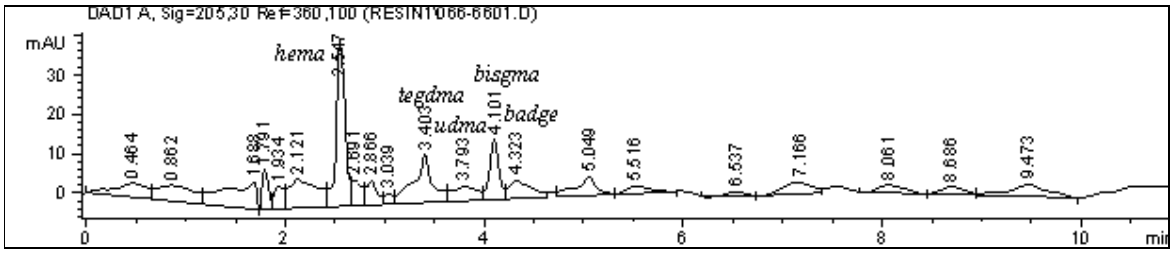


Resim 4.8. Toplam artık monomer salınımı

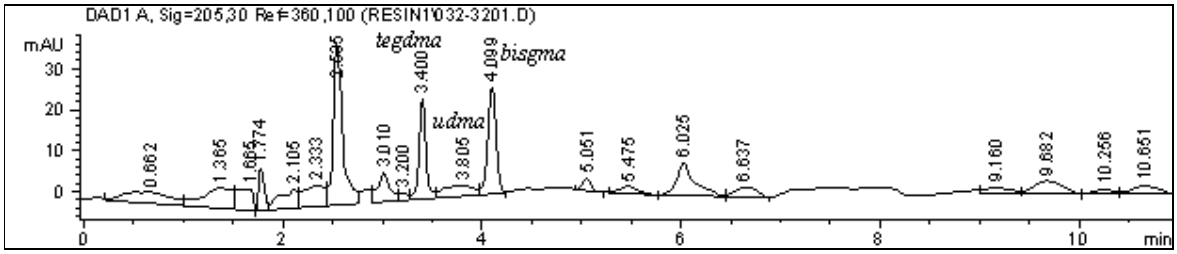
Çalışmamızda test edilen rezin simanlarda salınan artık monomerlere ait örnek kromatogramlar Resim 4.9-4.14'te gösterilmiştir.



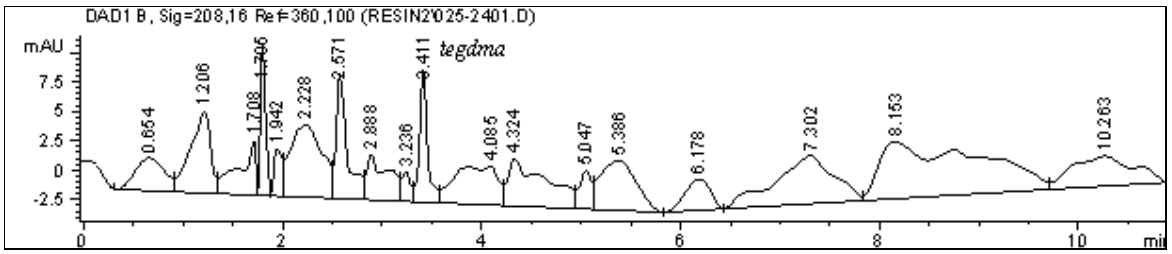
Resim 4.9. Variolink II'den salınan artık monomerlere ait örnek kromatogram



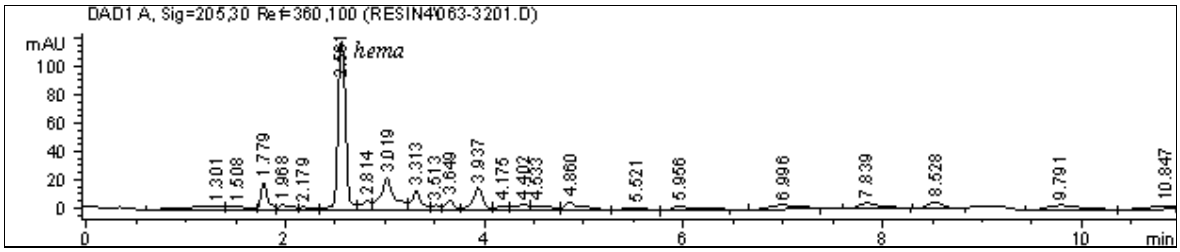
Resim 4.10. Rely x ARC'den salınan artık monomerlere ait örnek kromatogram



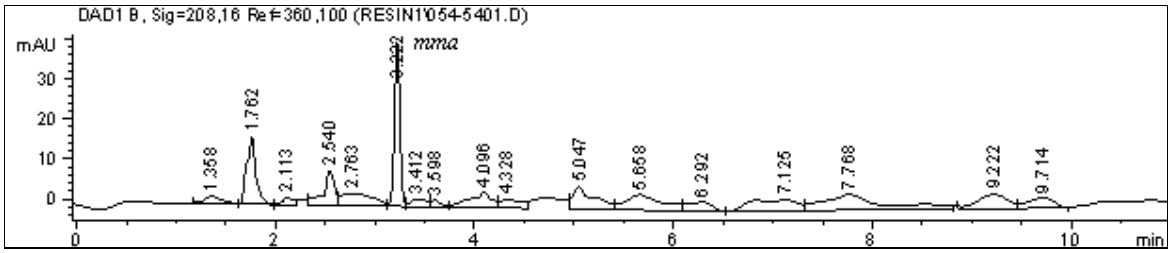
Resim 4.11. Resilute'tan salınan artık monomerlere ait örnek kromatogram



Resim 4.12. Rely X Unicem'den salınan artık monomerlere ait örnek kromatogram



Resim 4.13. Nexus 2' den salınan artık monomerlere ait örnek kromatogram



Resim 4.14. C&B SuperBond' dan salınan artık monomerlere ait örnek kromatogram

5.TARTIŞMA ve SONUÇ

Son yıllarda tam seramik restorasyonlara olan ilgi gün geçtikçe artmakta, seramik inleyler, onleyler ve kronlar popülarite kazanmaktadır. Bu restorasyonlar metal destekli seramik restorasyonlarla karşılaştırıldığında mükemmel estetik sunmaktadır (Seiber 1993, Christensen 1999). Ancak seramik materyaller çok kırılgandırlar ve dişe bağlanmak için rezin simanlara ihtiyaç duyarlar (Jensen ve ark 1989, Burke 1995). Rezin siman diş yüzeyine bağlanmak için adeziv ajanlar ihtiva ederler ve böylece hem dişe hem de restorasyona bağlanma sağlarken, restorasyon ile diş arasında oluşabilecek mikrosızıntının önlenmesini, postoperatif hassasiyetin azalmasını, marjinal bölgede renklenme ve çürük oluşumunun önlenmesini sağlarlar (Dietschi ve ark 1990, Burke ve Watts 1994, Mak ve ark 2002). Ancak ağız sıvısı; tükürük, enzimler, bakteriler ve diğer maddeler içermesi ve pH'sının 5-7 arasında olmasına bağlı olarak rezin simanlarda yıkım ve çözünme meydana gelebilir (Humphrey ve Williamson 2001). Aynı zamanda rezin simanların seramik restorasyonlar ile kullanımı sırasında oluşabilecek yetersiz polimerizasyonuna bağlı oluşan artık monomer salınımı da, toksisiteye, pulpa ve oral mukozada zararlı etkilere sebep olabilmektedir (Spagnuolo ve ark 2004). Bu nedenle rezin simanlar biyouyumlu materyaller olmalıdır.

Rezin simanların mikrosızıntıları, bağlanma dayanımları ve diğer özelliklerinin değerlendirilmesi açısından in vitro (Sano ve ark 1999, Takahashi ve ark 2002, Hashimoto ve ark 2002, Hashimoto ve ark 2003, Armstrong 2003) ve in vivo (Hashimoto ve ark 2000, Hashimoto ve ark 2001) bir çok çalışma yapılmıştır. Ancak rezin simanların ağız ortamındaki çözünmeleri hakkında yeterli çalışma ve bilgi mevcut olmamasından dolayı, güncel olarak kullanılan 6 farklı rezin simandan salınan artık monomer miktarını incelemek amacıyla bu çalışma planlanmıştır.

Cam seramiklerin kristal yapısı çok aşamalı üretim teknikleri sonucunda lösit kristalleri ile üretilebilmektedir. İlk defa 1990 yılında Wohlwend tarafından açıklanan bu teknikte (IPS Empress, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) toz formundaki ürün silindirik kalıpla preslenerek pişirilmiş ve

tablet formuna getirilmiştir. Mineye yakın aşınma direnci ve ışık geçirgenliği gösteren bu sistemin gerilme dayanıklılığı 160-180 MPa kadardır (Scientific Documentation Ivoclar 1997). 1998 yılında lityum disilikat ve lityum ortofosfat kristalleri ile güçlendirilmiş yeni bir altyapı seramiği hazırlanmıştır. Bu altyapının üzerine mine dokusunun hidroksiapatit kristalin yapısını taklit eden sentetik bir kristal olan floroapatit kristalleri içeren bir seramik uygulanır (IPS Empress 2). Bu sistem yaklaşık % 60 oranında kristal yapı içermektedir ve 350±50 MPa gerilme direnci gösterir (Scientific Documentation Ivoclar 1997). Yukarıda sayılan olumlu özelliğinden dolayı bu çalışmada inley restorasyonların yapımında, posterior dişlerde estetik tedavi seçeneklerinden biri olan IPS Empress 2 Eshetic seramik materyali kullanılmıştır.

Seramik inley preparasyonunun temeli, restorasyonun form ve fonksiyonunun uzun dönem muhafaza edilmesi amacıyla, kalan diş yapısının korunması ve güçlendirilmesi esasına dayanır (Garber ve Goldstein 1994, Öztürk 2001). Preparasyonları, döküm metal inleylerden farklıdır. Seramik inleylerin laboratuvar işlemlerini kolaylaştırmak ve restorasyondaki kırılmaları önlemek amacıyla, keskin kenar ve köşeler bırakılmaz. Döküm metal inleylerin aksine seramik inleyler, restorasyonun oturumunu kolaylaştıran "bevel" içermezler (Garber ve Goldstein 1994). Pelka ve ark (1999) başlangıçta salınan artık monomer miktarıyla rezinin yüzey miktarı arasında ilişki olduğunu savunmuşlardır. Uzun dönem salınımın ise, rezin materyalin ağırlığına ve hacmine bağlı olduğuna karar vermişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda açılan Klas I inley kavitelerinin genişliğini ve restorasyunun temas ettiği yüzey alanını standardize etmek için standart kavite açma makinesi kullanıldı ve böylece her diş için eşit alana ve yüzeye sahip kaviteler elde edildi.

1986'dan bu yana adezyonun gelişimi ile birlikte tam seramik kronların, porselen laminaların, estetik inley ve onleylerin simantasyonunda rezin simanlar kullanılmaktadır (Degrande ve Roulet 1997). Rezin simanlarda aranılan en önemli özelliklerinden biri, ağız sıvıları içerisinde çözünmemesidir. Tüm çalışmalara rağmen restorasyon ile diş arasında açıklık oluşmakta ve dolayısıyla tam bir kapanma sağlanamamaktadır. Bu açıklıktan ötürü dental siman ağız sıvıları

ile temas etmekte ve bu durum simanın bütünlüğünün bozulmasına sebep olmaktadır. Fick'in difüzyon kanununa göre açıklık ne kadar büyükse çözünmede o oranda artmaktadır (Mc Lean ve Wilson 1980). Bu nedenle restorasyon mümkün olduğunca iyi oturuma sahip olmalıdır (Donovan ve Cho 1999). Yapmış olduğumuz çalışmada, restorasyonun daha uygun bir şekilde kavite içerisine oturtulması amacıyla restorasyonun uyumu "fit checker" kullanılarak kontrol edilmiş ve böylece restorasyonun en uygun şekilde oturumu sağlanmıştır.

Seramik inley ve onley restorasyonların simantasyonunda genel olarak dual polimerize olan rezin simanlar tercih edilmektedir (Kramer ve ark 2000). Böylece kalın inley restorasyonların altında kalan rezin simanın yeterli ışık almaması nedeniyle oluşabilecek yetersiz polimerizasyon, kimyasal yolla polimerizasyon ile minumum seviyeye indirilecek, uygun çalışma zamanı da sağlanarak, uygun restorasyon oturumu sağlanacaktır. Dual polimerize olan rezin simanlar uygun çalışma zamanı ve kontrollü polimerizasyon sunar, içerisinde bulunan kimyasal aktivatörlerde yüksek derecede polimerizasyonunu sağlarlar (Kramer ve ark 2000). Birçok dual polimerize rezin siman ışıkla polimerizasyona ihtiyaç duymakta ve ışık olmadığı zamanda yetersiz sertlik göstermektedir (Hasegawa ve ark 1991, El-Badrawy ve El-Mowafy 1995).

Kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar sabit sertleşme zamanına sahiptirler ve genellikle de metal destekli seramik restorasyonlar yada opak, yüksek dirençli seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar. Az dolduruculu rezin simanlar, daha akıcı olmaları ve yüzey ıslatabilirliklerinin yüksek olması sayesinde optimal restorasyon oturumu sunarlar (Kramer ve ark 2000). Rezin simanın rengi, film kalınlığı, seramik restorasyonun veya kompozitin ışık geçirgenliği, sertleşme oranını etkilemektedir (Blatz ve ark 2003).

Bu çalışmada uyguladığımız 2 mm kalınlığında seramik inley simantasyonunda 5 tanesi dual, 1 tanesi kimyasal olarak polimerize olan 6 farklı rezin siman kullanılmıştır. Diş yüzeyinde yapıştırıcı ajanı diş yapısına bağlamak için adeziv sistemler kullanılmaktadır. Günümüzde adeziv sistemler asit ve yıkama yada self etch sistemler olarak ayrılmaktadır. Birden çok basamaklı

sistemler, zaman alıcıdır ve hassasiyet gerektirmektedir. Son yıllarda ön hazırlık aşaması içermeyen Rely X Unicem gibi dual polimerize olan self-etch rezin simanlar piyasaya sürülmüştür. Çalışmamızda Variolink II, Rely X ARC, Resilute, Rely X Unicem, Nexus 2 ve C&B SuperBond rezin simanlarının, artık monomer salınımlarının incelenmesinin sebebi, bu simanların yaygın olarak kullanılmaları ve farklı adeziv sistemlere sahip olmalarıdır. Yapılan çalışmalar sonucunda kullanılan rezin simanlarından Nexus 2, C&B SuperBond, Rely X ARC ve uzun uygulama işlemine sahip Variolink II'nin seramik restorasyona ve diş yüzeyine yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğu gösterilmiştir (Stewart ve ark 2002, Piwowarczyk ve ark 2006, Hikita ve ark 2007). Rely X Unicem tek basamaklı ve kolay uygulanıma sahiptir (Hikita ve ark 2007), Resilute flor içermektedir ve bu nedenle çürük önleyici özelliğe sahiptir (Xu ve Burgess 2003). Bazı araştırmalara göre C&B SuperBond gibi kimyasal yolla polimerize rezin simanların bağlanma dayanımlarının dual polimerize olan simanlara göre daha yüksek bulunması (Stewart ve ark 2002) gibi nedenlerden dolayı çalışmamızda yukarıda belirtilen rezin simanlar kullanılmışıtır. Ayrıca rezin siman materyallerinin diş dokusuna daha iyi bağlanması amacıyla kullanılan adeziv sistemler de üretici firmalarının önerileri doğrultusunda kullanılmıştır. Birçok araştırmada farklı bağlanma dayanıma sahip adeziv sistemlerin, rezin simanlarla birlikte farklı kombinasyonlarda kullanıldığı birçok araştırma bilidirilmiştir (Stewart ve ark 2002, Özturk ve Aykent 2003, Mota ve ark 2003, Nikaido ve ark 2003, Carvalho ve ark 2004). Dual polimerize rezin simanlardan biri olan Resilute rezin siman için üretici firmanın tavsiyesine uygun olarak Variolink II rezin simanı ile birlikte kullanılan 3. nesil adeziv sistemi kullanılmıştır.

Metil metakrilat esaslı rezin kompozitler; fissür örtücü, bonding ajan, rezin siman ve dolgu maddesi gibi birçok amaç için diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunlardan birçoğu 400-500 nm dalga boyu arasında ışık yayan ışık cihazları ile polimerize olmaktadır. Halojen ışık kaynağı, 40 sn ışınlama süresi uygulanarak dolgu maddelerinin polimerizasyonunda kullanılmaktadır (Spahl ve ark 1991, Ferracane 1994, Geurtsen 1998, Munksgaard ve ark 2000).

Rahiotis ve ark (2004) yapmış olduğu araştırmada, halojen ışık kaynağı ile Plasma Arc ve Light Emitting Diode ışık kaynaklarını karşılaştırdığında, restoratif rezinlerde polimerizasyon işleminde oluşan C=C çift bağlarının dönüşümünü halojen ışık kaynağının daha iyi sağladığını bildirmiştir. Blackman ve ark (1990) yaptıkları bir çalışma sonucunda, inley restorasyonu altında bulunan rezin simanın yeterli polimerizasyonun sağlanabilmesi için, ışık kaynağı ile arasındaki mesafenin en fazla 3 mm olası gerektiğini vurgulamışlardır.

Çalışmamızda test ettiğimiz rezin simanların hepsinin halojen ışık kaynağına duyarlı olması, halojen ışık kaynağını seçmemizde etkili olmuştur. Halojen ışık kaynağının ışık saçan ucu inley restorasyonlarının hemen üstüne yerleştirilerek ışık kaynağından çıkan ışının 2 mm derinliğindeki kavite tabanına yeterli derecede ulaşması sağlanmıştır.

Marjinal aralığın ve okluzal uyumsuzlukların azaltılması için simanın ince film kalınlığına sahip olması gerekmektedir. Film kalınlığına etki eden faktörler ise, siman tozunun partikül büyüklüğü, simantasyon kuvveti ve tekniği, viskozite, akışkanlık, "die spacer", kaçış kanalları gibi bazı özel tekniklerin kullanılmasıdır (Donovan ve Cho 1999). ADA (American Dental Association) spesifikasyonuna göre yapıştırma simanı için film kalınlığı 25 µm'den fazla olmamalıdır. Yeni çıkan rezin simanlarla yapılan çalışmalarda laboratuvar şartlarında film kalınlığı 40-60 µm arasında iken klinik kron uygulamalarında 200-400 µm arasında bulunmuştur (Donovan ve Cho 1999). İlk çıkan rezin simanlarda film kalınlığı aşırı derecede fazla iken son çıkan rezin simanlarda kabul edilebilir film kalınlığına erişilmiştir. Ancak bu siman sistemlerinde çok hassas çalışma tekniği gerekmekte akıcılık, çalışma zamanı gibi faktörler istenmeyen restorasyon yüksekliklerine sebep olmaktadır (Donovan ve Cho 1999). Yapılan araştırmalar sonucunda 25-40 µm kalınlığında "die spacer" kullanılması uygun restorasyon oturumu sağlamaktadır (Fusyama ve ark 1964, Eames ve ark 1978, Campagni 1982, Donovan ve Cho 1999). Ancak fazla kalın die spacer uygulaması restorasyonun tutuculuğunu olumsuz yönde etkilemektedir (Vermylia ve ark 1983, Donovan ve Cho 1999). Bu nedenle 40 µm dan fazla kalınlıkta die spacer kalınlığı önerilmemektedir (Donovan

ve Cho 1999). Bu değerler göz önüne alınarak çalışmamızda seramik restorasyonların uyumunun sağlanması, uygun siman kalınlığının oluşturulması ve eşit miktarda siman materyali elde etmek için siman aralığı 40 µm olacak şekilde die spacer uygulanmıştır.

Seramik inley restorasyonlar simante edilmeden önce, dişler akrilik bloklar ile birleşim alanından horizontal düzleme paralel olarak kesilmiş ve açık alanlar amalgam restorasyonlarla kapatılmıştır. Böylece solüsyon içerisine salınan monomerlerin dentin tübüllerinden geçerek pulpa odası boşluğuna ve oradan solüsyon içerisine salınımı önlenmiştir. Bu şekilde sadece kavite kenarları ve inley restorasyonunun sınırları arasında bulunan rezin simandan monomer salınımının ölçülmesi sağlanmıştır.

Rezin simanların ağız sıvılarında oluşan yıkımları enzimatik reaksiyonlara, asidik duruma, yiyecek ve içeceklerin sebep olduğu erozyonlara bağlıdır (Eliades ve ark 1995). Organik çözücüler olan etanol, metanol yada bu çözücülerle suyun karışımı ağız sıvısının yerine önerilmektedir (Ruyter ve Sjøvik 1981, Yoshida ve ark 1992). Su, etanol, metanol, asitonitril, tükürük gibi çeşitli çözücüler monomer salınımları incelemek amacıyla araştırmalarda kullanılmıştır (Wu ve Mckınney 1982, Ferracane ve Condon 1990, Lee ve ark 1995). Etanol, materyalde geri dönüşü olmayan ayrışmalara neden olur. Çünkü etanol matrikse penetre olur ve polimer zincirleri arasındaki boşluklarda genişlemeye, reaksiyona girmemiş monomerlerin açığa çıkmasına ve ortam içerisine salınmasına sebep olmaktadır. Buna karşı suni tükürük polimer ağına düşük derecede penetre olmaktadır (Thompson ve ark 1982, Geurtsen 1998). Araştırmacılar rezin materyallerin iyon salınımının incelenmesi için % 75' lik etanol su solüsyonunu önermektedirler (Wu ve Mckınney 1982, Ferracane ve Condon 1990, Lee ve ark 1995). US FDA tarafından "food simulating liquid" olarak tavsiye edilen % 75'lik etanol-su karışımı artık monomerlerin tespitinde birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (FDA 1976, Ferracane ve Condon 1990, Lee 1995). Bu açıdan % 75'lik etanol/su karışımının rezin simanlar için en iyi çözücü olduğu bildirilmiştir (Ferranace 1994). Bütün bu bilgiler çözücü tipinin rolünün önemini göstermektedir. Rezin simanlarda artık monomer

salınımının değerlendirildiği çalışmamızda, salınabilecek maksimum monomer miktarını tespit etmek için % 75'lik etanol-su solüsyonu kullanılmıştır.

Adeziv materyallerin analizlerinde kullanılan teknikler; İnfra-red (IR) spektroskopisi, Ultraviole (UV) spektroskopisi, GC ve HPLC'dir (Spahl ve ark 1998, Lee ve ark 1998, Lygre ve ark 1999, Sideridou ve ark 2005). İlk yapılan çalışma Braden ve Pearson (1981) 6 ay su içinde beklettikleri Bis-GMA ve üretan esaslı kompozitlerden salınan bileşikleri IR spektroskopisi kullanarak incelemişlerdir. IR spektroskopisi, özellikleri ideal olmamasına rağmen, artık monomer yada oligomerlerin kompozitlerden salındığını ortaya çıkarmıştır. Thompson ve ark (1982), UV spektroskopisi kullanarak kompozitler içerisinde bulunan temel monomerleri inceledikleri çalışmalarında, 48 saat su ve etanol solüsyonu içerisinde bekletilen kompozit örneklerden monomerlerin salındığını bildirmiştir. Ayrıca aynı araştırmacılar, % 50 etanol, % 50 su karışımının saf suya oranla artık monomer salınımında daha etkili olduğunu ve salınan materyallerden % 80-90'ının ilk birkaç saat içinde salındığını göstermiştir. Salınan maddelerin ayrımı ve tanımlanması için kullanılan GC-MS küçük moleküler ağırlığa sahip lipofilik moleküllerin saptanmasında uygun bir teknik olarak gösterilmektedir (Spahl ve ark 1998, Lygre ve ark 1999). Ancak yüksek moleküler ağırlığa sahip Bis-GMA ve UDMA gaz kromatografisinde ayrışıma uğramakta ve ayrışım sonucu oluşan ürünler tespit edilmektedir. Bu nedenle birçok çalışmada büyük moleküllü monomerlerin tespitinde ve ölçümünde HPLC cihazı kullanılmıştır (Hamid ve Hume 1997, Mohsen ve ark 1998, Munksgaard ve ark 2000).

HPLC, diş hekimliğinde artık monomer içeren dental polimerlerin ve kompozitlerin analizinde kullanılmaktadır (Munksgaard ve ark 2000). Inoue ve Hayashi (1982) 2 hafta suda bekletilmiş 8 farklı kompozitten Bis-GMA ve diğer monomerlerin salındığını, HPLC kullanarak doğrulamıştır. 1986'da Okamoto ve ark, 72 saat suda yaşlandırılan 2 kompozitten Bis-GMA, TEGDMA ve hidrokinon inhibitörünün salınımını tespit etmek için yine HPLC kullanmışlardır.

Yukarıda belirtilen nedenlerden dolayı çalışmamızda, rezin simanlardan salınan artık monomerlerin değerlendirilmesinde güçlü bir analitik ölçüm cihazı olan HPLC kullanılmıştır.

