T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İKİ FARKLI POLİMERİZASYON MEKANİZMASINA SAHİP REZİN SİMANLARIN PULPA ODASINA DİFFÜZE OLAN HEMA MİKTARININ İNCELENMESİ

Önjen TAK

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç.Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

KONYA - 2008

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İKİ FARKLI POLİMERİZASYON MEKANİZMASINA SAHİP REZİN SİMANLARIN PULPA ODASINA DİFFÜZE OLAN HEMA MİKTARININ İNCELENMESİ

Önjen TAK

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç.Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 07202008 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA - 2008

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Önjen TAK tarafından savunulan bu çalışma, jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Doktora tezi olarak oy birliği / oy çokluğu ile kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	Prof.Dr.Atilla SERTGÖZ Marmara Üniversitesi	İmza
Üye:	Prof.Dr.Filiz AYKENT Selçuk Üniversitesi	İmza
Üye:	Prof.Dr.Sema BELLİ Selçuk Üniversitesi	İmza
Danışman:	Doç .Dr.Aslıhan ÜŞÜMEZ Gaziantep Üniversitesi	İmza
Üye:	Doç.Dr.Nilgün ÖZTÜRK Selçuk Üniversitesi	İmza

ONAY:

Bu tez, Selçuk Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu.....tarih ve.....sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

İmza
Prof.Dr Orhan ÇETİN
Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince bilgisini, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen; istatistik analizlerin yapılmasında ve yorumlanmasında büyük katkısı olan danışmanım Sayın Doç. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ' e,

Restorasyonların hazırlık aşamasındaki destekleri ve yardımlarından dolayı AS Dental Diş Laboratuvarı çalışanları ile Sayın Sıddık ÜNAL' a,

HPLC analizlerini gerçekleştiren ve yardımlarını esirgemeyen Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Organik Kimya Bölümü' nde araştırma görevlisi olarak görev yapan Sayın Ahmet YAŞAR' a,

SEM analizlerini gerçekleştiren Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi' nde görev yapan Sayın Altınay BOYRAZ' a,

Doktora eğitimim süresince ve araştırmanın tüm aşamalarında yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Nilgün ÖZTÜRK, Prof. Dr. Filiz AYKENT, Prof. Dr. Sema BELLİ, Doç. Dr. Serdar ÜŞÜMEZ ve Prof. Dr. Özgür İNAN' a,

Doktora süresince bilgilerinden faydalandığım S.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Hayatımın her anında maddi ve manevi desteklerini hissettiren ve dostluklarını esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Yrd. Doç. Dr. Münir Tolga Yücel, Yrd. Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ, Dr. İsa YÖNDEM, Dt. Haluk Barış KARA, Dt. Gamze ALNIAÇIK, Dt. Erinç UYGUN ve Dt. Nuray YILMAZ ALTINTAŞ' a,

Tüm hayatım boyunca yanımda ve her an destek olan Aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGELER VE KISALTMALAR	v
1. GİRİŞ	1
1.1. Diş Dokuları	3
1.1.1. Mine	3
1.1.2. Pulpa-Dentin Kompleksi	4
1.1.3. Dentin	7
Dentin yapısı	8
Dentin tipleri	12
Dentin geçirgenliği	16
1.2. Çürük	22
1.3. Estetik Posterior Restoratif Materyaller	23
1.3.1. Kompozit Rezinler	23
1.3.2. Seromerler 24	
1.3.3. Dental Porselenler 24	
Porselenlerin tarihçesi	24
Porselenlerin özellikleri	26
Porselenlerin sınıflandırması	26
Yapım tekniklerine göre	27
Metal destekli dental porselenler	27
Döküm metal üzerinde bitirilen dental porselenler	27
Metal yaprak üzerinde bitirilen dental porselenler	28
Metal desteksiz dental porselenler	28
Konvansiyonel dental feldspatik porselenler	28
Kor yapısı güçlendirilmiş porselenler	28
Alumina kor ile güçlendirilmiş porselenler	28
Magnezya kor ile güçlendirilmiş porselenler	29
Zirkonyum ile güçlendirilmiş kor materyali	29
Dökülebilir cam porselenler	30
Bilgisayar yardımı ile hazırlanan porselenler(CAD/CAM)	30
Isı ve basınç altında şekillendirilen cam porselenler	31
IPS Empress	31
IPS Empress 2	31
Porselen inleyler	33
1.4. Yapıştırma Simanları	36
1.4.1. Kompozit Rezin Simanlar 39	
Kimyasal polimerize olan rezin simanlar	40
Işıkla polimerize olan rezin simanlar	42
Dual polimerize olan rezin simanlar	43
Rezin simanların diş dokusu ile bağlantısı	46

Mine adezyonu 47
Dentin adezyonu 48
Dentin conditioner 49
Dentin primer 50
Adeziv rezin 50

1.5. Polimerler ve Polimerizasyon
53

1.6. Biyouyumluluk 57
1.6.1. Rezin Simanlarda Biyouyumluluk 58
1.6.2. Rezin Simanlar İçinde Bulunan Monomerler 59
Bis-GMA 59
TEGDMA 60
UDMA 60
BADGE 61
MMA 61
HEMA 61

1.7. Polimerizasyon Derecesi Tespiti İçin Kullanılan Test Metodları 63
1.7.1. Kromatografi 63
HPLC (High performance liquid chromatography) 65
Gaz kromatografisi 67

2. GEREÇ ve YÖNTEM 68

2.1. Kavite Hazırlanması 71

2.2. Kavitelerin Ölçüsünün Alınması ve Çalışma Modellerinin Hazırlanması 75

2.3. Porselen Örneklerin Hazırlanması 76

2.4. Simantasyon İşlemi 79
2.4.1. Multilink Automix 80
Restorasyonun simantasyon için hazırlanması 80
Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması
80
2.4.2. Panavia F 2.0 81
Restorasyonun simantasyon için hazırlanması 81
Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması
81
2.4.3. RelyX ARC 82
Restorasyonun simantasyon için hazırlanması 82
Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması
82

2.5. İyon Salınım İşlemi 83

2.6. HPLC Sisteminde Numunelerin Değerlendirilmesi 83

2.7. SEM Analizi 86

2.8. İstatistik Değerlendirme 86

3. BULGULAR 87

4. TARTIŞMA 94

5. SONUÇ ve ÖNERİLER 109

6. ÖZET 110

7. SUMMARY 112

8. KAYNAKLAR 113

9. EKLER 134

EK-A. Rezin simanlardan salınan HEMA miktarları 134

10. ÖZGEÇMİŞ 137

SİMGELER VE KISALTMALAR

Aº: Angstrom (10^{-10} m)

Al_2O_3: Aluminyum oksit

ANOVA: Analysis of variance test (varyans analizi)

BADGE: Bisfenol A glisidil eter

Bis-GMA: Bisfenol a glisidilmetakrilat

BPA: Bisfenol A

BPDM: Bisfenil dimetakrilat

ºC: Degree centigrade (santigrad derece)

CAD/CAM: Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture (Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim)

Ca(OH): Kalsiyum hidroksit

cc: Cubic centimeter (10^{-3} litre)

Dyne/cm: 10 Pa (yüzey gerilim birimi)

FDA: Food and Drug Administration (Gıda ve İlaç Dairesi)

GC: Gaz kromatografi

GPDM: Gliserofosforik asit dimetakrilat

H: Hidrojen

HCl: Hidroklorik asit

HEMA: 2-Hidroksietil metakrilat

HPLC: High performance liquid chromatography (yüksek basınçlı likit kromatografisi)

K_2O: Potasyum oksit

M: Molarite (mol/litre)

µ=µm Mikron=mikrometre (10^{-6} m)

4-META: 4-metakriloksietil trimelitat anhidrit

ml: Mililitre

MMA: Metil metakrilat

MPa: Megapaskal (N/mm^2)

Nm: Nanometre (10^{-9} m)

NPG: N-fenil glisin

NPG-GMA: N-fenilglisin glisidl metakrilat poliüretan

NTG-GMA: N-toli glisin glisidil metakrilat

pH: Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)

PMDM: Piromellitik asit gliserol dimetakrilat

PMMA: Polimetil metakrilat

SDH: Süksinik dehidrogenaz

SEM: Scanning electron microscope (taramalı elektron mikroskobu)

UDMA: Üretan dimetakrilat

TC50: Toxic concentration (%50 of the population)

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

Zr: Zirkonyum

1. GİRİŞ

Günümüz dişhekimliğinde, estetik beklentiler giderek artmakta ve dişhekimlerine bu konuda önemli sorumluluklar düşmektedir. Estetiğe verilen önemin artması, estetik restoratif materyallerin daha hızlı gelişerek yeni ürünlerin ortaya çıkmasına ve bunun sonucunda da klinik uygulamalarda daha fazla yer bulmalarına neden olmuştur.

Bir restorasyonun estetik olarak değerlendirilmesi; restorasyonun rengi, ışık geçirgenliği, genel formu ve yüzey özellikleri ile ilgilidir. Doğal bir dişin estetiğine en yakın görünüm porselen materyali ile elde edilebilmektedir. Biyouyumlulukları, alerjik olmamaları ve üstün estetik özellikleri gibi birçok avantajlarından dolayı tam porselen sistemler, son yıllarda en çok tercih edilen restorasyon tipi olmaktadır.

Posterior bölgede estetik beklentilerin artmasıyla birlikte, amalgam ve döküm inley restorasyonların yerine kompozit ve porselen inley restorasyonlar geliştirilmiştir. Ancak polimerizasyon büzülmesi, fiziksel özelliklerinin yetersizliği, renkleşme gibi dezavantajlarından dolayı kompozitlere oranla porselen materyalleri daha çok tercih edilmektedir. Sertliklerinin mineye yakın olması, kırılmaya karşı dirençli olmaları ve doğal diş ile mükemmel uyum göstermeleri, porselen inley restorasyonların tercih nedenlerinin başında gelmektedir.

Hem porselene hem de mine ve dentine daha iyi bağlanan kompozit rezin simanların ve dentin bonding ajanların geliştirilmesine bağlı olarak son yıllarda tam porselen sistemler, konvansiyonel simanlar yerine kompozit rezin simanlarla yapıştırılmaktadır. Rezin simanların mekanik özellikleri yanında biyolojik özellikleri de monomer - polimer dönüşümü ile ilişkilidir. Düşük polimerizasyon derecesi, rezin simanın biyouyumluluğu açısından zarar verici olabilmektedir. Yetersiz polimerizasyon sonucunda rezin simanlardan reaksiyona girmemiş artık monomerler salınmakta ve bu monomerler dentin tübüllerinden pulpa odasına diffüze olarak pulpa irritasyonuna neden olabilmektedir.

Dentin; çürük varlığı, dentin kalınlığı, tersiyer ya da sklerotik dentin oluşumu, bölgesel farklılıklar, dentinal sıvı ve pulpal sıvı basıncı gibi faktörlere bağlı olarak hem geçirgen bir yapı hem de bir diffüzyon bariyeri görevi görmekte

ve rezin simanlardan salınan artık monomerlerin pulpa odasına diffüzyon miktarlarını değiştirebilmektedir.

Bu çalışmanın amacı; çürükten etkilenmiş ve etkilenmemiş posterior dişlerde farklı kalan dentin kalınlıklarında, IPS Empress II porselen sistemi ile hazırlanan inley restorasyonların, iki farklı polimerizasyon (kimyasal ve dual polimerizasyon) mekanizmasına sahip kompozit rezin simanlar ile yapıştırıldıktan sonra, pulpa odasına diffüze olan 2-Hidroksietil metakrilat (HEMA) salınımını High Performance Liquid Chromatography (HPLC) analizi ile in-vitro koşullarda değerlendirmektir.

Bu bilgiler ışığında; dişlerdeki ilgili kalan dentin kalınlıkları ile çürük varlığı ya da yokluğunun HEMA diffüzyonu üzerindeki etkisinin bilinmesi, rezin siman ve adeziv sistemlerin seçiminde klinisyenlere fikir vermesi açısından önemli olacaktır.

1.1. Diş dokuları

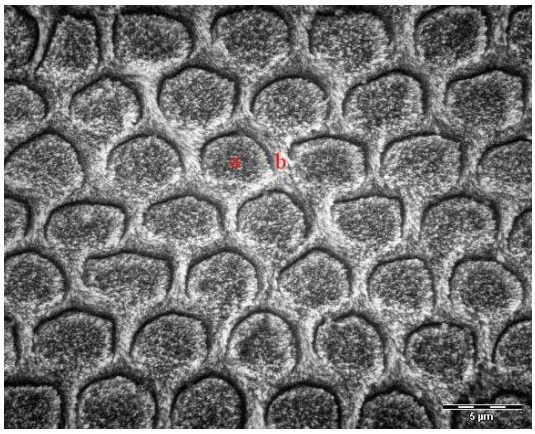
1.1.1. Mine

Dişin ve vücudun en sert dokusu olan mine; dişin anatomik kronunun tamamını örten ve kalınlığı kolede sıfırdan başlayıp tüberkül tepesinde 2,5 mm' ye kadar ulaşabilen ektoderm kökenli bir dokudur. Mine dokusu hacim olarak %87-89 inorganik kısım, %2 organik kısım ve %9-11 sudan oluşmaktadır. Ağırlık olarak ise %95-97 inorganik kısım, %1-2 organik kısım ve %3-4 sudan oluşmaktadır (Bhaskar 1976, Cengiz 1983, Ten Cate 1994).

Minenin inorganik kısmı, vücudun diğer sert dokularına benzer şekilde apatit kristallerinden oluşmaktadır. Apatit kristalleri birleşerek, çapları yaklaşık 5-7 µm olan mine prizmalarını oluşturmaktadır (Resim 1.1). Mine prizmaları enine kesitlerinde hegzagonal görünümlüdür (Cengiz 1983).

Her bir mine prizması, mine-dentin sınırından başlayıp mine dış yüzüne doğru seyretmektedir. Minenin dış yüzünün daha geniş, dentine komşu iç yüzünün ise daha dar olmasına bağlı olarak; bu farkı kapatmak amacıyla dış yüze doğru genişleyen prizmalar dış yüzeyde daha genişken, mine-dentin sınırında daha dardır. Mine prizmaları, mineyi dentinden dış yüze kadar kesintiye uğramadan radiyer doğrultuda geçmektedirler (Ata 1979).

Diş yüzeyinde mm^2' de yaklaşık olarak 20.000-30.000 mine prizması bulunmaktadır. Mine-dentin sınırında ise yoğunluk yaklaşık %10 daha fazladır. Bu rakamlar odontoblast sayılarıyla uyumludur (Gürel 2004).



a: Mine prizması
b: İnterprizmatik alan

Resim 1.1. Mine yapısı (Nordvi 2002-2003a)

1.1.2. Pulpa-Dentin Kompleksi

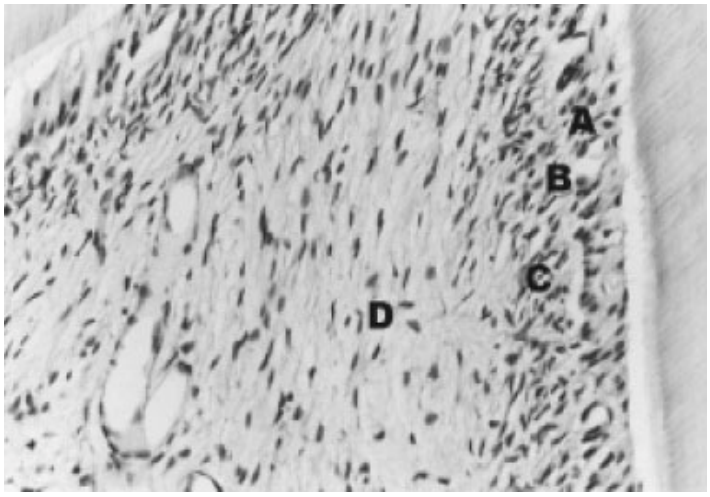
Pulpa ve dentin, ortak bir organı oluşturmaktadırlar. Pulpanın esas görevi mineralize dokuların üretilmesidir ve mineralize olmuş dentin ise pulpa dokusunu koruyucu bir görev üstlenmektedir (Roulet ve ark 2006).

Pulpa; hücreler, hücrelerarası esas madde, kan ve lenf damarları, sinir dokusu ve fibriller içeren son derece özelleşmiş ve mezodermden köken alan bir bağ dokusudur (Morse 1991, Alaçam ve ark 2000).

Pulpa dört bölgede incelenebilir; santral bölge, hücreden zengin bölge, hücreden fakir bölge (subodontoblastik bölge) ve odontoblast bölgesi (Resim 1.2).

Santral bölgede gevşek bağ dokusu içinde periferdekilere göre daha büyük ve yaygın damar ve sinirler (Tulunoğlu 1995), esas madde, kollajen ve retiküler lifler bulunmaktadır (Bilgen 1997).

Santral bölgenin çevresinde yer alan hücreden zengin bölgede, farklılaşmamış mezenkim hücreleri ve fibroblastlar bulunmakta ve harabiyete uğramış odontoblastların yerine yeni odontoblastlar yapılmaktadır. Bu hücreler koronal pulpa bölümünde daha geniş alan kaplamalarına rağmen, radiküler bölümde de bulunmaktadırlar (Tulunoğlu 1995). Bu bölge dişten dişe, hatta aynı diş içinde bölgeden bölgeye bile değişiklik gösterebilmektedir (Ingle ve Bakland 1994).



A: Odontoblast bölgesi
B: Hücreden fakir bölge
C: Hücreden zengin bölge
D: Santral bölge

Resim 1.2. Pulpa' nın histolojik kesiti (X200) (Santamaria ve ark 2007)

Hücreden zengin bölgenin çevresinde subodontoblastik bölge diye de adlandırılan hücreden fakir bölge bulunmaktadır. Bu bölgenin genişliği zamanla azalmaktadır. Bölgede ağrının spesifik reseptörleri olan myelin kılıfını kaybetmiş sinir lifleri bulunmaktadır (Tulunoğlu 1995). Bununla birlikte kapillerler ve fibroblastların sitoplazmik uzantıları da yer almaktadır. Bu tabaka, genç pulpada hızlı dentin yapılan safhada ya da reperatif dentin yapımı sırasında olmayabilmektedir (Cohen ve Burns 1994).

Pulpanın en dış, yani predentine komşu olan tabakası odontoblast bölgesidir. Bu bölgede odontoblastların gövdeleri ile birlikte (Cohen ve Burns 1994), odontoblastlar arasında yer alan kapillerler ve sinir lifleri de bulunabilmektedir (Bilgen 1997).

Pulpanın tüm hücreleri mezenkimal bağ dokusu içindeki ilkel mezenkim hücrelerden gelişmektedir. Pulpa içinde yer alan hücreler, pulpaya özgü odontoblastlar ile vücudun herhangi bir yerinde rastlanabilen bağ dokusu hücreleridir (Bilgen 1997).

Olgun ve sağlıklı bir pulpanın hücrelerinin çoğunluğunu kollajen yapımından sorumlu fibroblastlar teşkil etmektedir. Bununla birlikte esas madde sentezi ile fazla oluşan kollajeni elimine etmekten de sorumludurlar (Walton ve Torabinejad 1989). Pulpa etrafında konumlanan odontoblastlar ise dentin yapımını gerçekleştirmekte ve pulpa canlılığını sürdürdüğü sürece dentinin de canlı kalmasını sağlamaktadırlar (Bayırlı 1985). Pulpa içinde birçok arter-ven anostamozlarını da içeren çok zengin bir damar ağı bulunmaktadır. Pulpa kendini beslediği kadar dentini de beslemek durumundadır. Özellikle subodontoblastik bölgede kapiller pleksusu zengindir (Bilgen 1997).

Diş pulpası karmaşık bir damar ve sinir yapısına sahiptir. Bu yapı; iltihabi reaksiyonlara, doku içi sıvılarının sterik dengesinin kontrolüne ve sabit bir doku basıncının sağlanmasına olanak tanımaktadır (Pashley 1996, Roulet ve ark 2006). Dentin kanalları açılır açılmaz, pozitif pulpa doku basıncı dentin sıvısını dentin içerisine doğru itmektedir (Ciucchi ve ark 2001, Roulet ve ark 2006). Dışa doğru gerçekleşen bu sıvı akışı zararlı maddelerin azalmasını sağlamaktadır. Aynı zamanda pulpadaki kan akımı, toksik maddelerin pulpadan uzaklaştırılmasına da yardımcı olmaktadır (Pashley ve ark 1993, Roulet ve ark 2006).

Pulpaya orta şiddette bir dış etki geldiği durumda, pulpa buna karşı geçici bir hiperemi ya da iyileşebilir bir iltihap reaksiyonu ile yanıt vermektedir. Ancak dış etkinin şiddeti daha da arttığında, iltihabi reaksiyon ilerleyerek akut ya da kronik pulpa iltihabına dönüşebilmekte ve daha ileri safhada da nekrozla sonuçlanabilmektedir. Pulpanın nekroze ya da gangren olması pulpanın normal görünümünü ve canlılığını kaybettiği durumlardır (Bilgen 1997).

Patolojik etkilerle (çürük, atrizyon ve abrazyon) karşı karşıya kaldığında ya da restoratif işlemler (kavite preparasyonu) uygulandığında, dentin ve pulpa arasında bazı etkileşimler olabilmektedir. Dentin dokusunda, dentin kanallarının bulunması dokuya geçirgen bir özellik vermektedir. Bu nedenle zararlı maddeler diffüzyon yoluyla dentin boyunca kolaylıkla ilerleyebilmektedir (Roulet ve ark 2006). Dentin ve dentin kanalları içerisinde takılıp hapsolabilen bazı moleküller arasında karşılıklı bir iletişim olduğuna dair veriler de bulunmaktadır (Hanks ve ark 1994, Roulet ve ark 2006). Böylece dentin kanallarının pulpaya komşu ağızlarındaki zararlı maddeler de azaltılmaktadır (Roulet ve ark 2006). Ancak bu geçirgenlik diş kronu boyunca her yerde eşit değildir (Pashley 1985, Roulet ve ark 2006). Pulpaya yakın yerlerde geçirgenlik periferde ölçülenden on kat daha fazladır ve kronun değişik bölgelerinde farklılık göstermektedir (Roulet ve ark 2006). Genç ve yaşlı dentin arasında da geçirgenlik açısından farklılıklar gözlenmiştir. Bunun nedeni olarak dentin kanalları içerisindeki bazı tıkanmalar gösterilebilir (skleroz) (Pashley 1985, Roulet ve ark 2006). Genel olarak, daha derindeki dentin dokusunun bakteriyel, kimyasal ve fiziksel uyaranlara karşı zayıf bir engel oluşturduğu kabul edilmektedir (Roulet ve ark 2006).