HPLC cihazı ile çalışmanın bazı güçlükleri tespit edilmiştir. Bunlardan biri, glikoldimetakrilat gibi ko-monomerlerin tespitinde bazı dalga boylarında abzorbsiyon vermemesidir (Geurtsen 1999). Her maddenin abzorbe ettiği ışığın dalga boyu farklı olduğundan değişik dalga boylarında farklı abzorbans özellikleri gösterebilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda "Diode Array" dedektör kullanarak her bileşiğin abzorbe ettiği en iyi dalga boyu seçilerek konsantrasyonlar hesaplanmıştır. Kullanılan dalga boyları Bis-GMA için 205 nm, TEGDMA, UDMA, HEMA, BADGE ve UDMA için 208 nm'dir.

Literatürde reaksiyona girmemiş monomerlerin tamamen salınımı için gerekli zaman hakkında çelişkili düşünceler vardır. Bazı literatürlerde salınımın tamamlanmasının 1-7 gün içerisinde gerçekleştiği vurgulanmıştır (Tanaka ve ark 1991, Ferranace 1994). Buna karşın bazı araştırma sonuçlarında ise salınımın tamamlanması için 30 gün gerektiği belirtilmiştir (Ferranace 1994). Genel olarak dental rezinlerin, pulpa ve diğer oral dokular için reaksiyona girmemiş uzun süreli monomer kaynağı olduğu konusunda bilgiler vardır. Bunun sebebi olarak rezin materyalinin organik çözücülerle satüre olmasının haftalar, hatta aylar sürmesi gösterilmektedir (Ferranace 1994).

Mair (1989), ağız içinde olduğu gibi, 6 ile 60°C arasında yavaş ısı değişimlerinin rezin kompozitler içerisindeki mikro çatlakların derinliğini ve sıklığını arttırdığını belirtmiştir. Bu mekanizma çözücü ve ağız içi sıvıların derin difüzyonunun ilerlemesini sağlamaktadır ve bu da rezin restorasyondan hızlı ayrışmaya ve salınıma neden olmaktadır. Buna ek olarak, sıvı emilimine bağlı olarak oluşan matriks genişlemesinden dolayı, dolduruculardaki strese neden olmaktadır. Matriks ve inorganik dolducu ara yüzünde bulunan abzorbe edilen su, silan kaplama ajanı veya inorganik doldurucu partikülleri ile reaksiyona girebilir. Bu da, doldurucu partiküllerin ayrışmasına ve sonucunda da monomer salınımına neden olabilir (Kalachandra ve Wılson 1992).

Palmer ve ark. (1999) cam iyonomerlerden HEMA salınımını inceledikleri çalışmada salınımın ölçme periyotlarını; 10. dak, 40. dak ve 24. saat olarak belirlemişlerdir. Kawahara ve ark (2004) artık monomer salınımlarını HPLC ile ölçtükleri çalışmalarında, ölçüm periyotlarını 1., 3., 6., 12., 24. saatleri ve 3., 7., 14. günler olarak belirlemişlerdir. Tanaka ve ark (1991) ışıkla polimerize dental kompozitlerden salınan TEGDMA ve Bis-GMA artık monomerlerini araştırmışlardır. Örnekler su içerisinde 1, 3, 5 ve 7 gün bekletilmiş ve örnekler gaz-likit kromatografi ile analiz edilmişlerdir. Önceki çalışmalar dikkate alınanrak, çalışmamızda test edilen rezin siman örneklerden artık monomer salınımlarının değerlendirme periyotları , 10.dak, 1.saat, 1., 3., 7., 14., 21. günler olarak tespit edilmiştir.

Dental rezin materyallerde bulunan 39 akrilat ve metakrilatların yapıları ile sitotoksik dereceleri arasında bir bağlantı olduğu Geurtsen (1998) tarafından bildirilmiştir. Bis-GMA; alerjik, östrejenik (Söderholm ve Mariotti 1999, Olea ve ark. 1996), mutajenik (Heil ve ark. 1996), toksik (Geurtsen ve ark. 1998), sitotoksik ve genotoksik (Geurtsen 1997, Kawahara 2004) ve apoptotik (Engelmann ve ark. 2004) etki gösterebilir.

TEGDMA; alerjik, sitotoksik (Heil ev ark 1996, Stanislawski ve ark 2003), mutajenik (Hansel ve ark 1998, Swhweikl ve Schmalz 1999), apoptotik (Spagnuolo ve ark 2004) karyojenik (Hansel ve ark 1998, Noda ve ark 1999) etki göstermektedir. Ayrıca mitakondriyal membran kolapsına da sebep olabilmektedir (Lefeuvre ve ark 2005).

UDMA; genotoksik (Schweikl ve ark. 1998), mutajenik, alerjik (Heil ve ark 1996), reaksiyonlara sebep olabilir. HEMA, alerjik (Wallenhammar ve ark 2000, Kanerva 2001, Geukens ve Goossens 2001), mutajenik (Huang ve ark 2003), apoptosis (Paranjpe ve ark 2005) gibi reaksiyonlara sebep olabilir.

BADGE; mutajenik etki (Schmalz 1998), östrejenite (Spahl ve ark 1998), sitotoksite (Ratanasathien ve ark 1995) gösterebilir. MMA ise, hastalarda alerjik (Rickles 1972, Basker ve ark1990), “klastojenic”, aktiviteye (Schweikl ve ark 2001) neden olabilmektedir.

Diş hekimleri tarafından günümüzde sıklıkla kullanılmaları ve insan vücudu için yukarıda sıralanan olumsuz özelliklerinden dolayı çalışmamızda 6 farklı monomerin (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, HEMA, BADGE, MMA) etanol solüsyonu içerisine salınımı incelenmiştir.

Çalışmamızda Variolink II rezin siman materyalinden salınan monomerlerin toplam miktarları incelendiğinde, TEGDMA' nın diğer monomerler olan Bis-GMA ve UDMA' ya göre daha fazla salındığı bulunmuştur. Rezinlerde monomer salınımını etkileyen faktörlerden biri, monomerin büyüklüğü ve kimyasal özelliğidir (Ferracane 1994, Geurtsen 1998). Küçük molekül ağırlığına sahip bileşikler (TEGDMA, HEMA, MMA) daha mobil olduğundan, büyük molekül ağırlığına sahip bileşiklere (Bis-GMA, UDMA, BADGE) oranla daha fazla ve daha hızlı miktarda monomer salınımı olmaktadır (Ferracane 1994). Bilindiği üzere TEGDMA, Bis-GMA ve UDMA' ya göre daha küçük bir komonomerdir ve bu nedenlerden ötürü Variolink II'de TEGDMA salınımı Bis-GMA ve UDMA' ya göre fazla tespit edilmiştir.

Variolink II'den salınan toplam monomer miktarları incelendiğinde periyotlara bağlı olarak monomer miktarlarında artış görülmüş ve salınan toplam monomer miktarı 21. günde en üst konsantrasyona ulaşmıştır. Rezin materyalleri içerisindeki polimer bağları arasında reaksiyona girmemiş monomerler, çözücünün polimer matriksleri içerisine yavaş difüze olmasına bağlı olarak ilerleyen zamanlarda ortam içerisine salınmalarına sebep olmaktadır (Pearson ve Longman 1989).

Variolink II'nin zaman periyotlarında Bis-GMA artık monomer salınımı değerlendirildiğinde en fazla salınım 3. günde olmuş ancak 14. gün salınımından istatistik olarak fark görülmemişitir. En düşük toplam Bis-GMA miktarı ise 21. günde bulunmuştur. Olea N ve ark (1996) yaptıkları çalışmada Bis-GMA'nın Bisfenol A'ya parçalandığını göstermişlerdir. Bu bilgiler ışığında etanol-su karışımı içerisinde salınan Bis-GMA yıkıma uğrayarak Bisfenol A gibi yıkım ürünü oluşturmuş olabilir ve çözücü içerisinde kaldığı periyotlarda Bis-GMA'nın yapısında oluşan yıkıma bağlı olarak, Bis-GMA'nın çözücü içerisinde bulunan miktarında değişim meydana gelmiş olabilir. Bu nedenle polimerizasyondan hemen sonra ve ilerleyen zaman içerisinde meydana gelen

artık monomer salınımı düşünüldüğünde, materyal içerisindeki Bis-GMA'nın açığa çıkması ve yıkımı arasında oluşabilecek dengelere bağlı olarak bu sonuçlar çıkmış olabilir.

Variolink II'nin zaman periyotlarına göre TEGDMA ve UDMA artık monomer salınımları değerlendirildiğinde, periyotlara bağlı olarak salınan TEGDMA ve UDMA miktarlarında artış görülmüştür. Bu durum salınan TEGDMA ve UDMA artık monomer miktarlarının en fazla 21. günde, en düşük 10. dakikada görülmesiyle anlaşılmaktadır. Bunun sebebi organik çözücülerin zamana bağlı olarak polimer matriksi içine daha iyi penetre olması ve maddelerin içerisinde kalmış artık monomerlerin salınmasına sebep olması olabilir. Bu durum literatürde belirtildiği gibi devam eden salınımın sebebi olarak materyalin iç yapısından kaynaklanması olarak yorumlanabilir.

Çalışmamızda Rely X ARC rezin siman materyalinden salınan monomerleri incelediğimizde, tüm periyotlarda salınan toplam Bis-GMA'nın en az, HEMA'nın ise en fazla salınan monomer olduğu bulunmuştur. Bunun sebebi HEMA küçük molekül ağırlığına sahip bir monomer olması ve hidrofilik özelliğinden dolayı su içeren organik çözücüye salınması şeklinde açıklanabilir (Ratanasthien ve ark 1995). Hamid.ve ark (1998) yapmış oldukları çalışmada HEMA'nın rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlardan ve kompomerlerden direkt olarak su içerisine ve dentine salındığını bildirmişlerdir.

Rely X ARC'den salınan toplam monomer miktarları incelendiğinde periyotlara bağlı olarak monomer miktarlarında artış görülmektedir. Rely X ARC'den toplam salınan Bis-GMA'nın periyotlara göre salınımı incelendiğinde salınımın 14. günde en yüksek değere ulaştığı görülmüştür. Rely X ARC'den toplam salınan TEGDMA, UDMA, HEMA ve BADGE artık monomerlerinin periyotlara bağlı salınımları ayrı ayrı incelendiğinde zamana bağlı salınan monomer miktarlarında artış istatistik olarak önemli bulunmamıştır.

Çalışmamızda Resilute'dan salınan monomerleri incelediğimizde, tüm periyotlarda en fazla salınan monomer TEGDMA ve UDMA, en az salınan monomer ise Bis-GMA olarak tespit edilmiştir. Rezin simanların doldurucu miktarları, simanın vizkozitesine ve dolayısıyla artık

monomer salınımına etki etmektedir. Vizkozitesi yüksek rezin siman daha az artık monomer salınımı göstermektedir. Resilute'un uygulanmasında, Variolink II ile aynı adeziv sistem kullanılmasına rağmen artık monomer salınımında farklılık göstermesi doldurucu içeriğinin farklı olmasından kaynaklanabilir (Ferracane 1994). Ayrıca Resilute rezin materyali flor salınımı yapmakta ve buna bağlı olarakta yapısal stabilitesi diğer flor salınımı yapmayan materyallere göre daha zayıf olabilmektedir (Xu ve Burgess 2003).

Yine Rezilute rezin materyalinden salınan toplam artık monomer miktarının, zamana bağlı olarak arttığı, yapılan HPLC ölçümleri sonucunda tespit edilmiştir. Zamana bağlı TEGDMA salınımı incelendiğinde periyotlar arasında salınan TEGDMA miktarında farklılık bulunmazken, UDMA salınımı ilerleyen zamana bağlı olarak artmıştır.

Rely X Unicem'den salınan TEGDMA'nın zamana bağlı salınım miktarları değerlendirildiğinde TEGDMA salınımının artışı istatistik olarak önemli bulunmamıştır.

Nexus 2 rezin materyalinden HEMA salınımının incelendiği örneklerde, toplam HEMA salınımı ve C&B SuperBond rezin materyalinden salınan MMA ilerleyen zamana bağlı olarak artış göstermiştir.

Çalışmamızda rezin simanlardan (Variolink II, Rely X ARC, Resilute) 7 farklı zaman periyodunda salınan toplam Bis-GMA artık monomer miktarı incelendiğinde en az Bis-GMA salınımı Rely X ARC'de görülmüştür ve tüm materyallerden salınan toplam Bis-GMA miktarı 14. günden sonra azalmıştır.