Derin kaviteler hazırlandığında, odontoblast tabakasına zarar verilirse şiddetli bir pulpa reaksiyonu gerçekleşmektedir. Hücre harabiyeti iltihabi reaksiyonu arttırarak, hasar bölgesinde tamir dentini oluşumunu uyarmaktadır. Bu gözlemler, derindeki dentin dokusunun yüzeyel olana göre kavite preparasyonuna daha hassas olduğunu göstermektedir. Pulpa sıvısının hareketini ve dentin boyunca oluşan diffüzyonu azaltabilecek her faktör olumsuz pulpa yanıtı sıklığını da azaltacaktır (Roulet ve ark 2006).

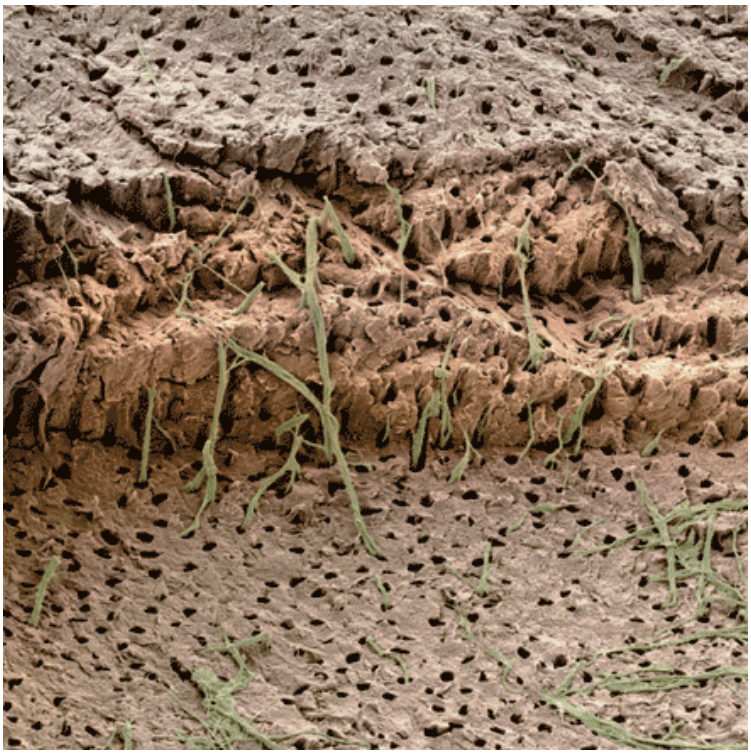
1.1.3. Dentin

Diş yapısının en büyük kısmını oluşturan dentin; kron kısmında mine, kök kısmında ise sement ile örtülüdür ve dişin iç kısmında pulpa odası ve kök kanallarının duvarlarını oluşturmaktadır (Sturdevant ve ark 2002).

Pulpa-dentin kompleksinin mineralize bileşeni olan dentin; kendine özgü pöröz bir doku olup, kısmen mineralize olmuş kollajen bir matriks içinde, yüksek oranda mineralize olmuş peritübüler dentinle çevrelenmiş mikroçaplı tübüllerin gömüldüğü heterojen, biyolojik bir kompozit gibidir (Hargreaves ve Goodis 2002). Bu mineralize matriks, gelişimsel olarak mine-dentin sınırında kollajen salgılamaya başlayan ve daha sonra merkezi olarak ilerleyerek odontoblast uzantılarını sürükleyen odontoblastlar tarafından oluşturulmaktadır (Ten Cate 1994).

Dişin en hacimli mineralize dokusu olan dentin, bir çeşit bağ dokusu olarak düşünülebilir. Genel olarak bağ dokularında, ektrasellüler alanın bileşenleri herşeyden önce dokunun fonksiyonel karakteristiğini belirlemektedir. Dentin dokusunda ise ekstrasellüler matriks, dokunun fonksiyonel gereksinimlerinin karşılanabilmesini mümkün kılan mineral faz içerecek şekilde farklılaşmıştır. Dentin matriks, çoğu bağ dokusunun karakteristik komponentleri olan makromoleküler bileşenler içermektedir. Dentinin kompozisyonu, kemik yada sement gibi diğer mineralize bağ dokularına benzemektedir (Linde ve Goldberg 1993). Dentinin kimyasal bileşimi, fiziksel sertliği ve biyolojik özelliği bakımından kompakt kemiğe çok benzerdir; ancak mineden daha fazla organik madde içerdiğinden mine kadar sert değildir (Ata 1979).

Dentin; diş tomurcuğunun dental papillasından oluşan, odontoblast hücreleri tarafından yapılan, mezoderm kökenli özelleşmiş bir bağ dokusudur. Dentini salgılayan odontoblast hücrelerinin gövdeleri pulpa içerisinde yer alırken, sitoplazmik uzantıları dentin tübülleri içine uzanmaktadır (Resim 1.3). Bu odontoblastik hücre uzantıları sebebiyle dentin, fizyolojik ve patolojik uyaranlara reaksiyon verebilen canlı bir doku olarak değerlendirilmektedir (Sturdevant ve ark 2002).



Resim 1.3. Dentin dokusu (X425). Dentin tübülleri içerisinde bulunan odontoblast hücrelerinin sitoplazmik uzantıları yeşil ile gösterilmiştir (Br Dent J, 2008)

Dentin yapısı

Dentinin mineral içeriği, kemiğin mineral içeriğinden biraz daha fazladır (Linde ve Goldberg 1993). Dentin, ağırlık olarak %70 mineral fazdan, %20 organik maddeden ve %10 sudan oluşmaktadır (Linde ve Goldberg 1993, Hargreaves ve Goodis 2002). Hacimsel olarak ise; %50 inorganik yapı, %30 organik yapı ve %20 kadar da sudan oluşmaktadır (Van Meerbeck ve ark 1992, Linde ve Goldberg 1993, Marshall ve ark 1997, Yaluğ 1999). Bu bileşenler, dentin dokusunda düzensiz biçimde dağılmaktadırlar. Bu yüzden dentin yapısı mikroskopik düzeyde oldukça fazla farklılık göstermektedir, homojen değildir. Dişin farklı kısımlarındaki dentin dokuları arasında hatırı sayılır kompozisyonel farklılıklar bulunmaktadır (Linde ve Goldberg 1993).

Dentinin inorganik kısmını oluşturan mineral faz, kalsiyumdan fakir karbonattan zengin apatit ve tabak şeklindeki kristallerle birlikte 50-60 nm uzunluğunda ve 10,3 ± 0,3 nm kalınlığındaki intertübüler dentinden oluşmaktadır (Johansen 1964). Dentin kristalleri, mine kristallerinden daha küçüktür ve uzunlukları 200-1000 Aº, genişlikleri ise 30 Aº' dur (Sturdevant ve ark 2002).

Dentinin 6,7’ lik yüksek kritik pH’ sından dentindeki bu küçük kristal boyutunun sorumlu olduğu düşünülmektedir (Derise ve ark 1974).

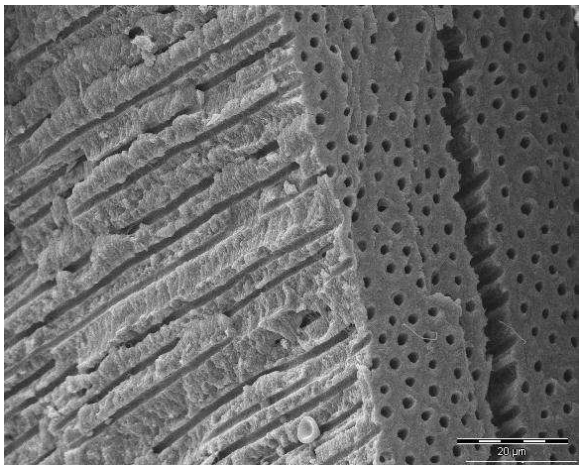
Dentinin organik matriksi, %91-93 oranında kollajenden oluşmaktadır (Mjör 1979, Sturdevant ve ark 2002, Trowbridge ve ark 2002). Kollajen matriksin yaklaşık %90’ ı Tip I kollajenden oluşurken (Hargreaves ve Goodis 2002), az miktarda da Tip V kollajen içermektedir. Organik matrikste ayrıca fosfoproteinler, proteinler, proteoglikanlar, asidik glikoproteinler, büyüme faktörleri ve yağlar da bulunmaktadır (Trowbridge ve ark 2002).

Dentinin su içeriği %8-16 arasında olmakla birlikte; bulunduğu bölgeye bağlı olarak da değişmektedir. Bu suyun çoğu, 120º C’ de uzaklaştırılabilen bağlı olmayan sudur. Mevcut suyun %1’ den az bir miktarının da apatit kristalleri ve kollajenle birlikte olduğu düşünülmektedir (Hargreaves ve Goodis 2002).

Dentin derinliğindeki artışla birlikte, dentinin su içeriği de artmaktadır. Mine-dentin sınırında dentinin su içeriği hacimsel olarak %1 civarında iken, pulpa yakınlarında bu oran 20 kat artarak %22’ lere ulaşmaktadır (Hargreaves ve Goodis 2002).

Mikroskopik düzeyde incelendiğinde, dentinin lamellerden oluştuğu görülmektedir. Lameller, kalsiyum tuzlarının düzenli şekilde çökelmesiyle meydana gelmekte ve dişin oluşma devrelerini göstermektedirler. Lamellerin seyri takip edilecek olursa, dentin gelişiminin kronun ucundan başlayıp pulpa odasına doğru gerçekleştiği ve daha ilerlemiş devrede ise kökün periferinden başlayıp kök kanalına doğru ilerlediği görülmektedir (Ata 1979).

Pulpadan başlayıp mine-dentin yada sement-dentin sınırına kadar uzanan (Ata 1979, Mjör 1979, Sturdevant ve ark 2002) ve dentin hacminin %20-30’ unu oluşturan dentin kanallarına dentin tübülleri adı verilmektedir (Resim 1.4) (Sturdevant ve ark 2002, Trowbridge ve ark 2002). Dentin tübülleri yaklaşık olarak 2,5-3,5 mm uzunluğundadırlar (Ten Cate 1994). Sayıları ve genişlikleri, yaşa ve bulundukları yere göre değişmektedir. Pulpa sınırında tübüller geniş, mine-dentin ya da sement-dentin sınırında ise daha dar olmakla birlikte sayıları da daha azdır (Ata 1979, Ten Cate 1994).



Resim 1.4. Dentin tübülleri (Nordvi 2002-2003b)

Koronal dentinde dentin tübüllerinin çapı; mine-dentin sınırında ortalama 0,5-0,9 µm iken, pulpa sınırında ise ortalama 2-3 µm' dir (Goldberg ve Lasfargues 1995, Sturdevant ve ark 2002). Buna bağlı olarak pulpa sınırında bulunan tübüllerin sayısı, periferde aynı genişlikteki sahada bulunan kanalcıklardan 5 kat daha fazladır (Ata 1979). Pulpa sınırında mm^{2}' de 45.000-65.000 tübül bulunurken, mine-dentin sınırında mm^{2}' de 15.000-20.000 tübül bulunmaktadır (Mjör 1979, Goldberg ve Lasfargues 1995, Sturdevant ve ark 2002, Trowbridge ve ark 2002).

Dentin tübüllerinin sayısının, bulundukları dentin bölgesine bağlı olarak değişiklik göstermesi, dentin geçirgenliğinde ve restoratif işlemlere karşı oluşan biyolojik reaksiyonların değerlendirilmesinde de önemlidir. En az sayıda tübül, özellikle okluzal fissürlerin altındaki alanlarda; en çok sayıda tübül ise pulpa boynuzlarında ve okluzal yüzün altındaki pulpal yüzeyde bulunmaktadır (Marshall ve ark 1997, Hargreaves ve Goodis 2002).

Yaşın ilerlemesiyle birlikte tübüller hemen hemen yarı yarıya darlaşmaktadır. Dentin tübülleri kronda mineye kadar uzanırken, köklerde sement sınırına gelmeden sona ermektedir. Tübüller, etraflarına dallandırdıkları ince kollar sayesinde de komşu tübüllerle anastomozlar yapmaktadırlar (Ata 1979).

Dentin tübüllerinin dallanması mine-dentin sınırında en fazla iken, orta dentin bölgesinde daha azdır; pulpa sınırında ise neredeyse hiç dallanma gözlenmemektedir (Mjör 2002).

Kesim sonucu açığa çıkan tübül alanının, toplam alanın %80' i (genç bireylerin dişlerinde açılan derin kavitelerde) ile %4' ü (herhangi bir yaş grubundaki bireylerin dişlerinde periferal dentinde açılan kavitelerde) arasında değiştiği bildirilmektedir. Bu geniş aralık, dentinin değişik kısımlarındaki alan başına düşen tübül sayısındaki farklılıklara ve peritübüler dentindeki normal varyasyonlara bağlıdır (Couve 1986).

Dentin tübülleri, dentin içinde seyrederken S şeklinde kıvrım meydana getirmektedirler; bunların ilk yarısı kök ucuna doğru konveks, diğer yarısı ise krona doğru konvekstir. Her tübülün içinden bir odontoblast (Tomes) lifi geçmektedir. Arta kalan boşluğu ise dentin sıvısı doldurmaktadır. Tübüller içinde kan damarı ve hücre bulunmamaktadır. Tomes lifleri, odontoblasttan çıkan kollar olarak boruya benzer şekilde radiyer doğrultuda dentin dış yüzüne doğru uzanmaktadır (Ata 1979).

Pulpa-dentin kompleksinin önemli bir bileşeni olan dentin sıvısı, pulpa (odontoblast tabakası aracılığıyla) ile dentinin uzak bölgeleri arasında bir iletişim aracı olarak görev yapmaktadır (Özok ve ark 2004). Dentin tübülleri içinde yer alan dentin sıvısı, pulpal basınca bağlı olarak dışarı yada içeri doğru hareketlilik göstermektedir (Sturdevant ve ark 2002). Poiseuille kuralına göre akış hızı tübül genişliğinin dördüncü kuvveti ile doğru orantılı olduğundan tübül genişliği önemlidir. Tübül çapının 2 katına çıkması akış hızının 16 (2^4) kat artması ile sonuçlanmaktadır (Absi ve ark 1987; Addy 2002). Normal şartlarda dentin sıvısının kompozisyonu odontoblastlar tarafından kontrol edilmektedir (Bishop 1992). Fakat dentinin açığa çıkması ya da diş çürüğü gibi etkenler dentin sıvısının kompozisyonunda değişikliklere yol açabilmektedir (Turner ve ark 1989). Açığa çıkmış dentinden sızan dentin sıvısı, bol miktarda albumin içermektedir (Knutsson ve ark 1994). Dentin sıvısının dışa doğru hareketi, tıkaçlanmış tübüllerde diffüzyon yoluyla oluşandan daha çok miktarda mineral iyonlarını tübül duvarlarına taşımaktadır (Hargreaves ve Goodis 2002).

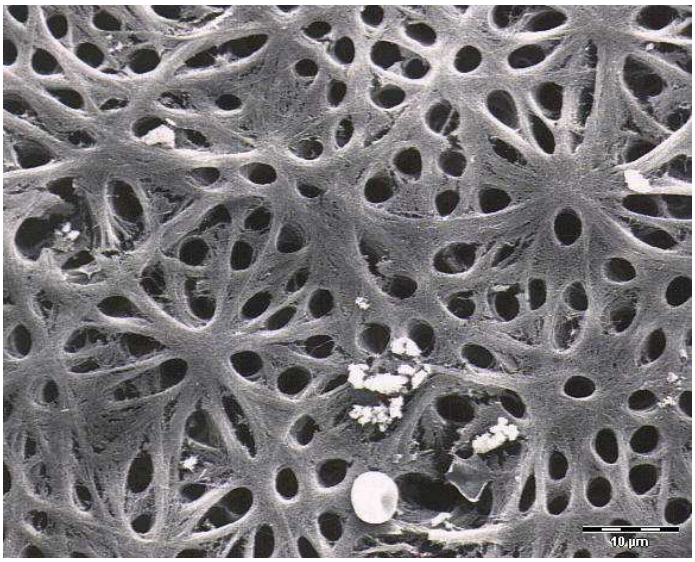
Dentinde iki cins kollajen fibril mevcuttur ve bu fibriller iki ana doğrultuda seyretmektedirler. İlk fibriller, miktar olarak diğerinden daha çok olup, demetler halinde spiral şeklinde turlar yaparak dış yüze paralel seyreden von Ebner lifleridir. İkinci lifler ise, yine aynı spiral şeklinde fakat kanalcıkları takiben radiyer seyreden von Korff lifleridir. Fibriller kollajenden meydana gelmektedirler (Ata 1979).

Dentin tipleri

Dentinogenez, odontoblastların kollajen matriks sentezi ile başlamaktadır. Kollajen matriks sentezi sonrasında mineralizasyon meydana gelmekte ve odontoblastlar hücre uzantılarını geride bırakarak mine-dentin yada sement-dentin sınırından pulpaya doğru çekilmektedirler (Pashley 2002; Sturdevant ve ark 2002).

Dentinogenez sırasında; odontoblast hücre tabakası, pulpa ve predentinin ekstrasellüler bölümleri arasında yarı geçirgen bir bariyer olarak görev yapmakta ve kalsifikasyon için uygun iyonik ortamı oluşturmak amacıyla seçici olarak moleküllerin, iyonların ve suyun predentin içine geçişini düzenlemektedir. Bu fonksiyonu gerçekleştirmek için, odontoblastlar arasında özelleşmiş bağlantı bariyerleri bulunmaktadır (Turner ve ark 1989).

İlk oluşan ve mineralize olmamış dentin tabakası her zaman pulpal yüzeydedir. Predentin adı verilen dentinin mineralize olmamış bu ilk tabakası, odontoblastların hücre gövdelerine komşudur (Resim 1.5). Dentinogenez, mine oluşumundan farklı olarak, diş sürmesinden sonra da devam etmekte ve pulpanın yaşamı boyunca sürmektedir (Mjör 1979, Sturdevant ve ark 2002).



Resim 1.5. Predentin (Nordvi 2002-2003c)

Dentin, morfolojik olarak farklı birkaç tipte kalsifiye dokudan oluşan karmaşık bir yapıdır (Linde ve Goldberg 1993). Dentin; primer dentin, sekonder dentin ve tersiyer dentin olmak üzere 3 tiptir. Dişin sürmesinden önce oluşan orjinal tübüler dentin, primer dentindir (Ten Cate 1994). Primer dentin, dentinin ana kısmını oluşturmaktadır ve büyük kısmı dişin formasyon aşamasında oluşmaktadır (Linde ve

Goldberg 1993). Büyük bölümü dişin sürmesinden önce oluşan (Pashley 2002) primer dentin, dişin sürmesinden sonra kök oluşumunun tamamlanmasına kadar da (Kawasaki ve ark 1980) yaklaşık 3 yıl boyunca salgılanmaya devam edilmektedir (Sturdevant ve ark 2002). Primer dentin ortalama olarak günde 4 µm kalınlığında salgılanmaktadır (Kawasaki ve ark 1980, Mjör ve Nordahl 1996). Primer dentinin oluşumunun tamamlanmasından sonra (Mjör 1979, Pashley 2002, Sturdevant ve ark 2002), dentin depozisyonu belirgin bir uyaran olmadan da devam etmektedir (Sturdevant ve ark 2002).

Kök oluşumunun tamamlanmasından sonra; odontoblastlar, primer dentinin pulpal yönünde daha az bir oranda sekonder dentini şekillendirmeye devam etmektedirler (Linde ve Goldberg 1993). Sekonder dentin, primer dentin gibi pulpa çevresinde bulunan dentindir (Hargreaves ve Goodis 2002). Fizyolojik sekonder dentin miktarı, kişiden kişiye farklılık gösterebilmektedir. Sekonder dentin, çok köklü dişlerde pulpa odasının tavanında ve tabanında yan duvarlara göre daha kalındır (Gordon 1997, Sturdevant ve ark 2002).

Primer ve sekonder dentin arasındaki en büyük farklılık, sekonder dentinin primer dentine göre çok daha yavaş salgılanmasıdır (Gordon 1997, Hargreaves ve Goodis 2002, Sturdevant ve ark 2002). Bununla birlikte, her iki tip dentin de aynı odontoblastlar tarafından oluşturulduğu için, tübüllerin devamlılığı korunmaktadır (Hargreaves ve Goodis 2002, Pashley 2002). Fizyolojik sekonder dentin; pulpa canlılığını sürdürdüğü sürece pulpa-dentin sınırında, (Permer 1972) günde yaklaşık olarak 0,5 µm kalınlığında salgılanmaktadır (Murray ve ark 2000). Pulpa odasının tavanında ve tabanında uzun yıllar süresince çok fazla miktarda sekonder dentin oluşturulması sonucu pulpa odası giderek daralmaktadır (Hargreaves ve Goodis 2002).

Üçüncü tip dentin, tamir dentini olarak da adlandırılan tersiyer dentindir. Kimyasal irritanlar, çürük, restoratif prosedürler, atrizyon ya da diğer travma çeşitleri gibi farklı dış uyaranlara cevap olarak, hayat boyu tersiyer dentin yapımı söz konusudur (Linde ve Goldberg 1993). Dişin zarar gören bölgesinin hemen altındaki pulpa odasının duvarında lokalize dentin yığılımı olarak görülmektedir (Murray ve ark 2000, Sturdevant ve ark 2002). İrritasyon sonrasında hayatta kalan primer odontoblastların yaptığı lokalize tersiyer dentine “reaksiyoner dentin” adı verilmektedir (Kawasaki ve ark 1980, Murray ve ark 2000, About ve ark 2001,

Pashley 2002, Sturdevant ve ark 2002) ve salgılanma hızı sekonder dentinin 3 katıdır (Kusunoki ve ark 2002). Primer odontoblastların ölümünü takiben pulpadaki farklılaşmamış hücrelerden oluşan, yeni sekonder odontoblastların yaptığı tersiyer dentin ise "reperatif dentin" olarak adlandırılmaktadır (Kawasaki ve ark 1980, Murray ve ark 2000, About ve ark 2001, Pashley 2002, Sturdevant ve ark 2002).

Tersiyer dentinin yapısı ve bileşenleri, primer ve sekonder dentinden farklıdır (Kawasaki ve ark 1980, Sturdevant ve ark 2002). Tersiyer dentinde tübüller düzensiz, dentin daha az mineralize ve primer dentinden daha yüksek organik içeriğe sahiptir. Primer veya sekonder dentin ile tersiyer dentinin birleşim bölgesinde, iki tip dentinin tübülleri direkt olarak ilişkide değildir. Bu da yabancı maddelerin pulpaya geçişinde bir bariyer görevi görmektedir (Pashley 2002).