Yine rezin simanlardan (Variolink II, Rely X ARC, Resilute, Rely X Unicem) 7 farklı zaman periyodunda salınan TEGDMA artık monomer miktarının incelendiğinde en fazla TEGDMA salınımı Resilute'da görülürken, en az salınım Rely X Unicem' de görülmüştür. Zamana bağlı olarak salınan toplam TEGDMA miktarında ise artış görülmüştür. Rezin simanlardan (Variolink II, Rely X ARC, Resilute) 7 farklı zaman periyodunda UDMA artık monomerinin salınımı incelendiğinde en az salınım Variolink II' de görülmüştür. Tüm materyallerden salınan toplam

UDMA miktarı zaman bağlı olarak artış göstermektedir. Rezin simanlardan (Rely X ARC, Nexus 2) 7 farklı zaman periyodunda salınan HEMA artık monomer miktarının incelendiğinde en fazla HEMA salınımı Nexus 2'de görülmüştür.

Çalışmamızda 6 farklı rezin simandan toplam artık monomer miktarı incelendiğinde en fazla toplam monomer salınımı Nexus 2 grubunda, daha sonra Rely X ARC grubunda gözlenmiştir. Nexus 2' de sadece HEMA salınımı incelenmiştir. Buna rağmen en fazla salınım yapan grup olmasının sebebi ise HEMA'nın hidrofilik bir monomer olmasıdır. Ayrıca adeziv sistem olarak kullanılan Optibond Solo Plus'ın, Optibond Solo Plus aktivatör ile karıştırıldığında dual polimerize simana dönüşmesi Nexus 2'nin foto initiatörlerinin konsantrasyonunun azalmasına sebep olmaktadır (Hikita ve ark 2007). Bu durum dual polimerize rezin simana dönüşen Nexus 2'nin polimerizasyon derecesinin düşük olması ve artık monomer salınımının fazla oluşmasına neden olmuştur. Çalışmada kullandığımız çözücü % 75 etanol-su solüsyonu olması ve içerisinde su bulundurması bu durumu açıklamaktadır. Rely X Unicem grubu ise en az toplam monomer salınımının görüldüğü grup olmuştur. Özellikle Rely X Unicem self-etch rezin simanı yeni geliştirilmiş multifonksiyonel fosforik asit metakrilatları içeren organik matriksten oluşmaktadır. Fosforik asit metakrilatları yapıştırma ajanı içerisindeki temel doldurucularla ve dişteki hidroksiapatitlerle reaksiyona girmektedir (Mak ve ark 2002). Rely X Unicem'den salınan monomer miktarının az olması yeni geliştirilmiş multifonksiyonel fosforik asit metakrilatları içeren organik matriks yapısından kaynaklanabilir. Salınan monomerlerin miktarında etkili olan faktörlerden biri de polimerin dönüşüm derecesidir. Rezin esaslı materyalden dönüşüm derecesi ne kadar fazla olursa salınan monomer miktarıda o kadar azalır (Ferracane 1994). Rezin esaslı materyallerde, monomerlerin dönüşüm oranına yani polimerizasyon derecesine kullanılan ışığın yoğunluğu ve süresi, materyal içerisindeki başlatıcı ve monomer sisteminin özellikleri gibi çeşitli faktörler etki etmektedir (Geurtsen 1998).

TEGDMA'nın oluşturduğu sitotoksik etkiyi incelemek için yapılan çalışmalarda, TEGDMA'nın hücre metabolizmasını % 50 oranında toksik olarak etkileyen yani TC50 değerini Noda ve ark (2002) 4000μM, Hanks ve ark (1991), Ratanasathien ve ark. (1995) 124,5 μM tespit etmişlerdir. Geurtsen ve ark (1998)'ları ise bir ilacın dozunun % 50 oranında biyolojik sisteme etki etmesi için gerekli (ED50) değerini 120-260μM olarak bulmuştur. Çalışmamızda salınan en yüksek TEGDMA miktarı Variolink II' de 203,8 μM (21. gün), Rely X ARC'de 219,9 μM (21. gün), Resilute'ta 282,5 μM (21. gün) ve Rely X Unicem'de ise 190,1 μM (21. gün) olarak bulunmuştur. Elde edilen sonuçlar, Ratanasathien ve ark (1995), Hanks ve ark (1991) ve Geurtsen ve ark'larının (1998) yaptıkları çalışmalara göre oldukça yüksek toksik değerler sergilemiştir.

Önceki yıllarda yapılan çalışmalarda HEMA'nın sitotoksik etkisi olduğu ve ED50 değerinin 1770-2520 μM olduğu tespit edilmiştir (Lehmann 1993, Geurtsen 1998). Noda ve ark (2002) dentin adezivlerden pulpa odasına salınan HEMA konsantrasyonunu 1500-8000 μM arasında, Hanks ve ark. (1991) salınan HEMA'nın toksik değerini ise 3600 μM olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda Rely X ARC'den salınan en yüksek HEMA miktarı 1097,0 μM (21. gün), Nexus 2'den salınan HEMA miktarı ise 3385,2 μM (21. gün) olarak bulunmuştur. Çalışmamız sonucunda elde edilen değerler yukarıda belirtilen değerlerle kıyaslandığında Nexus 2'den salınan HEMA miktarının toksik etkilere sahip olabileceği belirlenmiştir.

Schwengberg ve ark. 2005 yılında yapmış olduğu çalışmada 10^{-1} μM Bis-GMA'nın farelerdeki embriyonik kök hücrelerinde teratojenik etki oluşturduğunu bildirmiştir. Ratanasathien ve ark. (1995) ise rezin simanlardan salınan Bis-GMA'nın toksik etki değerini 9,35 μM olarak bildirmişitir. Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz değerler; Variolink II için 110,9 μM (3. gün), Rely X ARC için 80,8 μM (14. gün) ve Resilute için 119,1 μM (7. gün) Schwengberg ve ark. (2005), Ratanasathien ve ark. (1995)'nın elde ettiği değerlere göre oldukça yüksek tespit edilmiştir.

Hanks ve ark. 1991 yılında yapmış olduğu çalışma sonucunda, UDMA için TC50 değerini 17,4 μM olarak bildirmiştir. Çalışmamızın sonucunda ise salınan en yüksek UDMA değerleri;

Variolink II için 111,1 µM (21. gün), Rely X ARC için 469,1 µM (14. gün), Resilute için ise 337,8 µM (14. gün) olarak bulunmuştur, ki bu değerler oldukça yüksek sitotoksik etkiye sahiptir.

Ramilo ve ark (2006) yılında BADGE ve BFDGE'nin Caco-2 hücrelerinde sitotoksik etkilerinin incelendiği çalışmada, BADGE ve BFDGE'nin 200 µM konsantrasyonda sitotoksik etki gösterdiğini tespit etmişlerdir. Rely X ARC'den salınan 205,4 µM (7. gün) BADGE, Ramilo ve ark'larının 2006 yılında yaptığı çalışmanın sonuçlarına göre sitotoksik etki göstermektedir.

Rezin materyallerden salınan monomer miktarlarının toksik etkilerini inceleyen çalışmaların sonuçlarında birbirinden farklı değerler elde edildiği tespit edilmiştir (Hanks ve ark. 1991, Nabeta ve ark 1994, Palazs ve ark. 1994, Ratanasathien ve ark. 1995, Sato ve ark. 1995, Bouillaguet ve ark 1996, Gerzina ve Hume 1996, Hamid ve Hume 1996, Noda ve ark 2002, Darmani ve Al-Hiyasat 2005, Schweikl ve ark. 2006, Ramilo ve ark 2006). Bunun sebebi, çalışmalarda kullanılan materyaller ve çalışma metodlarındaki farklılıklar olabilir.

Çalışmamızda elde edilen değerler toksik, mutajenik ve alerjik sınırların üstündedir. Mutajenik etki ve alerji için salınan maddenin belli konsantrasyonda olması gerekmemektedir (Schmalz 1998). Bu nedenle salınan bileşiklerin tüm konsantrasyonları biyolojik olarak tehlike oluşturabilir.

Kallus ve Mjör (1991) ve Hentsen-Pettersen ve Jacobsen (1991) rezin ihtiva eden ajanlara karşı oluşan alerjik reaksiyonların görülme oranının düşük olmasının, ağız içerisine materyalin yerleştirilmesi sonrası çözünmemesine, dolayısıyla dental personelin çalışma hassasiyetine bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Biyolojik olarak zararlı olabilecek monomerleri mümkün olabildiğince azaltmak için bazı önlemler alınabilir. Yetersiz polimerize olan maddelerden salınan monomer miktarının, polimerize olan maddelere oranla daha fazla olmaktadır. Bu maddeleri hastaların tedavisinde uygulayan ve bu materyallerin polimerizasyonunu sağlayan diş hekimi ve yardımcıları daha dikkatli olmalı ve üretici firmaların tavsiyesine uygun olarak rezin materyalleri kullanmalıdır. Rezin simanların kullanıldığı protetik uygulamalarda, restorasyonlarda en uygun oturumu

sağlayarak, protez ile diş arasındaki aralığı mümkün olduğunca azaltıp, oral sıvılarla temas eden yüzeyi en aza indirmek ve böylece rezin simanda oluşan yıkıma bağlı monomer salınımını en aza indirmek için çaba sarf edilmelidir. Ayrıca polimerizasyon sonrası kullanılan polisaj yöntemleri ile yüzeyde oluşan oksijen inhibisyon tabakasını uzaklaştırılmalı ve bu tabakanın artık monomer kaynağı olması önlenmelidir.

Yapmış olduğumuz çalışmada 5. nesil adeziv sistemine sahip Nexus 2 ve Rely X ARC en fazla toplam monomer salınımı gösteren rezin siman grubu olmuşlardır. Günümüzde adeziv teknolojilerin hızlı bir şekilde gelişmesi ve rezin materyallerin kompozisyonlarında değişimlerin olması, bu maddelerin yan etkileri ile ilgili uzun dönemli çalışmaların yapılmasını ve değerlendirilmesini zorlaştırmaktadır (Stanley 1993). Bu nedenle çeşitli faktörlere bağlı olarak seçilen ve rezin simanlarla birlikte kullanılan adeziv sistemlerin içerikleri değerlendirilebilir ve az miktarda zararlı monomer içeren adeziv sistemi rezin simanlarla uyumlu olacak şekilde kullanılabilir.

Araştırmamızın sonuçlarına göre rezin simanlardan ağız ortamına monomer salınımı olmaktadır. Kullanılan rezin simanların diş hekimliğindeki önemi ve yeri gün geçtikçe artmaktadır. Bu nedenle rezin simanlardan salınan monomerlerin azaltılması biyouyumluluğun artmasında ve rezin simanın bütünlüğünün korunmasında önemli role sahip olacaktır.

Araştırmamız in vitro şartlar altında gerçekleştirilmiş ise de, in vivo şartlar mümkün olduğunca yansıtılmaya çalışılmıştır. Çalışmanın in vivo şartlar altında oluşabilecek sonuçlarını değerlendirebilmek için, testlerin in vivo ortamda tekrarlanması ileriki çalışmalar için önerilebilir.

Sonuçlar

Bu çalışmada, yapıştırma simanı olarak kullanılan 6 farklı rezin simanın polimerizasyonu sonrasında 7 farklı zaman periyodunda yapısından salınan monomerler ve miktarları araştırılmış, çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Çalışmamızda seramik inley restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan rezin simanlardan tüm zaman periyotlarında artık monomer salınmıştır.
2. Tüm rezin simanlardan salınan toplam monomerler materyallere ve periyotlara göre değerlendirildiğinde, en fazla toplam monomer miktarı 21. günde tespit edilmiştir.
3. Tüm rezin simanlardan salınan Bis-GMA dışındaki diğer 5 monomerin (TEGDMA, UDMA, HEMA, BADGE, MMA) miktarı ilerleyen zamana bağlı olarak artmaktadır.
4. Salınımı incelenen monomerlerden en az salınan monomer Bis-GMA iken, en fazla salınan monomer ise HEMA olarak tespit edilmiştir.
5. Çalışmada incelenen 6 farklı rezin simandan en fazla toplam monomer salınımını Nexus 2 ve daha sonrasında Rely X ARC, en az salınımı ise Rely X Unicem rezin siman göstermiştir.
6. Rezin simanlar (Variolink II, Rely X ARC ve Resilute) arasında en az Bis-GMA salınımı Rely X ARC' den tespit edilmiştir.
7. TEGDMA içeren rezin simanlar (Variolink II, Rely X ARC ve Resilute, Rely X Unicem) arasında en fazla salınım Resilute'ta görülmekteyken, en az Rely X Unicem'de tespit edilmiştir.
8. UDMA içeren rezin simanlar (Variolink II, Rely X ARC ve Resilute) arasında en az salınım Variolink II'de tespit edilmiştir.
9. HEMA içeren rezin simanlar (Rely X ARC ve Nexus 2) arasında en fazla salınım Nexus 2'de görülmüştür.
10. Variolink II'den en fazla salınan monomer TEGDMA olarak tespit edilmiştir.