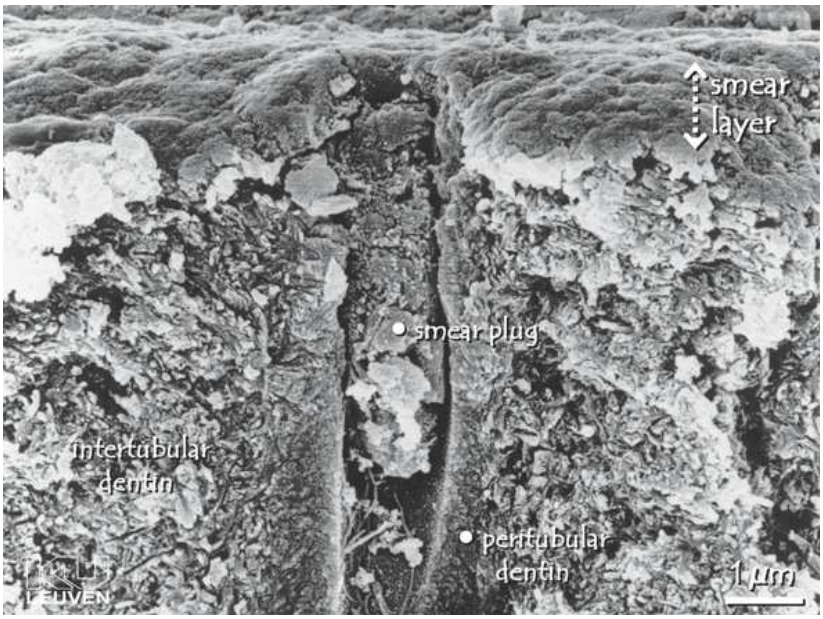
Dentin formasyonunun başlangıcında minenin altında dental papillada çevresel olarak konumlanan primer dentinin ilk tabakası, manto dentin olarak adlandırılmaktadır (Linde ve Goldberg 1993). Manto dentin, primer dentinin mine ya da semente komşu en dış tabakasıdır ve normal çevresel dentine göre %4 daha az mineralizedir (Mjör 1979, Ten Cate 1994, Gordon 1997, Pashley 2002, Trowbridge ve ark 2002). Manto dentin, 150 µm kalınlığındadır (Pashley 2002).

Yavaş ilerleyen çürük gibi hafif bir irritasyon sonucunda oluşan dentine "sklerotik dentin" adı verilmektedir ve primer dentinin bileşiminde değişikliklere sebep olmaktadır (Nakabayashi ve Pashley 1998, Sturdevant ve ark 2002, Trowbridge ve ark 2002). Dentin sklerozu, mine-dentin sınırından pulpaya doğru ilerlemektedir (Sturdevant ve ark 2002). Tübüllerin kalsifiye materyalle dolması (Permer 1972, Nakabayashi ve Pashley 1998, Sturdevant ve ark 2002, Trowbridge ve ark 2002) ya da peritübüler dentinin aşırı genişlemesi sonucu oluşmaktadır (Trowbridge ve ark 2002) ve dentin tübüllerinin kısmen ya da tamamen tıkanmasına sebep olmaktadır (Nakabayashi ve Pashley 1998, Trowbridge ve ark 2002). Sklerotik alanlar daha sert, daha yoğun, daha az hassastır ve yabancı maddelerin dentinden pulpaya geçişini azaltmaktadır (Nakabayashi ve Pashley 1998, Sturdevant ve ark 2002, Trowbridge ve ark 2002).

Primer dentinin kalan kısmı, sirkumpulpal dentin olarak adlandırılmaktadır (Linde ve Goldberg 1993). Sirkumpulpal dentin, manto dentin tabakası yığıldıktan

sonra oluşmaktadır ve gelişimsel dentinin büyük kısmını oluşturmaktadır (Trowbridge ve ark 2002).

Sirkumpulpal dentin, intertübüler dentin ve peritübüler dentin olmak üzere iki kısımda incelenebilir (Resim 1.6) (Linde ve Goldberg 1993).

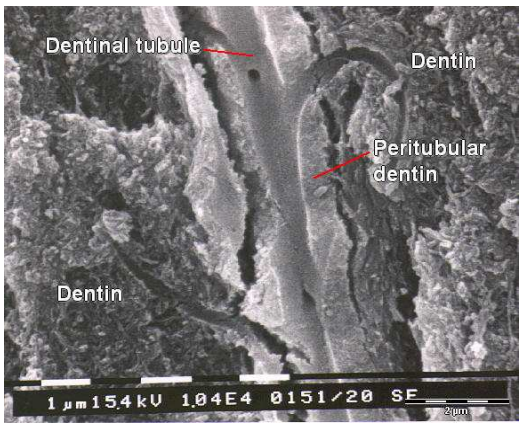


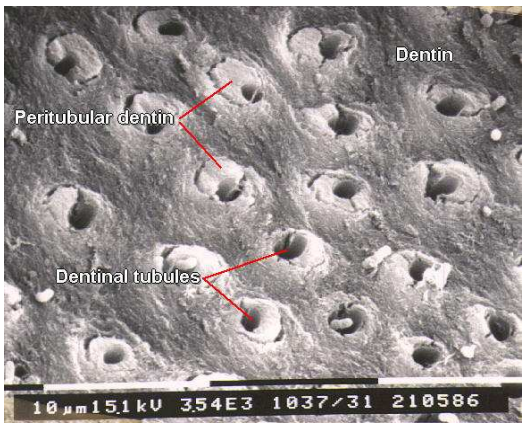
Resim 1.6. Peritübüler ve intertübüler dentin (Eliades ve ark 2005)

Her tübülün içerisinde peritübüler dentin adı verilen kollajenden fakir, hipermineralize, intratübüler bir manşet bulunmaktadır (Resim 1.7 - 1.8) (Mjör 1979, Gordon 1997, Pashley 2002, Sturdevant ve ark 2002, Trowbridge ve ark 2002). Peritübüler dentin, pulpayı çevreleyen koronal dentinin ana kısmını oluşturmaktadır (Ten Cate 1994). Tübüller arasında bulunan, dentinin kütlesini oluşturan kollajenden zengin, daha az mineralize ve daha fibröz dentin ise intertübüler dentin olarak adlandırılmaktadır (Mjör 1979, Trowbridge ve ark 2002).

Peritübüler dentin, intertübüler dentinden kolayca ayrılabilmektedir. Peritübüler dentin çok az kollajen içermesine karşın, intertübüler matriks yoğun bir kollajen matriks içermektedir. Peritübüler dentin daha fazla kristalleşme göstermektedir (Ten Cate 1994, Marshall ve ark 1997). Peritübüler dentin, intertübüler dentinden yaklaşık olarak 5 kat daha serttir. Peritübüler dentin apozisyonu çok yavaş olmakla birlikte, okluzal abrazyon ya da diğer pulpal irritasyon durumlarında hızlanmaktadır (Mjör ve Nordahl 1996). Peritübüler dentinin, yaş ya da restoratif işlemler gibi nedenlere bağlı olarak devam eden büyümesi, dentin tübüllerinin tıkanmasına yol açmaktadır (Marshall ve ark 1997).

İntertübüler dentinin mine-dentin sınırında kapladığı alan %96, pulpaya yakın bölgede ise %12’ dir (Pashley ve ark 1978a).





Resim 1.7 ve 1.8. Peritübüler dentin (Nordvi 2002-2003d, e)

Dentin geçirgenliği

Geçirgenlik (permeabilite), bir maddenin bir diffüzyon bariyerinden ya da bariyer içine geçme kolaylığıdır (Mjör 1983, Çetingüç 2005). Bir materyalin geçirgenliği, içinden bir çözücü ya da bir solüsyonun geçmesine izin verme kapasitesi olarak da tanımlanabilmektedir. Refleksiyon katsayısı terimi, bir membrandan erir madde partiküllerinin geçme miktarını belirlemek için kullanılmaktadır. Hiç partikül geçmiyorsa, 1,0 sayısal değeri ile; tüm partiküller geçiyor ise 0,0 sayısal değeri ile ifade edilmektedir (Ghazeli 2003, Ertürk 2006).

Dentin basit bir filtre değildir. Dentin, diffüze olan moleküllerle etkileşime girebilen, reaktif ve canlı bir dokudur (Pashley ve ark 1987). Dentin; tersiyer ve sklerotik dentin oluşumu, kalınlığı, yüzey alanı, bölgesel farklılıkları, smear tabakası varlığı, dentinal sıvı ile pulpal sıvı basıncı ve diğer değişkenlere bağlı olarak hem geçirgen bir yapı hem de bir bariyer olarak değerlendirilebilir (Pashley 1988, Pashley 2002).

Dentinden maddelerin geçişi ilk kez 1914 yılında tanımlanmış ve dentin yapısının geçirgenlik üzerindeki etkisi araştırılmıştır (Ghazeli 2003). Refleksiyon katsayısının tersi olan geçirgenlik katsayısı, kütlesel sıvı hareketi olmadan kimyasal bir eğime doğru membranlardan erir maddelerin diffüze olabilme kolaylığını ölçmektedir. Bu terimler fizyolojiden alınmış olup, dentin geçirgenliği çalışmalarına en çok Pashley ve ark. (Pashley ve ark 1978b, Pashley ve ark 1987, Pashley ve Matthews 1993, Pashley ve ark 1996, Ertürk 2006) tarafından dahil edilmiştir.

Dentinin geçirgenliği su gibi küçük moleküller için çok yüksektir. Fakat albumin ve immunglobulinler gibi daha büyük moleküller için ve endotoksinler gibi, 10^6' nın üzerinde molekül ağırlığına sahip moleküller için düşüktür (Hargreaves ve Goodis 2002).

Dentin geçirgenliği dişin her bölgesinde aynı değildir, özellikle tübüllerin sadece %30' unun pulpayla ilişkide olduğu okluzal yüzeylerde çok değişkenlik göstermektedir. Pulpayla ilişkide olan tübüller pulpa boynuzları üzerinde bulunmaktadır, buna bağlı olarak pulpa boynuzları bölgesinde geçirgenlik daha fazla iken; merkezi dentin bölgesi ise daha az geçirgendir (Pashley ve ark 1987, Ertürk 2006).

Dentinde; çekilmiş dişlerin saklandığı solüsyon (Goodis ve ark 1991, Camps ve ark 1996a), saklama süresi (Outhwaite ve ark 1976, Özok ve ark 2002), dişin yaşı ve çürük varlığı (Tagami ve ark 1992), dentinin kalınlığı ve pulpadan uzaklığı (Fogel ve ark 1988), dentinin derinliği (Koutsi ve ark 1994), hidrostatik basınç (Camps ve ark 1997a), sıcaklık (Pashley ve ark 1983), pulpal komponentlerin varlığı (Puapichartdumrong ve ark 2005), kesim aletleri (Boyer ve Svare 1981), açık dentin yüzey alanı (Puapichartdumrong ve ark 2005) gibi birçok değişkenin geçirgenlik üzerine etkisi farklı araştırıcılar tarafından araştırılmıştır.

Dentin geçirgenliğini etkileyen diğer faktörler ise;

- Dentin kalınlığı (tübül uzunluğu) (Orchardson ve Cadden 2001)
- Tübüllerin açıklığı (Orchardson ve Cadden 2001)
- Dentin alanı (tübül sayısı) (Orchardson ve Cadden 2001)
- Diffüzyon katsayısı (materyalin doğası) (Orchardson ve Cadden 2001)
- Odontoblast bariyerinin geçirgenliği (Orchardson ve Cadden 2001)
- Dentin sıvı akımı (Stead ve ark 1996)
- Erir maddelerin moleküler boyutları ve konsantrasyon değişim ölçüleri (Stead ve ark 1996)

Kalan dentin kalınlığı, pulpayı çürük lezyonundan ayıran minimal sağlıklı dentin mesafesidir (Murray ve ark 2002). Kalan dentin kalınlığı ve pulpaya yakınlık, belirli bir dentin alanının diffüzyon, filtrasyon ve geçirgenliğinin en önemli belirleyici faktörleridir (Pashley 1988, Hamid ve Hume 1997a).

Tübül lümeninin kapladığı alan mine-dentin sınırında %1 (Pashley 2002, Trowbridge ve ark 2002) iken, pulpaya komşu bölgede %22'dir (Camps ve ark 2000, Pashley 2002). Buna bağlı olarak, dentin geçirgenliği mine-dentin sınırında en düşük, pulpaya komşu bölgede ise en yüksek değerdedir (Pashley ve ark 1978a, Camps ve ark 2000, Pashley 2002). Materyallerin dentinden geçişi, dentinin yüzey alanı arttıkça artmaktadır (Puapichartdumrong ve ark 2005). Başka bir deyişle; dentin geçirgenliği açık tübül sayısı ve çapı ile doğru, dentin kalınlığı ile ters orantılıdır (Hanks ve ark 1994, Camps ve ark 2000).

Kalan dentin kalınlığı azaldıkça tübüllerin boyları da kısalmaktadır ve dentin daha iletken bir hal almaktadır (Camps ve ark 2000). Dentin kalınlığı ne kadar fazla olursa, diffüzyon yapan çözeltinin konsantrasyonu da o kadar düşecektir. Bununla birlikte kalın dentin, ince dentine göre daha yüksek sıvı akışı direncine sahiptir (Pashley 1988).

Kalan dentin kalınlığının; diş anatomisi farklılıkları, pulpa odası kalsifikasyonları ve reperatif dentin oluşumundan dolayı klinikte belirlenmesi çok zordur (Murray ve ark 2002).

Dentininin geçirgenlik özellikleri diş içerisindeki yerine bağlı olarak farklılık göstermektedir. Bunun nedeni ise mm^2' ye düşen tübül sayısı ve çaplarının eşit dağılım göstermemesidir (Hamid ve Hume 1997a, Camps ve ark 2000). Dentin tübüllerinin yoğunluk ve çapları, mine-dentin sınırından pulpaya doğru gidildikçe artmaktadır. Koronal dentin, kök dentinine göre daha geçirgendir (Mjör 2002).

Okluzal yüzeyde dentin geçirgenliği; pulpa boynuzları üzerinde en fazla iken, merkezde en azdır (Hamid ve Hume 1997a, Camps ve ark 2000, Pashley 2002). Merkezde tübüllerin yalnız %30'u pulpayla direkt ilişkidedir (Pashley 2002). Merkezi dentinin geçirgenliğinin daha düşük olmasının nedenleri, pulpa boynuzları üzerindeki dentine oranla birim alan başına daha az tübül sayısı düşmesi, mesafenin daha uzun olması ve tübüllerin pulpadan daha uzaktaki dentinde bulunmalarına bağlı olarak daha küçük çapta olmalarıdır (Pashley ve ark 1987, Camps ve ark 2000).

Santral dentinin daha yüksek mineral içeriği ve daha fazla intertübüler dentin matriksine sahip olması nedeniyle, periferal dentin santral dentinden daha yüksek geçirgenlik göstermektedir (Pashley ve ark 1987).

Dentin geçirgenliği dentin tübüllerinin fonksiyonel çapı ile de ilişkilidir. Fonksiyonel çap ne kadar büyükse, akım hızı ve geçirgenlik derecesi de o kadar büyük olacaktır. Dentin geçirgenliği, tübül çapı ve sayısıyla orantılı olarak arttığı için; pulpaya ulaşıldığında geçirgenlik hızla artmaktadır (Outhwaite ve ark 1976).

Dentin tübüllerinin permeabilite özellikleri, fonksiyonel açıdan bakıldığında, esas anatomik boyutlarından çok daha küçük boyutları olduğunu göstermektedir (Hamid ve Hume 1997a, Pashley 2002). Her ne kadar dentin tübüllerinin mine-dentin sınırındaki mikroskobik çapları 0,5-0,9 µm olarak görülse de, çapları 0,1µm gibi fonksiyon görmektedir (Hamid ve Hume 1997a). Tübüller içerisinde kollajen lifleri, mineralize daralmalar, peritübüler örtü, intertübüler kollajen gibi intratübüler maddeler varlığı sebebiyle tübüllerin fonksiyonel çapları, ölçülebilen anatomik boyutlarından çok daha küçüktür (Hamid ve Hume 1997a, Pashley 2002).

İn vivo olarak pulpa odasında 5-20 mm Hg değerinde hafif, fakat belirgin bir doku basıncı bulunmaktadır (Alaçam ve ark 2000). Tübüller periferal olarak mine ve sementle örtülü oldukları sürece dışarı doğru sıvı akışı olmamaktadır (Camps ve ark 2000). Ancak mine ve sement kaybedildiğinde yani tübüller açık olduğunda, 15 cm H_2O değerindeki pozitif hidrostatik basınç, dentinal sıvıyı yavaşça dışarı doğru hareket ettirmektedir (Alaçam ve ark 2000, Camps ve ark 2000, Pashley 2002). Açık dentinde sıvının dışarı doğru akışı, yabancı maddelerin diffüzyonuna karşı savunmada ilk adımdır (Pashley 2002). Ancak maddeler pulpa yönünde, pulpal ya da dentinal sıvıların onları uzaklaştırabileceğinden daha büyük bir hızla diffüzyon yapmaktadırlar (Alaçam ve ark 2000). Bununla birlikte dentin tübülleri içerisinde bulunan, pulpal basınç altındaki dentinal sıvı intratübüler permeabiliteyi düşürmektedir (Pashley ve ark 1993, Pashley 2002).

Dentin tübüllerindeki sıvı akımını etkilediği düşünülen faktörler şöyle özetlenmektedir (Pashley ve ark 1978a):

1. Konsantrasyon ve elektriksel değişimi içeren diffüzyon
2. Hidrostatik basınç değişimine doğru infiltrasyon akımı
3. Kapiller kuvvetler

4. Buharlaşma
5. Osmotik basınç

Dentin tübülleri travma ya da diş kesimi nedeniyle açığa çıktığında, bu tübüller yüzeyden pulpaya uzanan diffüzyon kanalları halini almaktadır. Materyalin dentinden pulpaya diffüzyon akım oranı, dentinin kalınlığına ve hidrolik iletimine bağlıdır. İnce dentin, kalın dentine göre çok daha fazla diffüzyonel akıma izin verebilmektedir (Hargreaves ve Goodis 2002).

Çürük dentin, kısmen tübüllerdeki bakteri varlığına ve demineralizasyonu takip eden remineralizasyon sonucunda tübüller içerisinde, çürük kristalleri adı verilen intratübüler kristaller bulunmasına bağlı olarak sağlıklı dentinden daha az geçirgendir (Alaçam ve ark 2000).

Dental yaralanma sonucunda ölen odontoblastların yerini alan yeni odontoblast benzeri hücrelerin genellikle sitoplazmik uzantıları bulunmamaktadır ve salgıladıkları matriks atübülerdir. Bu yeni matriksin mineralizasyonu sonucunda meydana gelen atübüler dentin, primer dentini örtmektedir. Bununla birlikte; yeni odontoblastların, primer dentinin orijinal tübülleriyle düzgün sıralanma göstermemesi durumunda tersiyer ve primer ya da sekonder dentin tübülleri devamlılık gösterememektedir. Bu iki durumda da dentin geçirgenliği büyük oranda düşmektedir (Alaçam ve ark 2000, Camps ve ark 2000, Çetingüç 2005).

Turlu aletler veya el aletleri ile kavite preperasyonunu takiben; 1-5 µm kalınlığında, primer olarak debristen oluşan, mine ile intertübüler ve peritübüler matriksin ana bileşenleri olan inorganik ve organik maddelerden, mikroorganizmalar, su, dentin sıvısı ve sıklıkla da tükrükle karışmış dentin tübüllerinin içeriğinden oluşan tabakaya “smear tabakası” denilmektedir (Eick ve ark 1970). Smear tabakası ve tıkaçları, dentin tübüllerini tıkadığı için doğal bir bariyer görevi görmektedir (Bouillaguet ve ark 1998, Mjör 2001); ancak oral sıvılarda 7 gün içinde çözündüğü için koruyucu etkisi geçicidir (Hume 1994, Bouillaguet ve ark 1998).

Smear tabakası, dentindeki sıvı akımını azaltarak dentin geçirgenliğinde azalmaya neden olmaktadır (Mjör 2002). Bazı durumlarda, smear tabakasının varlığının akım oranını sıfıra kadar indirdiği bildirilmiştir (Pashley 1992). Smear tabakası kaldırıldığında ise dentinin hidrolik iletkenliği 5-40 kat artmaktadır (Alaçam ve ark 2000).

Bununla birlikte; smear tabakası ve tıkaçlarının az da olsa geçirgenlik özellikleri vardır (Pashley ve ark 1993). Smear tabakası, içerisinde %21,5 oranında su dolu kanallar bulunuyormuş gibi davranmakta (Pashley ve ark 1993) ve dentin geçirgenliğini %85-86 oranında azaltmaktadır (Pashley 2002).

Normal dentinin geçirgenliği asitle pürüzlendirme işlemi sonucu artmaktadır. Fakat asitle pürüzlendirilmiş ekskave edilmiş çürük dentinde geçirgenliğin sıfıra indiği gözlenmiştir (Ghazeli 2003).

Dentin geçirgenliği 2 şekilde meydana gelmektedir (Pashley ve Carvalho 1997, Hargreaves ve Goodis 2002):

1. Transdentinal geçirgenlik; hidrodinamik uyaranlara cevap olarak oluşan sıvı akımları gibi, maddelerin dentin tübüllerinden hareketidir (Pashley ve Carvalho 1997, Hargreaves ve Goodis 2002).

2. İntradentinal geçirgenlik; intertübüler dentinin asitle demineralize edilmesiyle veya rezinin bağlanması sırasında demineralize dentin yüzeylerine hidrofilik adeziv rezinlerin infiltrasyonuyla beraber oluşan eksojen maddelerin intertübüler dentine hareketidir (Pashley ve Carvalho 1997, Camps ve ark 2000, Hargreaves ve Goodis 2002). Adeziv rezin monomerlerin yüzeyden tübül lümenine penetrasyonu şeklinde görülmektedir (Pashley ve ark 1993). Bu, transdentinal geçirgenliğin bir alt grubudur (Pashley ve ark 1995).

Hidrodinamik teoriye göre; dentin açığa çıktığında, dış uyaranlar dentinde sıvı akımına yol açıp, pulpal sinirleri uyararak ağrıya neden olmakta (Pashley ve Carvalho 1997, Hargreaves ve Goodis 2002) ve sonucunda dentin hassasiyeti meydana gelmektedir (Pashley ve ark 1993, Camps ve ark 2000). Tübüllerdeki sıvı hareketi “transdentinal geçirgenlik” olarak adlandırılmıştır. Trandentinal geçirgenlik aynı zamanda pulpadan dışarı sıvı hareketine bağlı olarak açığa çıkan dentin yüzeylerinin ıslaklığından da sorumludur (Pashley ve Carvalho 1997, Hargreaves ve Goodis 2002).

1.2. Çürük

Diş sert dokularını oluşturan inorganik kalsiyumfosfat kristalleri ile organik matriks arasındaki elektrostatik bağlantının, "H" iyonları tarafından fiziko-kimyasal düzeyde bozulması ve kalsiyumfosfat kristallerinin yıkımı, büyük bir olasılıkla iyonizasyonu ile başlayan sonra dokuda submikroskobik, mikroskobik ve daha sonra da (makroskobik) gözle görülür madde kaybına neden olan olaylar dizisine diş çürümesi denir (Koray 1981).