11. Rely X ARC'den salınan TEGDMA, UDMA, HEMA ve BADGE zamana bağlı olarak artış göstermiştir.
12. Rely X ARC'den en fazla HEMA salınmıştır.
13. Resilute'tan en az salınan monomer Bis-GMA olarak tespit edilmiştir.
14. Literatürde gösterilen değerler dikkate alındığında, test edilen rezin simanlar toksik etkiye sahip olabilir.
15. Çalışmada kullanılan rezin simanlardan Rely X Unicem en az artık monomer salınımı gösterdiği için klinik uygulamalarda kullanımı tavsiye edilebilir.

6.ÖZET

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2007

Subutay Han ALTINTAŞ

Danışman

Doç. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

Farklı Rezin Simanların Artık Monomer Salınımının In Vitro Şartlarda İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı; son yıllarda kullanımları artan IPS Empress Esthetic seramik sistemi ile hazırlanan inleylerin, iki farklı polimerizasyon (kimyasal ve dual polimerizasyon) mekanizmasına sahip rezin simanlar ile yapıştırıldıktan sonra, klinik başarılarını ve toksisitelerini önemli derecede etkileyen artık monomer salınımlarını High Performance Liquid Chromatography (HPLC) analizi ile in-vitro koşullarda değerlendirmektir.

Çalışmada 60 adet çürük ve çatlak içermeyen insan molar dişleri kullanıldı. Rasgele seçilen örneklerden oluşan ve her grupta 10 örnek bulunacak şekilde 5'i dual polimerize (Variolink II, Rely X ARC, Resilute, Nexus 2, Rely X Unicem), 1'i kimyasal olarak polimerize olan siman grubu (C&B SuperBond) oluşturuldu. 6 farklı gruba ayrılan dişler mine sement sınırından 2 mm altına kadar akrilik bloklara gömülerek, mesiodistal olarak 6 mm, bukkolingual olarak 3 mm ve derinliği okluzoservikal olarak 2 mm olacak şekilde standart kavite açma makinesi ile Klass I inley kaviteler açıldı. Polieter ölçü maddesiyle elde edilen ölçülere poliüretan esaslı die materyali dökülerek modeller elde edildi. Modeller üzerinde inley kavitelerinin duvarlarına kalınlığı 40 µ olan, ışıkla

sertleşen, aşınmaya karşı dirençli die spacer maddesi uygulandı. Hazırlanan modellerdeki kavitelere uygun olacak şekilde IPS Empress Esthetic seramik materyalinden restorasyonlar yapıldı. Klas I inley seramik restorasyonlar 6 farklı rezin simanı ile örneklere yapıştırıldıktan sonra, örnekler %75 etanol, %25 deionize su karışımı bulunan ışık geçirmeyen cam şişeler içerisine konuldu. Örnekler solüsyon içerisine konulduktan sonra, belli zaman aralıklarında (10. dak, 1. saat, 24. saat, 72. saat, 7. gün, 14. gün, 21. gün.) alınan numuneler HPLC cihazında ölçülerek salınan monomerler (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, HEMA, BADGE, MMA) tespit edildi. Monomerlerin tespiti, her monomere ait retansiyon zamanları ve bu zamanlarda oluşan pikler gözlenerek yapıldı. Çözeltide artık monomerlerin miktarını belirlemede ise, monomerlerin HPLC standardı için önceden hazırlanmış kalibrasyonlar referans alındı.

Her bir rezin simandan salınan artık monomer cinsi ve test periyodu (10. dak, 1.saat, 24. saat, 72. saat, 7. gün, 14. gün, 21. gün) dikkate alınarak iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ve bunu takiben Tukey HSD testleri yapılmıştır. Her bir siman grubunun farklı periyotlardaki artık monomer salınımını karşılaştırmak için ise tek yönlü ANOVA ve bunu takiben Tukey HSD testi uygulanmıştır.

Variolink II' den salınan toplam TEGDMA miktarı, Bis-GMA ve UDMA miktarlarından istatistik olarak yüksek iken ($p<0.05$), Bis-GMA ve UDMA miktarları arasında istatistik olarak önemli farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

Rely X ARC'den salınan Bis-GMA miktarı ile TEGDMA, UDMA, HEMA miktarı arasında fark istatistik olarak önemli bulunurken ($p<0.05$), BADGE miktarı ile istatistik olarak önemli farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). TEGDMA, UDMA, BADGE miktarları arasında istatistik olarak önemli farklılık bulunmazken ($p>0.05$), HEMA miktarı tüm monomerlerden istatistik olarak yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).

Resilute'dan salınan Bis-GMA miktarı, TEGDMA ve UDMA'ya göre istatistik olarak farklılık göstermekteyken ($p<0.05$), TEGDMA ve UDMA arasında faklılık tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Rely X Unicem'den salınan TEGDMA miktarını, Nexus 2'den salınan HEMA ve C&B SuperBond'dan salınan MMA miktarları, zaman periyotlarına göre değerlendirildiğinde, artık monomer miktarlarının ilerleyen periyotlara bağlı arttığı tespit edilmiştir.

Çalışmada incelenen 6 farklı rezin simandan toplam salınan artık monomer miktarlarının incelendiğinde en fazla monomer salınımı Nexus 2 grubunda ($p<0.05$), daha sonra Rely X ARC grubunda gözlenmiştir ($p<0.05$). Variolink II, Resilute, Rely X Unicem ve C&B Superbond grupları karşılaştırıldığında toplam monomer salınım miktarları arasında istatistik olarak fark gözlenmemiştir ($p>0.05$).

Çalışmamızda seramik inley restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan rezin simanlardan tüm periyotlarda artık monomer salınmıştır. Araştırmamızın sonuçlarına göre ağız ortamına rezin simanlarda monomer salınımı olmaktadır. Kullanılan rezin simanları diş hekimliğindeki önemi ve yeri gün geçtikçe artmaktadır. Bu nedenle rezin simanlardan salınan monomerlerin azaltılması biouyumluluğun artmasında ve rezin simanın bütünlüğünün korunmasında önemli role sahip olacaktır.

7. SUMMARY

Evaluation of Residual Monomer Elution from Different Resin Cement In Vitro

The aim of this study was to evaluate in vitro elution of residual monomers from resin cements which have two different polymerization mechanisms (dual and chemical cured) used for bonding of IPS Empress Esthetic ceramic restoration by HPLC.

In current study 60 extracted, noncaries and crack free human molar teeth were used. 6 resin cements groups were established in 5 dual cured (Variolink II, Rely X ARC, Resilute, Nexus 2, Rely X Unicem) and 1 chemical cured (C&B SuperBond) resin cement and 10 samples were chosen randomly for each group. For every 6 different groups, all teeth were embeded in acrylic molds then Class I inley cavities were prepared in mesiodistally 6 mm length, buccolingually 3mm wide and occlusocervically 2 mm dept by using standard cavity machine. Polyurethan based die molds were obtained by pouring in polyether impression mould. Light cured die materials was applied to cavity walls in 40 µm thickness. For each cavity, IPS Empress Esthetic ceramic restorations were prepared. The ceramic restorations were luted by 6 different resin cements and polymerized and all samples were immersed immediately in light proof glass bottles containning %75 ethanol, % 25 deionized water after polymerization of resin cements. Samples were taken off for every time intervals (10. min, 1. h, 24.h, 72. h, 7. d, 14. d, 21. d) from bottles which have immersed samples. The determination of residual monomers (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, HEMA, BADGE, MMA) which eluted from resin cements in ethanol solution was evaluated according to their retention time and peaks in monitor of HPLC. The concentration of residual monomers were calculated by using calibration concentration of standardized monomers.

The data of eluted residual monomers from each resin cements in selected time intervals were analysed by two way analysis of varians (ANOVA) and Tukey HSD test. The data of residual monomers for each resin cement groups in different periods were analyzed by ANOVA and Tukey HSD test.

While elution of TEGDMA from Variolink II was significantly different and high from eluted Bis-GMA and UDMA ($p<0.05$), there was no statistically significant difference between Bis-GMA and UDMA.

Elution of Bis-GMA from Rely X ARC was significantly different from eluted TEGDMA, UDMA and HEMA ($p<0.05$), however there was no difference between Bis-GMA and BADGE ($p>0.05$). While there was no difference among eluted TEGDMA, UDMA, BADGE ($p>0.05$), HEMA was significantly different from all monomers eluted from Rely X ARC ($p<0.05$) .

The amount of Bis-GMA eluted from Resilute was significantly different from TEGDMA and UDMA ($p<0.05$), however there was no difference between TEGDMA and UDMA ($p>0.05$). Elution of TEGDMA from Rely X Unicem, HEMA from Nexus 2 and MMA from C&B SuperBond were increased oncoming periods.

When total amount of residual monomers eluted from each resin cements were evaluated, Nexus 2 showed the highest amount compared with other resin cements ($p<0.05$). The second highest amount of monomer elution was shown in Rely X ARC resin cement ($p<0.05$).

In the current study, residual monomers, which were eluted from all resin cements in every period, were evaluated. According to our study, the residual monomers may leach to oral environment. The importance and place of resin cements used in dentistry increases day by day. Therefore reducing of eluted residual monomers from resin cements will have important role for providing biocompability and structural durability of resin cements.

8. KAYNAKLAR

3M Dental Products (1994) *Vitremer luting cement technical product profile*. St Paul: 3M Dental Products Laboratory

Akın E (1999) *Dişhekimliğinde Porselen*, İ Ü Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İstanbul.

Akinmade AO and Nicholson JW (1995) *Effect of adhesive layer thickness on the bond strength of a zinc polycarboxylate dental cement.* Biomaterials, 16:149- 52.

Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ and Davidson CL (1995) *Tensile strength of thin resin composite layers as a function of layer thickness.* J Dent Res, 74:1745-8.

Anusavice KJ (1996a) *Biocompatibility of Dental materials*. "Philips' science of Dental materials" (Ed. Anusavice KJ), W.B. Saunders Company, Philadelphia, 10th Ed , Ch 5, s. 75-110.

Anusavice KJ (1996b) *Phillips' Science of Dental Materials.* 10 th Edition. W.B. Saunders Company, Pennsylvania

Aquilino KJ (1996) *Phillips' science of dental materials.* 10th ed. Philadelphia: WB Saunders, s. 555-81.

Aquilino SA, Diaz-Arnold AM and Piotrowski TJ (1991) *Tensile fatigue limits of prosthodontic adhesives.* J Dent Res, 70:208-10.

Arenholt-Bindslev D, Breinholt V, Schmalz G and Preiss A (1998) *Time-related bisphenol-A content and estrogenic activity in saliva samples collected in relation to placement of fissure sealants* [Abstract]. J Dent Res 77(special issue B):692.

Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q and Laffoon JE (2003) *Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage.* J Adhes Dent, 5:47– 56.

Atkinson A and Roy D (1995) *In vivo DNA adduct formation by bisphenol A.* Environ Mol Mutagen, 26:60– 6.

Basker RM, Hunter AM and Highet AS (1990) *A severe asthmatic reaction to poly(methyl methacrylate) denture base resin.* Br Dent J, 169:250- 1.

Bertolotti RL (1997) *A new polymer glass utilized for modification and repair of fixed partial dentures.* Quintessence Int, 28: 437- 9.

Bjorkner B, Niklasson B and Persson K (1984). *The sensitizing potential of di-(meth) acrylates based on bisphenol A or epoxy resin in the guinea pig*. Contact Dermatitis, 10:286- 304.

Blackman R, Barghi N and Duke E (1990) *Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement.* J Prosthet Dent, 63:295- 300.

Blatz M (2002) *Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations*. Quintessence Int, 33:415- 26.

Blatz MB, Sadan A and Kern M (2003) *Resin-ceramic bonding: a review of the literature.* J Prosthet Dent, 89:268- 74.

Bouillaguet S, Wataha JC, Hanks CT, Ciucchi B and Holz J (1996) *In vitro cytotoxicity and dentin permeability of HEMA.* J Endod, 22:244- 8.

Bowen RL (1982) *Composite and sealent resins-past, present and future.* Paediatric Dent , 4: 10-15.

Braden M and Pearson GJ (1981) *Analysis of aqueous extract from filled resins.*J Dent, 9(2):141-3.

Brotons JA, Olea-Serrano MF, Villalobos M, Pedraza V and Olea N (1995) *Xenoestrogens released from lacquer coating in food cans.* Environ Health Perspect, 103:608– 12.

Brunton PA, Cattell P, Burke T and Wilson NHF (1999) *Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin bonded restorative materials.* J Prosthet Dent, 82: 167- 71.

Burgess JO, Norling BK and Cardenas HL (1996) Fluoride *release and flexural strength of five fluoride releasing luting agents.* J Dent Res ,75(Special Issue):70(abstract).