Diş çürüğü, bakteri ve bakteri enzimlerince oluşturulan, diş dokularının demineralizasyonu ve bunu takiben diş sert dokularının yıkılması ve madde kaybı ile karakterize patolojik bir olaydır (Bayırlı ve Şirin 1982, Cengiz 1983, Manisalı ve Koray 1985).

Çürük, dişte meydana gelen mineral kaybının görünebilir aşamasıdır. Aslında çürük gelişimi; ultrastrüktürel, mikroskopik, beyaz leke, kavite formasyonu ve total destrüksiyondan oluşan, zamanla ilişkili bir spektrumu kapsamaktadır (Groeneveld ve ark 1990, Thylstrup 1990).

Diş sert dokularının demineralizasyonu ve onun ardından da madde kaybı ile oluşan çürükler madde kaybına uğrayan diş sert dokularına göre sınıflandırılmaktadırlar: mine çürüğü, dentin çürüğü, sement çürüğü (Koray 1981).

Mine çürüğünde; başlangıçta saydam (transparan) olan minede matlaşma ve sonra da bu bölgede beyaz, tebeşire benzer ya da kahverengi bir leke oluşmaktadır. Başlangıç döneminde lekeli mine yüzeyi kaygandır. Daha sonra hafif pürüzlü bir hal almakta ve en sonunda defekt, bir sondun takılabileceği hale gelmektedir. Bu son dönemde artık mine altındaki dentin dokusu da çürük olayından etkilenmeye başlamıştır (Koray 1981).

Dentine geçen çürük, dentinin inorganik madde oranının mineden daha az olması ve dentin tübüllerinin çeşitli kimyasal ajanların, mikroorganizma ve ürünlerinin daha derin tabakalara kolayca ilerlemesine olanak sağlayan histolojik yapıda olması sonucunda (Koray 1981), mine-dentin sınırında birden genişleyip dentin tübülleri yolu ile pulpaya doğru ilerleyen, tabanı mine-dentin sınırında tepesi ise pulpa tarafında olan koni şeklini almaktadır. Minede çürüme hızlı, kavitasyon yavaş; dentinde ise kavitasyon hızlı, çürüme yavaştır (Naylor 1970, Fusayama ve Terachima 1972, Hürmüzlü 1997).

1.3. Estetik Posterior Restoratif Materyaller

Dişhekimliğinde kullanılan bir restoratif materyalin ideal bir materyal olarak adlandırılabilmesi için; diş yapısını koruması, dayanıklı olması, estetik olması, doku uyumunun iyi olması, doğal dişe benzer aşınma ve aşındırma özelliğine sahip olması, mine ısısal genleşme katsayısına yakın olması, düşük ısısal iletkenliğinin olması, üretim kolaylığının olması, düşük maliyette üretilebilmesi, hızlı ve kontrollü üretim yapılması gerekmektedir (Wall ve Cipra 1992). Bununla birlikte 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 1999, Kocak 2006). Ancak günümüzde tüm bu özellikleri taşıyan ideal bir materyal bulunmamaktadır.

Posterior bölgede restoratif amaçla tercih edilen estetik materyaller; direkt ve indirekt uygulanan kompozit rezinler, seromerler ve dental porselenler olarak sınıflandırılabilir (Scheibenbogen ve ark 1999, Kocak 2006).

1.3.1. Kompozit rezinler

Kompozit rezinler, değişik yapı ve özelliğe sahip en az iki farklı materyalin belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirilmesi ile elde edilen ürünlerdir. Burada amaç, kompoziti oluşturan kısımların her birinin tek başına sahip olamayacakları özellikleri sağlamaktır (Nayır 1999).

Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinler ilk olarak 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından amalgama alternatif olarak tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir (Garber ve Goldstein 1994, Dayangaç 2000, Kocak 2006).

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, Kocak 2006).

1.3.2. Seromerler

Seromerler; kompozit materyallerin dezavantajlarını gidermek ve porselen, altın alaşımları ile kompozit rezin materyallerin avantajlarını birleştirmek amacıyla geliştirilmiş ikinci jenerasyon laboratuvar kompozitleridir (Scientific Documentation 1997). Seromerler; özel olarak geliştirilmiş homojen, üç boyutlu ince taneli porselen doldurucuların yaklaşık ağırlık olarak %80 oranında ışık ve ısı ile sertleşmesi optimum olan gelişmiş bir organik matrikse gömülmelerinden ibarettir (Canpolat 2001).

Seromerlerin temel yapıları kompozit rezinlere benzemektedir. Organik matriks içinde yüksek oranda doldurucu içermektedirler. Matriks yapıyı güçlendirmek için bazı ürünlerde porselen partikülleri kullanılırken, bazılarında farklı kompozisyonlarda fiberler kullanılmaktadır. Kompozit rezin materyallerine göre daha vizköz yapıdadırlar. Yüksek doldurucu oranı estetik özelliklerinin porselenlere yakın olmasını sağlarken, organik matriksin değiştirilmiş kimyasal yapısı rezin materyalin kullanımını kolaylaştırmaktadır (Fahl ve Casellini 1997, Duke 1999, Altıntaş 2007).

Laboratuvarda ışık, basınç-ısı, ışık-vakum veya ışık-ısı kullanılarak polimerize edilen seromer restorasyonlar, konvansiyonel kompozit rezin materyali ile hazırlanan restorasyonlara oranla daha homojen ve düzenli bir yapıya sahiptirler. Ekstraoral “postcuring” ve ilave ısı işlemleri materyalin mekanik özelliklerini dolayısıyla restorasyonun dayanıklılığını arttırmaktadır (Dietschi ve ark 1994, Kuybulu 2005). Polimerizasyon işlemi ağız ortamında gerçekleşmediğinden, büzülme stresleri ve bağlantı başarısızlıkları daha azdır (Vallittu 2004).

1.3.3. Dental porselenler

Porselenlerin tarihçesi

Porselen malzemeler, metal ve ametal elementlerin birbirlerine birinci derecede iyonik ve/veya kovalent bağlarla bağlandığı inorganik, metal dışı malzemelerdir (Taşeli 2006).

Porselen malzemelerin çoğu; silisyum, alüminyum, kalsiyum ve magnezyum gibi metallerin oksijenle bileşik yapmalarıyla oluşan oksitlerdir. Porselenlerin kristalin veya amorf (non kristalin) yapıda olmaları, malzemenin ağız ortamındaki

ısısal ve kimyasal etkenlere karşı dirençli olmasını sağlamaktadır (Çelik 1999, Ferracane 2001).

Porselenler genellikle çok kırılgan malzemelerdir. Bu nedenle, porselenler çatlak ya da kırık olmaksızın bükülemez ve deforme edilemezler. Porselenler, yüksek ergime noktaları ve düşük ısıl ve elektrik iletkenlikleri nedeniyle, birçok endüstriyel uygulamada yalıtkan olarak kullanılabilmektedir (Ferracane 2001).

Porselenin dişhekimliğinde kullanılabileceği ilk kez 1723 yılında Pierre Fauchard tarafından bildirilmiş (Kelly ve ark 1996) ve porselen, dişhekimliğinde ilk olarak 1774 yılında denenmiştir (McLean 2001). 1838 yılında ilk porselenlere kıyasla normal diş tonlarına yakın renkte ve yarı şeffaf özelliğe sahip bir porselen geliştirilmiş, 1886' da altın yaprak ile kron yapılmış ve üstüne porselen fırınlanmıştır (Akın 1999). İlk porselen jaket kron, 1887' de platinyum matriks tekniğinin patentini alan Dr. C.H. Land tarafından geliştirilmiştir. Yüksek, orta ve düşük ısı porselenlerinin kullanımı tartışılmıştır. Pekçok porselen inley ve kron uygulaması denenmiş ve eleştirilmiştir. 1900' lerin başlarına kadar dental restorasyonlar için porselenlerin kullanımı bu eleştiriler yüzünden oldukça azdır. 1920' lerde yapılan araştırmaların başarılı sonuçlar göstermesi, porselenlerin yeniden popülarite kazanmasına yol açmıştır. 1950' lerde dişhekimliğinde akrilik rezinlerin gelişimi ile porselenlerin kullanımı yeniden azalmış, 1960' larda metal destekli porselenlerin kullanımındaki ilerleme ve başarı, porselenlerin kullanımını yeniden gündeme getirmiştir (Crispin ve ark 1994, Bozoğulları 2007).

1949 yılında Almanya' da Gatzka, dişleri vakum ortamında pişirmiştir (Akın 1999). 1962 yılında Weinstein, ilk defa %11-15 oranında K_2O içeren porselen tozu ile metal destekli porselen kronları yapmıştır. 1965' te aluminöz porselenler, 1983' te dökülebilir cam porselenler geliştirilmiştir. 1985 yılında ise ilk kez CAD/CAM sistemi ile porselen kronlar üretilmiştir (McLean 2001).

Dental porselenlerin, birçok olumlu özelliklerinin yanında pöröz yapısı nedeniyle kırılgan olmaları, üreticileri bir destek bulmaya yöneltmiş ve bu amaçla metal altyapı kullanılmıştır (Kelly ve ark 1996).

1970 ve 80' ler boyunca metal destekli porselen restorasyonlar pek çok klinisyenin ilk tercihi olmuştur. 1980' lerde ve 90' ların başında hastaların daha fazla

estetik sonuçlar talep etmeleri porselen sistemlerinin daha da gelişmesine neden olmuştur (Crispin ve ark 1994).

Metal altyapının dezavantajları, araştırmacıları daha başka arayışlara yöneltmiştir. Bunun sonucunda, ışığın doğal dişe benzer şekilde kırılarak geçebildiği ve yansıyabildiği, metal altyapı içermeyen tam porselenler üretilmiştir (Hondrum 1992).

Porselenlerin özellikleri

Dental porselenler kimyasal olarak oldukça stabildirler ve uzun zaman içerisinde bozulmadan mükemmel estetik sağlarlar. Isı iletkenliği ve ısısal genleşme katsayıları mine ve dentininkine benzerdir. Dental porselenlerin baskı dayanıklılığı 350-550 MPa arasında yüksek değerlerde olmasına rağmen, çekme dayanıklılığı 20-60 MPa arasında oldukça düşüktür (Van Noort 2002, Bozoğulları 2007).

Porselenlerin kesme dayanıklılığı 110 MPa, elastik modülüsü 69 GPa ve Knoop sertliği 460 kg\mm$^{2'}$dir. Porselenin termal özellikleri 0,0030 °C/cm, doğrusal ısısal genleşme katsayısı 12 $\times 10^{-6}$ °C'dir (Craig 1997, Bozoğulları 2007).

Dental porselenler; doku uyumları, aşınma dirençleri, renk stabiliteleri ve doğal dişlere benzer özellikleri dolayısıyla sıklıkla tercih edilen dental materyaller içerisindedirler. Fakat dental porselenler yapısal olarak mikro çatlak yapı özellikleri göstermektedir (Shillingburg ve ark 1997). Bu mikro çatlak yapı, porselenleri gerilme kuvvetlerine karşı güçsüz hale getirmektedir. Bu yüzden porselenlerin mekanik özelliklerinin arttırılarak gerilme streslerine karşı daha dirençli hale getirilmeleri gerekmektedir. Feldspatik porselen yaklaşık 70 MPa gibi düşük gerilme direnci değerine sahipken, metal altyapı ile desteklenmeleri sonucunda bu değer 550 MPa değerlerine yükselmektedir (Mc Lean 1980, O'Brien 1985, Shillingburg ve ark 1997).