Burke FJ (1995) *The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns.* Quintessence Int, 26: 293-300.

Burke FJ and McCaughey AD (1995) *The four generations of dentin bonding.* Am J Den, 8(2):88-92.

Burke FJ and Watts DC (1994) *Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns.* Quintessence Int, 25:335– 40.

Campagni WV, Preston JD and Reisbick MH (1982) *Measurement of paint-on die spacers used for casting relief.* J Prosthet Dent, 47:606- 11.

Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NRFA and Pashley DH (2004) *Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine.* J Dent, 32:55–65.

Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M and Pashley DH (1996) *A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief.* Oper Dent, 21(1):17-24. Review.

Christensen JC (1999) *Porcelain-fused-to-metal vs. nonmetal crowns*. J Am Dent Assoc 130:409-11.

Craig R.G and Ward M.L (1997)*Restorative Dental Materials.* Mosby-Year Book Inc, St.Louis

Craig RG. (1997) *Restorative dental materials.* 10th ed. St Louis: CV Mosby, p. 17-84, 201.

Crispin BJ (1994) *Full veneers: the functional and esthetic application of bonded ceramics.* Compendium. Mar,15(3):284, 286, 288 passim; quiz 294.

Darmani H and Al-Hiyasat AS. (2005) *The effects of BIS-GMA and TEGDMA on female mouse fertility.* Dent Mater.20:

Degrande M and Roulet J.K. (1997) *Minimally Invasive Restorations with Bonding.* Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago

Diaz-Arnold AM, Vargas MA and Haselton DR (1999) *Current status of luting agents for fixed prosthodontics.* J Prosthet Dent, 81: 135- 41.

Dietschi D, Maeder M, Meyer JM and Holz J (1990) *In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth.* Quintessence Int, 21:823–31.

Donovan TE and Cho GC (1999) *Contemporary evaluation of Dental cements.* Compend of Contin Educ Dent, 20:197-220.

Duke ES (1999) *The introduction of a new class of composite resin: Ceromers.* Compendium, 20: 246- 7.

Eames WB, O'Neal SJ, Montero J, Miller C, Roan JD Jr and Cohen KS (1978) *Techniques to improve the seating of castings.* J Am Dent Assoc, 96:432- 7.

El-Badrawy WA and El-Mowafy OM (1995) *Chemical versus dual curing of resin inlay cements.* J Prosthet Dent, 73:515- 24.

Eliades T, Eliades G, Brantley WA and Johnston WM (1995) *Polymerization efficiency of chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives: degree of cure.* Am J Orthod Dentofacial Orthoped, 108:294-301.

Elliot JE, Lovell LG and Bowman CN (2001) *Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modelling approach to understanding the cure of dental resins.* Dent Mater, 17: 221- 9.

El-Mowafy OM, Fenton AH, Forrester N and Milenkovic M (1996) *Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements: effects of preparation taper and height.* J Prosthet Dent, 76:524-9.

Engelmann J, Janke V, Volk J, Leyhausen G, von Neuhoff N, Schlegelberger B and et al (2004) *Effects of BisGMA on glutathione metabolism and apoptosis in human gingival fibroblasts in vitro.* Biomaterials, 25:4573- 80.

Erickson RL and Glasspoole EA (1995) *Model investigations of caries inhibition by fluoride releasing dental materials.* Adv Dent Res, 9:315-23.

Fahl N and Casellini RC (1997) *Ceromer FRC tecnology: the future of bifunctional adhesive aesthetic dentistry.* Signature, 4: 7-13.

FDA (1971) *Scientific documentation* Washington, DC: United States Food and Drug Administration

Feilzer AJ, De Gee AJ and Davidson CL (1989) *Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers.* J Dent Res, 68:48-50.

Ferrance JF (2001) *Materials in Dentistry. Principles and Applications.* 2nd edition, Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia

Ferracane JL (1994) *Elution of leachable components from composites.* J Oral Rehabil, 21: 441-452.

Ferracane JL and Condon JR (1990) *Rate of elution of leachable components from composite.* Dent Mater*, 6*: 282– 7.

Ferracane JL, Matsumoto H and Okabe T (1985) *Time-dependent deformation of composite resins – compositional considerations.* J Dent Res, 64: 1332– 6.

Fisher AA (1954) *Allergic sensitization of the skin and oral mucosa to acrylic denture materials.* I Am Med Assoc, 156:238- 42.

Fujitani M, Inokoshi S and Hosoda H (1992) *Effect of acid etching on the dental pulp in adhesive composite restorations.* J Dent, 42:3- 11.

Fuks AB and Cleaton-Jones P (1990) *Pulp response to a composite resin inserted in deep cavities with and without surface seal.* J Prosthet Dent, 63:129- 34.

Fung YK, Ewoldsen NO, St Germain HA, Miaw C, Chou HN, Gruninger SE, Eichmiller FC and Siew C (1999) *Pharmacokinetics of bisphenol-A from a dental sealant in humans [Abstract].* J Dent Res, 78(special issue):270.

Fusyama T, Ide K and Hosada H (1964) *Relief of resistance of cement of full cast crowns.* J Prosthet Dent, 14: 95-106.

Garber DA and Goldstein RE (1994) *Tooth preparation In 'Porcelain & Composite inlays & Onlays esthetic posterior restorations'* 38-55, Quintessence Pub Co Inc Hong Kong.

Gates WD, Diaz-Arnold AM, Aquilino SA and Ryther JS (1993) *Comparison of the adhesive strength of a BIS-GMA cement to tin-plated and non-tin-plated alloys.* J Prosthet Dent, 69:12-6.

Gemalmaz D and Kükrer D (2006) *In vivo and in vitro evaluation of marginal fit of class II ceromer inlays.* J Oral Rehabil, 33:436-42.

Gemalmaz D, Özcan M, Yoruç AB and Alkumru HN (1997) *Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation.* J Oral Rehabil, 24: 646- 51.

Gerzina TM and Hume WR (1996) *The diffusion of monomers from bonding resin-composite combinations through dentine in vitro.* J Dent, 24:125- 8.

Geukens S and Goossens A (2001) *Occupational contact allergy to (meth)acrylates.* Contact Dermatitis, 44: 153– 9.

Geurtsen W (1998) *Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements.* Eur J Oral Sci, 106: 687– 95.

Geurtsen W (2000) *Biocompatibility of resin-modified filling materials.* Crit Rev Oral Biol Med, 11:333- 55.

Geurtsen w, Spahl W and Leyhausen G (1999) *Variability of cytotoxicity and leaching of substances from four light-curing pit and fissure sealants.* J Biomed Mater Res, 44:73- 7.

Giardano RA (1996) *Dental ceramic restorative systems*, Compend Contin Edu Dent, 17: 779- 94.

Gough J and, Downes S (2001) *Osteoblast cell death on methacrylate polymers involves apoptosis.* J Biomed Mater Res, 57:497-505.

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP and Swain MV (2004) *Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II.Zirconia-based dental ceramics*, Dent Mater, 20, 449- 56.

Hamid A and Hume WR (1997) *A study of component release from resin pit and fissure sealants in vitro.* Dent Mater, 13: 98–102.

Hamid A, **Okamoto A**, **Iwaku M and Hume WR (1998)** *Component release from light-activated glass ionomer and compomer cements.* J Oral Rehabil, 25(2):94- 9.

Hanks CT, Strawn SE, Wataha JC and Craig RG (1991) *Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts.* J Dent Res, 70:1450- 5.

Hanks CT, Wataha JC, Parsel RR and Strawn SE (1992) *Delineation of cytotoxic concentrations of two dentin bonding agents in vitro.* J Endod, 18: 589- 96.

Hansel CH, Leyhausen G, Mai UEH and Geurtsen W (1998) *Effects of various composite resin (co)monomers, and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro.* J Dent Res, 77:60-7.

Hasegawa EA, Boyer DB and Chan DC (1991) *Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays.* J Prosthet Dent, 66:187-92.

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H and Oguchi H (2000) *In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years.* J Dent Res, 79:1385– 91.

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H and Oguchi H (2001) *Resin-tooth adhesive interfaces after long-term function.* Am J Dent, 14:211– 5.

Hashimoto M, Ohno H, Sano H and et al. (2002) *Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage*. J Biomed Mater Res, 63:306– 11.

Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M and Oguchi H (2003) *Degradation patterns of different adhesives and bonding procedures.* J Biomed Mater Res, 66:324– 30.

Hazer B (1983) *Polimer teknolojisi*. Karadeniz Teknik Üniversitesi Basımevi.

Heil J, Reifferscheid G, Waldmann P, Leyhausen G and Geurtsen W (1996) *Genotoxicity of dental materials.* Mutat Res, 368: 181– 94.

Heintze SD (1998) *Bridges made of all ceramic material (IPS Empress 2) ,indication, clinical aspects, prognosis*, Ivoclar,-Vivadent-Report, No: 12.

Hensten-Pettersen A and Jacobsen N (1991) *Perceived side effects of biomaterials in prosthetic dentistry.* J ProsthetDent, 65:138- 44.

Hickel R, Dasch W, Mehl A and Kremers L (1997) *CAD/CAM- Fillings of the future*, Int Dent J, 47: 247- 58.

Hickle R, Dasch W, Janda R, Tyas M and Anusavice K (1998) *New direct restorative materials. FDI Commission Projects.* Int Dent J, 48:3-16.

Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T and et al (2007) *Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin.* Dent Mater, 23(1):71-80.

Holand W (1998) *Materials science Fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic*, Ivoclar-Vivadent – Report, No: 12.

Horsted PB, Simonsen A-M and Larsen MJ (1986) *Monkey pulp reactions to restorative materials.* Scand J Dent Res, 94:154- 63.

Huang FM, Chou MY and Chang YC (2003) *Dentin bonding agents induce c-fos and c-jun protooncogenes expression in human gingival fibroblasts.* Biomaterials, 24:157- 63.

Humphrey SP and Williamson RT (2001) *A review of saliva: Normal composition, flow, and function.* J Prosthet Dent, 85: 162-9.

Imbery TA and Davis RD (1993) *Evaluation of tin-plating systems for a high noble alloy.* Int J Prosthodont, 6:55-9.

Inoue K and Hayashı I (1982) *Residual monomer (Bis-GMA) of resin composites.* J Oral Rehabil, *9*: 493– 7.

Ivoclar (1997) *Variolink II scientific documentation.* Amherst: Ivoclar North America,

Jacobsen PH and Rees JS (1992) *Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays.* Int Dent J, 42:145-9.

Jensen JS, Trap B and Skydsgaard K (1991) *Delayed contact hypersensitivity and surgical glove penetration with acrylic bone cements.* Acta Orthop Scand, 62:24- 8.

Jensen ME, Sheth JJ and Tolliver D (1989) *Etched-porcelain resin-bonded full-veneer crowns: in vitro fracture resistance.* Compendium, 10:336- 8.

Johnston JF, Phillips RW and Dykema RW (1971) *Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics*, Saunders, Philadelphia.

Jokstad A and Mjor IA (1996) *Ten years' clinical evaluation of three luting agents.* J Dent, 24:309-15.

Kalachandra S and Wılson TW (1992) *Water sorption and mechanical properties of light-cured proprietary composite tooth restorative materials.* Biomaterials, 13: 105– 9.

Kallus T and Mjor IA (1991) *Incidence of adverse effects of dental materials.* Scand J Dent Res, 99:236- 40.

Kanchanavasita W, Pearson A and Pearson GJ (1997) *Water sorption characteristics of resin-modified glass-ionomer cements.* Biomaterials, 18:343- 9.

Kanerva L (2001) *Cross-reactions of multifunctional methacrylates and acrylates.* Acta Odontol Scand, 59: 320– 9.

Kanerva L, Estlander T and Jolanki R (1989) *Allergic contact dermatitis from dental composite resins due to aromatic epoxy acrylates and aliphatic acrylates.* Contact Dermatitis, 20:201- 11.

Kanerva L, Henriks-Eckerman M-L, Estlander T, Jolanki R and Tarvainen K (1994) *Occupational allergic contact dermatitis and composition of acrylates in dental bonding systems.* J Eur Head Derm Venereo,l 3:157- 69.

Kanerva L, Turjanmaa K, Estlander T and Jolanki R (1991) *Occupational allergic contact dermatitis caused by 2-hydroxy-ethyl methacrylate (2-HEMA) in a new dentin adhesive.* Am I Cont Derm, 2:24-30.

Katsuno K, Manabe A, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S, Nakayama S and et al. (1995) *A delayed hypersensitivity reaction to dentine primer in the guinea-pig.* J Dent, 23:295-300.

Kawahara T, Nomurab Y, Tanakaa N, Teshimac W, Okazakib M and Shintania H (2004) *Leachability of plasticizer and residual monomer from commercial temporary restorative resins.* J Dent, 32, 277– 83.

Kedici PS (2002) *Tam seramikler*, TDB Dergisi, 71, 78-80.

Kelly JR, Nishimura I and Campbell SD (1996) *Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives*, J Prosthet Dent, 75, 18-32.

Kern M, Kleimeier B, Schaller HG and Strub JR (1996) *Clinical comparison of postoperative sensitivity for a glass ionomer and a zinc phosphate luting cement.* J Prosthet Dent, 75:159-62.

Kılınç ME *Kromatografik yöntemler ve hplc yöntemi*, http:// sci.ege.edu.tr/ ~eubio/ yaz_okulu/ hplc.htm

Kleinsasser NH, Wallner BC, Harreus UA and et al (2004) *Genotoxicity and cytotoxicity of dental materials in human lymphocytes as assessed by the single cell microgel electrophoresis (comet) assay.* J Dent, 32:229– 34.

Kocak A (2006) *Cercon smart sistemi ile posterior köprülerin klinik takibi.* Doktora Tezi, M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Komurcuoglu E, Olmez S and Vural N (2005) *Evaluation of residual monomer elimination methods in three different fissure sealants in vitro.* J Oral Rehabil, 32(2):116- 21.

Kömürcüoğlu E (2002) *Üç değişik rezin esaslı fissür örtücünün polimerizasyonu sonucu ortaya çıkan artık monomeri uzaklaştırma yöntemlerinin incelenmesi.* Doktora Tezi, H.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Kramer N, Lohbauer U and Frankenberger R (2000) *Adhesive luting of indirect restorations*. Am J Dent, 13:60-76.

Krejici I, Lutz F, Reimer M and Heinzmann JL (1993) *Wear of ceramic inlays, their enamel antogonists and luting cements.* J Prosthet Dent, 69:225- 9.

Krishnan AV, Starhis P, Permuth SF, Tokes L and Feldman D (1993) *Bisphenol A: an estrogenic substance is released from polycarbonate flasks during autoclaving.* Endocrinology 132:2279– 86.

Kugel G and Ferrari M (2000) *The science of bonding: from first to sixth generation*. J Am Dent Assoc, 131 Suppl:20S- 5S. Review.

Kükrer D, Gemalmaz D, Kuybulu E.O and Bozkurt F.Ö (2004) *A Prospective clinical study of ceromer inlays: results up to 53 months.* Int J Prosthodont, 17: 17-23.

Lambert C and Larroque M (1997) *Chromatographic analysis of water and wine samples for phenolic compounds released from food-contact epoxy resins.* J Chromatogr Sci, 35:57–62.

Lee SY, Greener EH and Menıs DL (1995) *Detection of leached moieties from dental composites in fluids simulating food and saliva.* Dent Mater*, 11*: 348– 53.

Lee SY, Huang HM, Lin CY and Shih YH (1998) *Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths.* J Oral Rehabil, 25: 575–88.

Lefeuvre M, Amjaad W, Goldberg M and Stanislawski L (2005) *TEGDMA induces mithocondrial damage and oxidative stres in human gingival fibroblasts.* Biomaterials, 26:5137- 8.

Lehmann F, Leyhausen G, Spahl W and Geurtsen W (1993) *Comparative cell culture studies of the cytotoxicity of composite resin components.* Dtsch Zahnärztl Z, 48:651– 3.

Leinfelder KF (1994) *Current developments in the esthetic inlay/onlay.* Dent Econ, 84(11):76-7.

Leinfelder FK and Lemmons JE (1988) *Porcelain in clinical restorative materials and techniques*, Lea and Febiger, 14, 297-308.

Lind PO (1988) *Oral lichenoid reactions related to composite restorations.* Acta Odontol Scand, 46:63-5.

Lindström M, **Alanko K**, **Keskinen H and Kanerva L (2002)** *Dentist's occupational asthma, rhinoconjunctivitis, and allergic contact dermatitis from methacrylates.* Allergy, 57(6):543-5.

Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V and Walter MH (2004) *CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia*, Dent Mater, 20, 655- 62.

Lygre H, Høl PJ, Solheim E and Moe G (1999) *Organic leachables from polymer-based dental filling materials.* Eur J Oral Sci, 107:378– 83.

Mair LH (1989) *Surface permeability and degradation of dental composites resulting from oral temperature changes.* Dent Mater*, 5*: 247– 55.

Majno G and Joris I. (1995) *Apoptosis, oncosis, and necrosis. An overview of cell death.* Am J Pathol, 146(1):3-15.

Mak YF, Lai SCN, Cheung GSP, Chan AWK, Tay FR and Pashley DH (2002) *Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and indirect resin composite.* Dent Mater, 18:609–21.

Manhart J, Chen HY, Neuerer P, Fuchsbrunner AS and Hickel R (2001) *Three-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays.* Am J Dent, 14: 95- 9.

Mantellini MG, Botero TM, Yaman P, Dennison JB and Hamks CT, Nör JE (2003) *Adhesive resin induces apoptosis and cell-cycle arrest of pulp cells.* J Dent Res, 82:592- 6.

Mariotti A, Söderholm KJ and Johnson S (1998) *The in vivo effects of BisGMA on murine uterine weight, nucleic-acids and collagen.* Eur J Oral Sci,106:1022– 7.

Mazzaoui SA, Burrow MF, Tyas MJ, Rooney FR and Capon RJ (2002) *Long-term quantification of the release of monomers from dental resin composites and a resin-modified glass ionomer cement* .J Biomed Mater Res, 63:299–305.

McCabe JF and Walls AWG (1998) *Applied Dental Materials. 8 th Edition.* Blackwell Science Ltd, Madlen.

McComb D (1996) *Adhesive luting cements-classes, criteria, and usage.* Compend Contin Educ Dent, 17:759- 73.

McLean JW (1979) *The science and art of dental ceramics*, Quintessence Pub Co Inc Chicago, 1st Edition.

McLean JW and Odont D (2001) *Evaluation of dental ceramics in the twentieth century*, J Prosthet Dent, 85, 61- 6.

McLean JW and Wilson AD (1980) *Butt joints vs. bevelled gold margin in metal-ceramic crowns.* J Biomed Mater Res, 14:239- 50.

McMillen K, Kerby RE, Thakur A and Johnston WM (1996) *Fluoride release of resinbased luting agents.* J Dent Res, 75:68.

Memikoğlu M (1997) *Tam seramik posterior sabit parsiyel restorasyonların in-vitro ve in-vivo uygulanabilirliği ve sınırlamaları yönünde incelenmesi*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Millar BJ and Nicholson JW (2001) *Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials.*J Oral Rehabil, 28(6):549- 52.

Mitchell CA, Orr JF and Kennedy JG (1995) *Factors influencing the failure of dental glass ionomer luting agent due to contraction.* Biomaterials, 16:11- 6.

Mohsen NM, Craig RG and Hanks CT (1998) *Cytotoxicity of urethane dimethacrylate composites before and after aging and leaching.* J Biomed Mater Res, 39: 252– 60.

Mojon P, Kaltio R, Feduik D, Hawbolt EB and MacEntee MI (1996) *Short-term contamination of luting cements by water and saliva.* Dent Mater, 12:83-7.

Monaco C, Baldissara P, Orologio GD and Scotti R (2001) *Short-term clinical evaluation of inlay and onlays restorations made with a ceromer.* Int J Prosthodont, 14: 81- 6.

Moszner N and Ulrich S (2001) *New developments of polymeric dental composites*. Prog Polym Sci, 26:535– 76.

Mota CS, Demarco F, Camacho GB and Powers F (2003) *Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin.* J Prosthet Dent, 89:558–64.

Munksgaard EC (1992) *Toxicology versus allergy in restorative dentistry.* Adv Dent Res, 6:17-21.

Munksgaard EC, Peutzfeldt A and Asmussen E (2000) *Elution ofTEGDMAandBisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light.* Eur J Oral Sci, 108: 341-5.

Nabeta S, Villano T, Nhan T, Hume WR and Gerzina TM (1994). *TEGDMA release into aqueous solution and through dentin: survey of five composite resins (abstract).* J Dent Res, 73:224.

Nakabayashi N, Kojima K and Masuhara E (1982) *The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates.* J Biomed Mater Res, 16:265-73.

Nakamura M, Oshima H and Hashimoto Y (2003) *Monomer permeability of disposable dental gloves* J Prosthet Dent, 90:81-5

Nassiri MR, Hanks CT, Cameron MJ, Strawn SE and Craig RG (1991) *Application of low citometry to determine the cytotoxicity of urethane dimetacrylate in human cells.* J Biomed Mater Res, 28:153- 8.

Nathanson D, Lertpitayakun P, Lamkin MS, Mahnaz EB and Lee-Chou L (1997) *In vitro elution of leachable components from dental sealants.* J Am Dent Assoc, 128:1517– 23.

Nicholson JW and Croll TP (1997) *Glass-ionmer cements in restorative dentistry.* Quintessence Int, 28: 705- 14.

Niinimäki A, Rosberg and Saari S (1983) *Allergic stomatitis from acrylic compounds.* Contact Dermatitis, 9:148- 53.

Nikaido T, Cho E, Nakajima M, Tashiro H, Toba S, Burrow MF and et al. (2003) *Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating.* Am J Dent, 16:41A–6A.

Noda M, Komatsu H and Sano H (1999) *HPLC analysis of dental resin composites components.* J Biomed Mater Res, 47:374– 8.

Noda M, Wataha JC, Kaga M, Lockwood PE, Volmann KR and Sano H (2002) *Components of dentinal adhesives modulate heat shock protein 72 expression in heat-stressed THP-1 human monocytes at sublethal concentrations.* J Dent Res, 81:265- 9.

O'Brien WJ (1989) *Dental materials proporties and their selection,* Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago.

O'Brien WJ (2002) *Dental Materials and their Selection.* Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago.

Ogimoto T and Ogawa T (1997) *Simple and sure protection of crown margins from moisture in cementation.* J Prosthet Dent, 78:225.

Okamoto Y, Shıntanı H, Inoue T and Okuda K (1986) *Effects of water-extractable components from Bis-GMA-based methacrylate resin on collagen from bovine tendon.* Arch Oral Biol, 31: 639–41.

Olea N, Pulgar R, Perez P, Olea-Serano F, Rivas A, Novillo-Fertell A, Pederaza V, Soto AM and Sonnenschein C (1996) *Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry*. Environ Health Perspect, 104:298–305.

Öztürk N (2001) *Farklı Seramik İnleylerin Direkt, İndirekt ve Klasik Tekniklerle Dentine Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması.* Doktora Tezi, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya

Özturk N and Aykent F (2003) *Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system.* J Prosthet Dent, 89:275–81.

Öztürk B, Öztürk N, Özer F ve Şengün A (2003) *Kompozit ve seramik inleyler ile direk kompozit restorasyonların marjinal sızıntılarının karşılaştırılması.* A.Ü.Diş Hek.Fak.Derg, 30:177-85.

Palasz MV, Gerzina TM and Hume WR (1994) *Cytotoxic and quantitative evaluation of leachable components from orthodontic adhesives (abstract).* J Dent Res, 73:436.

Palmer G, Anstice HM and Pearson GJ (1999) *The effect of curing regime on the release of hydroxyethyl methacrylate (HEMA) from resin-modified glass-ionomer cements.* J Dent, 27303-311.

Pameijer CH and Nilner (1994) *Long term clinical evaluation of three luting materials.* Swed Dent J, 18:59-67.

Paranjpe A, Bordador LC, Wang MY, Hume WR and Jewett A (2005) *Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of apoptotic cell death in human and Mouse cells.* J Dent Res, 84:172– 7.

Pearson GJ and Longman CM (1989) *Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system.* J Oral Rehabil, 16: 57–61.

Pelka M, Distler W and Petschelt A (1999) *Elution parameters and HPLC-detection of single components from resin composite.* Clin Oral Invest, 3:194–200.

Peutzfeldt A (1997) *Resin composites in dentistry: the monomer systems.* Eur J Oral Sci, 105:97-116.

Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P and Lauer HC. (2007) *Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue.* Dent Mater, 23(2):211- 7

Quinlan CA, Zisterer DM, Tipton KF and O'Sullivan MI (2002) *In vitro cytotoxicity of a composite resin and compomer.* Int Endod J, 35: 47–55.

Qvist V, Stoltze K and Qvist J (1989) *Human pulp reactions to resin restorations performed with different acidetch restorative procedures.* Acta Odontol Scand, 47:253-67.

Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M and Vougiouklakis G (2004) *Curing efficiency of various types of light-curing units.* Eur J Oral Sci, 112:89-94.

Ramilo G, Valverde I, Lago J, Vieites JM and Cabado AG (2006) *Cytotoxic effects of BADGE (bisphenol A diglycidyl ether) and BFDGE (bisphenol F diglycidyl ether) on Caco-2 cells in vitro.* Arch Toxicol, 80:748– 55.

Ratanasathien S, Wataha JC, Hanks CT and Dennison JB (1995) *Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts.* J Dent Res, 74:1602–6.

Rees JS and Jacobsen PH (1989) *The current status of composite materials and adhesive systems. I. Composite resins-review and recent developments.* J Dent Res , 5: 91-3.

Retief DH, Bradley EL, Denton JC and Switzer P (1984) *Enamel and cementum uptake from a glass ionomer cement.* Caries Res, 18:250-7.

Rickles NH (1972) *Allergy in surface lesions of the oral mucosa*. Oral Surg, 33:744- 54.

Roll EB, Dahl JE, Runningen G and Morisbak E (2004) *In vitro cell death induced by irradiation and chemicals relevant for Dental applications, dose response and potentiation effect.* Eur J Oral Sci, 112:273– 9.

Rosenblum MA and Schulman A (1997) *A review of all-ceramic restorations*, JADA, 128, 78-80.

Roulet JF (1987) *A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity.* Quintessence Int, 18: 543– 52.

Roulet JF and erder S (1991) *Bonded Ceramic Inlays.* Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago.

Rueggeberg FA and Margeson DH (1990) *The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system.* J Dent Res, 69(10): 1652- 8.

Ruyter IE and Sjøvik IJ (1981) *Composition of dental resin and composite materials.* Acta Odontol Scand, 39:133– 46.

Ruyter IE and Svendsen SA (1978) *Remaining metacrylate groups in composite restorative materials.* Acta Odontol Scand, 36: 75-82.

Sano H, Shono T, Takatsu H and Hosoda H (1994) *Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer.* Oper Dent, 19:59-64.

Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN and et al. (1999) *Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo.* J Dent Res, 78:906– 11.

Schedle A, Ivanova M and Kenndler E (2003) *Determination of ethoxylated bisphenol A dimethacrylate monomers in dental composites by micellar electrokinetic chromatography.* J Chromatogr A, 990:231– 7.

Scheibenbogen A, Manhart J, Kunzelmann K.H and Hickel R (1998) *One-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth.* J Prosthet Dent, 80: 410- 16.

Scheibenbogen A, Manhart J, Kremers L, Kunzelmann K.H and Hickel R (1999) *Two year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth*. J Prosthet Dent, 82: 391- 7

Schmalz G (1998) *The biocompatibility of non-amalgam dental filling materials.* Eur J Oral Sci, 106:696– 706.

Schmalz G (2002) Materials science: biological aspects. J Dent Res, 81(10):660-3.

Schwartz RS, Summitt JB and Robbins JW (1996) *Fundamentals of Operative Dentistry.* Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago.

Schweikl H and Schmalz G (1999) *Triethylene glycol dimethacrylate induces large deletions in the hprt gene of V79 cells.* Mutat Res, 438:71– 8.

Schweikl H, Hartmann A, Spagnuolo G, Hiller KA, Bolay C, Brockhoff G and et al (2006) *Inhibtion of TEGDMA and HEMA-induced genotoxicity and cell cycle arrest by N-acetylcysteine.* Dent Mater, in pres.

Schweikl H, Hiller KA, Bolay C, Kreissl M, Kreismann W, Nusser A and et al (2005) *Cytotoxic and mutagenic effects of Dental composite materials.* Biomaterials, 26,1713- 9.

Schweikl H, Schmalz G and Rackebrandt K (1998) *The mutagenic activity of unpolymerized resin monomers in Salmonella typhimurium and V79 cells.* Mutat Res, 415:119 –130.

Schweikl H, Schmalz G and Spruss T (2001) *The induction of micronuclei in vitro by unpolimerized resin monomers.* J Dent Res, 80:1615- 20.

Schweikl H, Spagnuolo G and Schmalz G (2006) *Genetic and Cellular Toxicology of Dental Resin Monomers.* J Dent Res, 85: 870- 7.

Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehec K, Seiss M, Walther UI and et al (2005) *In vitro embryotoxicity assessment with Dental restorative materials.* J Dent, 33: 49–55.

Scientific Documentation (1997) *IPS-Empress 2, Research and Development Scientific Service,* Ivoclar, Schaan.

Seiber C (1993) *In the light of nature.* Quintessence Dent Technol, 16:60-8.

Sideridou ID and Achilias DS (2005) *Elution Study of Unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from Light-Cured Dental Resins and Resin Composites Using HPLC.* J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 74(1): 617– 26.

Smith DC (1983) *Dental cements. Current status and future prospects.* Dent Clin North Am, 6:763-92.

Sorensen JA and Munksgaard EC (1996) *Relative gap formation adjecent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents.* J Prosthet Dent, 76:472- 6.

Söderholm KJ and Mariotti A (1999) *BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe?.* J Am Dent Assoc, 130: 201- 9.

Spagnuolo G, Annunziata M and Rengo S (2004) *Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights.* Clin Oral Invest, 8(2):81– 5.

Spagnuolo G, Mauro C, Leonardi A, Santillo M, Paterno` R, Schweikl H, Avvedimento EV and Rengo S (2004) *NF-kappaB protection against apoptosis induced by HEMA.* J Dent Res, 83:837–42.

Spahl W, Budzıkıewıcz H and Geurtsen W (1991) *A study on the residual monomer content of different lightcuring hybrid resin composites.* Dtsch Zahnärztl Z, 46: 471– 5

Spahl W, Budzikiewicz H and Geurtsen W (1998) *Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry.* J Dent, 26:137– 5.

Stanislawski L, Lefeuvre M, Bourd K, Soheili-Majd E and Goldberg M (2003) *TEGDMA-induced toxicity in human fibroblasts is associated with early and drastic glutathione depletion with subsequent production of oxygen reactive species.* J Biomed Mater Res, 66A:476– 82.

Stanley HR (1993) *Effects of Dental restorative materals: local and systemic responses reviewed.* J Am Dent Assoc, 124:76-80.

Stansbury JW and Dickens SH (2001) *Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy.* Dent Mater, 17: 71- 9.

Stewart PG, Jain P and Hodges J (2002) *Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin.* J Prosthet Dent, 88:277–84.

Stokholm R, Isidor F and Ravnholt G (1996) *Tensile bond strength of resin luting cement to a porcelain-fusing noble alloy.* Int J Prosthodont, 9:323-30.

Stungis TE and Fink JN (1969) *Hypersensitivity to acrylic resin.* J Prosthet Dent, 22:425- 8.

Takahashi A, Inoue S, Kawamoto C and et al. (2002) *In vivo long-term durability of the bond to dentin using two adhesive systems.* J Adhes Dent, 4:151–9.

Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K and Yamaki M (1991) *Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible- light- cured dental composite resin when immersed in water.* J Oral Rehabil, 18:353– 62.

Tay FR, Gwinnett JA and Wei SH (1996) *Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetonebased single-bottle primer/adhesives.* Dent Mater, 12:236-44.

Thompson LR, Miller EG and Bowels WH (1982) *Leaching of unpolymerized materials from orthodontic bonding resins.* J Dent Res, 61:989-92.

Tiba A (1998) *Development of Dental restorative materials based on visible light-cured multi-metacrylates.* The school of Ohio State University. Thesis.

US Food and Drug Administration (1976) *FDA Guidelines for chemistry and technology requirements of indirect additive petitions*. Washington, DC: United States Food and Drug Administration

Ülker M (2006) *Yapay yaşlandırma işlemlerinin self-etch adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarına ve bağlanma ara yüzeylerine etkisinin incelenmesi,* Doktora Tezi, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Turkiye.

Vargas MA, Cobb DS and Armstrong SR (1997) *Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer.* Oper Dent, 22:159-66.

Wall JG and Cipra DL (1992) *Alternative crown systems*, Dent Clin North Am, 36: 765- 82.

Wallenhammar LM, Örtengren U, Andreasson H, Barregård L, Björkner B, Karlsson S, Wataha JC, Hanks CT, Strawn SE and Fat JC (1994) *Cytotoxicity of components of resins and other dental restorative materials.* J Oral Rehabil, 21: 453–62.

Wataha JC, Rueggeberg FA, Lapp CA, Lewis JB, Lockwood PE, Ergle JW, and et al. (1999) *In vitro cytotoxicity of resin-containing restorative materials after aging in artificial saliva.* Clin Oral Invest, 3: 144- 9.

Watanabe F, Powers JM and Lorey RE (1988) *In vitro bonding of prosthodontic adhesives to dental alloys*. J Dent Res*,* 67:479-83.

Waters corporation (**2006)** http://www.waters.com/watersdivision/Contentd.asp?ref=CEAN-5KUSS8, USA

Wesenberg G and Hals E (1990) *The in vitro effect of a glass ionomer cement on dentine and enamel walls.* J Oral Rehabil, 7:35-42.

White SN and Kipnis V (1993) *Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations.* J Prosthet Dent, 69:28-31.

White SN and Yu Z (1992) *Film thickness of new adhesive luting agents.* J Prosthet Dent, 67:782-5.

Wilson AD (1990) *Resin-modified glass-ionomer cements.* Int J Prosthodont, 3:425-9.

Wohlwend A (1990) *The Empress technique.* Quintessenz der zahntechnik, 16: 966-78.

Wu W and Mckınney JE (1982) *Influence of chemicals on wear of dental composites.* J Dent Res, 61: 1180– 3.

Xu X and Burgess JO (2003) Compressive *strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials.* Biomaterials, 24: 2451–61.

Yap AU (1996) *Resin-modified glass ionomer cements: a comparison of water sorption characteristics.* Biomaterials, 17:1897-900.

Yılmaz D and Gemalmaz D (2003) *Clinical evaluation of class II Targis inlays: preliminary results after 1 year.* J Oral Rehabil, 30: 855-60.

Yıldız, A and Genç, Ö (1993) *Enstrümenal Analiz, Hacettepe Üniversitesi Yayınları* A-64, 421-438.

Yoshida K, Greener EH (1994) *Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cured resin.* J Dent, 22: 296- 9.

Yoshida K, Matsumura H, Tanaka T and Atsuta M (1992) *The relationship between monomer composition and physical properties of light-cured opaque resin.* Dent Mater, 8:137– 9.

Yoshiyama M, **Carvalho RM**, **Sano H**, **Horner JA**, **Brewer PD and Pashley DH (1996)** *Regional bond strengths of resins to human root dentine*. J Dent, 24(6):435-42.

Yöndem İ (2006) *Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmsi,* Doktora Tezi, Doktora Tezi, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Turkiye.

Yu X, Strutz JM, Kipnis V and White SN (1995) *Effect of dynamic loading methods on cement film thickness in vitro.* J Prosthodont, 4:251-5.

Zaimoğlu A ve Can G (2004) *Sabit protezler*, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.

Zaimoğlu A, Aksu E, Can G ve Ersoy E (1993) *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*, Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.

Ziskind D, Elbaz B, Hirschfeld Z and Rosen L (1998) *Amalgam alternatives-microleakage evaluation of clinical procedures. Part II: direct/indirect composite inlay systems.* J Oral Rehabil, 25: 502- 6.

9. ÖZGEÇMİŞ

1977 yılında Giresun'da doğdu.

İlköğrenimini Yeşil Giresun İlköğretim okulunda, orta ve lise öğrenimini Giresun Hamdi Bozbağ Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 1996 yılında girdiği Marmara üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi'nden, 2001 yılında mezun oldu. 2002 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sağlık Bilmleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda "doktora" eğitimine başladı.

Halen Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisinde doktora yapmakta olup, KTÜ. Diş hekimliği Fakültesinde çalışmaktadır.

İngilizce bilmektedir.

10. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve tez çalışmam sırasında bilgisini, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen, istatistik analizlerin yapılmasında ve yorumlanmasında katkısı olan danışmanım Sayın Doç. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ'e ve her zaman yanımda olan ve beni destekleyen aileme,

Tez çalışmam boyunca labaratuvar işlemlerinde ve yorumlanmasında bana yardımcı olan Doç.Dr. Abdülkadir SIRIT ve Arş. Gör. Erdal KOCABAŞ'a, tüm Eğitim Fakültesi Kimya Bölümü çalışanlarına, doktora eğitimimin ilk yıllarında danışmanım olan ve bilgisinden yararlandığım Sayın Yrd. Doç. Dr. Mustafa KALKAN'a ve Tıp Fakültesi Biyokimya Bölümü hocalarından Sayın Doç.Dr. Ali ÜNLÜ' ye,

Doktora süresince bilgilerinden faydalandığım, S.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine ve maddi ve manevi desteklerini hissettiren sevgili arkadaşlarıma ve nişanlım Nuray YILMAZ' a teşekkür ederim.