Porselenlerin sınıflandırılması

Dişhekimliğinde kullanılan porselenler için değişik kriterlere göre birçok sınıflandırma yapılmıştır. Bunlardan en çok kullanılanlar; porselenin fırınlama derecelerine, kullanım alanlarına ve güçlendirme mekanizmalarının esas alındığı yapım tekniklerine göre yapılan sınıflandırmalardır.

Yapım tekniklerine göre

Metal destekli dental porselenler

Döküm metal üzerinde bitirilen dental porselenler

Metal-porselen restorasyonlar, dişhekimliğinde 1960' lı yıllarda Weinstein' in porselen metal bağlantısını geliştirmesiyle kullanılmaya başlanmıştır (Mc Lean 2001). Araştırmacılar, metal alaşımı ile ısısal olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip kendi buluşları olan porseleni lösit porseleni olarak tanımlamışlardır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Metal-porselen restorasyonlar, metal bir altyapı ve bu altyapıya mekanik ve kimyasal olarak bağlanan porselenden oluşmaktadır. Bağlantının kimyasal komponenti fırınlama ile sağlanmaktadır. Metal altyapıya uygulanan ilk porselen tabakası olan opak, metali maskeleyerek bitmiş restorasyondaki rengin temel kaynağını oluşturmaktadır. Opak tabakası aynı zamanda, porselenle metal arasındaki bağlantının oluşmasında da önemli rol oynamaktadır. Opak tabakasının üzerine uygulanan gövde (dentin) porseleni restorasyona asıl rengini vermektedir. İnsizal (mine) porselen ise restorasyona translüsensi katmaktadır. Son olarak glaze işleminin uygulanmasıyla, restorasyon doğal parlaklığını kazanmaktadır (Rosenstiel ve ark 1988, Shillingburg ve ark 1997, Türk 2007).

Metal altyapı, porselen restorasyonlarda dayanıklılık sorununu çözerken beraberinde değişik sorunlar getirmiştir. Metal altyapı ışık geçirgenliğini önlemiş, metal renklenmelerini ortaya çıkararak estetiği etkilemiştir. Gingival bölgede oluşan gri hat, metal-porselen restorasyonlarda en çok karşılaşılan sorunlardan biridir. Metal-porselen kalınlığı daha fazla diş kesimini gerektirmiştir. Kullanılan metalin kıymetli olması restorasyonları pahalı kılmış ve fırınlama esnasında distorsiyona uğratmıştır. Adi metal alaşımları ise renklenme, alerji ve kalın oksit tabakası nedeniyle bağlantıda başarısızlıklara sebep olmuştur. Bu nedenler, araştırmacıları metal desteksiz restorasyonlar üzerinde çalışmaya yöneltmiştir (Wall ve Cipra 1992, Rosenblum ve Schulman 1997, Zaimoğlu ve Can 2004, Türk 2007).

Metal destekli restorasyonlar, sabit protetik restorasyonların yaklaşık olarak %80' ini oluşturmaktadır (Lüthy ve ark 2005).

Metal yaprak üzerine bitirilen dental porselenler

Sistem, ince metal yaprağın dikkatlice day üzerine yerleştirilmesi ve üzerine geleneksel dental porselen yığılmasını içermektedir (Qualtrough ve Piddock 1997). Altın folyolar, platinyum folyolara kıyasla, daha kısa sürede yapılmaktadır ve porselenin altında oldukça iyi renk uyumu sağlamaktadırlar. Isısal genleşme katsayılarından dolayı alüminöz porselen sadece platinyum folyolarla, feldspatik porselen ise altın folyolarla uyumludur (Chiche ve Pinault 1994).

Renaissance, Ceplatec, Flexobond, Sunrise, Platideck sistemleri bu tür restorasyonlara birer örnektir (Qualtrough ve Piddock 1997).

Metal desteksiz dental porselenler

Konvansiyonel feldspatik porselenler

Isıya dayanıklı refraktör day materyali üzerine, toz ve likitin karıştırılıp tabakalar halinde uygulanması ile restorasyonun konturlarının verildiği porselenlerdir. Tozlar, değişik ton ve translüsensiye sahiptir. Bu porselenlere örnek olarak Optec HSP, Duceram LFC, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage ve Mirage II verilebilir (Rosenblum ve Schulman 1997).

Kor yapısı güçlendirilmiş porselenler

Alumina kor ile güçlendirilmiş porselenler

1965 yılında McLean ve Hughes tarafından oldukça kuvvetli kristal bir yapı sağlayan alumina, porselen tozu ile karıştırılmıştır. %40-50 oranında alumina içerikli porselenin bir platin yaprak üzerinde pişirilmesi sonucu feldspatik porselenlere oranla gerilme direnci 2 kat arttırılmıştır. Platin yaprağın altta bırakılmasının da dayanıklılığa %20 gibi bir katkısı olmuştur. Fakat platin yaprak estetiği olumsuz etkilediğinden yerinden çıkarılarak %75 oranında alumina, refraktor day üzerinde işlenerek alt yapıda metal kullanılmamaya başlanmıştır. Her ne kadar alumina, porseleni güçlendirmek için uygun kristalin yapıyı sağlasa da yüksek opasitesi bu materyalin yalnızca alt yapı olarak kullanılmasına olanak vermiştir. Bu yönde ilerleyen çalışmalar sonucunda %99, 56 alumina içeren yapı üzerine cam infiltre etme tekniği ile (In-Ceram) gerilme direnci 450 MPa’ ya ulaşan alt yapılar elde edilmiştir (Swartz ve ark 1994, Koçak 2006).

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

Bu tip porselenlere örnek olarak Aluminöz porselenler, Cerestore/Alceram, Hi-ceram, In-ceram verilebilir (Crispin ve ark 1994).

Magnezya kor ile güçlendirilmiş porselenler

Magnezyum da alumina gibi porselene kristalin özellik kazandırılması için alt yapıya ilave edilmektedir. Yeterli dayanıklılığa ulaşılabilmesi için yapıya %40 oranında magnezya ilave edilmesi ve cam infiltre edilmesi gerekmektedir (Craig 1997, McCabe ve Walls 1998).

Bu kor materyalinin ısısal genleşme katsayısı, 13,5 x 10^{-6} °C gibi yüksek bir değer olduğundan dolayı; metal destekli porselen sistemleriyle kullanılan dentin ve mine porseleni ile birlikte kullanılabilmektedir (Yüksel ve ark 2000, Yöndem 2006).

Zirkonyum ile güçlendirilmiş kor materyali

Atomik numarası 40 olan zirkonyum (Zr), Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789'da, Sri Lanka'da zirkon taşlarını alkaliler ile reaksiyona soktuğu çalışmasından sonra keşfedilmiştir. Zirkonyum doğada saf halde bulunmamaktadır. Silikat oksit ya da serbest oksit ile birlikte bulunmaktadır (Alaçam ve ark 1998, Piconi ve Maccauro 1999, Ak 2005).

Sertlik mekanizması ve mekanik özellikleri ile yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan posterior bölgede çok üyeli köprü olarak kullanımı endikedir (Tinschert ve ark 2001).

Materyalin en büyük avantajı; yüksek dayanıklılığı ve üstün detay kabiliyetidir. Materyalin hafif opak görüntü içermesi ise en önemli dezavantajıdır. Bu nedenle zirkonyum oksit köprüler ön bölgede estetik problemlere neden olabilmektedir (Derand ve Derand 2001).

Zirkonyum ile güçlendirilmiş porselenler; tam porselen kron, implant abutmentı, endodontik post ve ortodontik braket olarak kullanılmaktadır (Blatz ve ark 2003, Luthardt ve ark 2004).

Bu tür porselenlere örnek olarak In-Ceram Zirkonya, DC Zirkon, Denzir, Cercon, Procera AllZirkon, Lava verilebilir (Sorensen 2003, Guazzato ve ark 2004).

Dökülebilir cam porselenler

Dental porselen üretiminin önemli diğer bir gelişmesi; 1973 yılında Grossman tarafından, florin içeren tetra-silisik mika kristallerinin cam bir faz içinde kontrollü kristalizasyonu tekniğini esas alan dökülebilir cam porselenlerin üretimidir (Kedici 2002).

Bu materyaller genelde tek renkte olup, final restorasyonun istenen renk ve karakterizasyonu boyanarak sağlanmaktadır. Eğer sadece kor altyapısı elde edilmişse, geleneksel feldspatik porselenle restorasyon tamamlanmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004). Bu sistem; kronlar, porselen laminate veneerler, tam porselen köprüler, porselen kron korlarında, ve inley/onleylerde kullanılmaktadır (Shillingburg ve ark 1997).

Dicor, Cerapearl, CD200, OCC Olympuss porselen sistemleri bu tekniğe örnek olarak verilebilir (Yöndem 2006).

Bilgisayar yardımı ile hazırlanan porselenler (CAD/CAM)

Tam porselenlerin bilgisayar destekli tasarım ve üretimi [Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture (CAD / CAM)] tekniği ilk kez 1971 yılında Altschuler tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu sistemde porselen, bloklar şeklinde bulunmakta olup; tasarımı ve üretimi bilgisayar sistemleri yardımıyla olduğu gibi kopyalama tekniği ile de elde edilebilmektedir (Hickel ve ark 1997).

Bu sistem diş kesimlerinin optik görüntülenmesi, görüntünün dijitalize edilmesi ve restorasyonların porselen bloklardan bilgisayar kontrolünde freze edilerek hazırlanması esasına dayanmaktadır (Kedici 2002).

Bu sistemle tam kronlar, 3/4 - 7/8 kronlar, inley, onley ve fasetler hazırlanabilmektedir (Kedici 2002). Cerec, Duret, Denzir, Procera, Rekow, Comet, Cicero, Celay, Cercon ve Lava porselen sistemleri bu tekniğe örnek olarak gösterilebilir.

Isı ve basınç altında şekillendirilen cam porselenler

Preslenebilen porselenler, üretim kolaylığı (geleneksel kayıp mum tekniği), marjinal bütünlük, yarı şeffaflık (translüsensi), üstün mekanik özellikler, presleme ile net bir formun oluşturulması ve azalmış pörözite avantajları ile dental restoratif sistemin en popüler ürünlerinden biridir (Albakry ve ark 2003).

Bu porselenlere örnek olarak; IPS Empress, IPS Empress 2, Cerestore, IPS e.max Pres, IPS e.max ZirPress verilebilir.

IPS Empress

Zürih Üniversitesi' nde 1983' de geliştirilen, lösit ile güçlendirilmiş enjeksiyonla şekillendirilen cam-porselen materyali Ivoclar Firması tarafından IPS Empress adı ile 1986 yılında dişhekimliğine sunulmuştur. 1990 yılından itibaren kullanımları giderek artan IPS Empress sistemi; sıcak presleme tekniği ile teknisyenlere ve diş hekimlerine estetik talepleri karşılayabilecek, biyolojik olarak uyumlu, metal altyapı içermeyen, inley-onley ve kron restorasyonların yapımına olanak sağlamıştır (Giardano 1996, IPS Empress System 2003, Sarıdağ 2007).

IPS Empress; ısı ve basınç altında şekillendirilen, yüksek lösit içerikli feldspatik porselendir (Pröbster ve ark 1997, Holand 1998). Silikat cam matriks hacminin yaklaşık %30-40' ını 1-5 µm büyüklüğünde olan lösit kristalin faz oluşturmaktadır (Myers ve ark 1994, Holand 1998). Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişlere benzerdir, bükülmeye karşı direnci ise 120-200 MPa'dır (Giardano 1996, Holand 1998).

IPS Empress; inley, onley, veneer porselen ve kron yapımında kullanılmaktadır (Wall ve Cipra 1992, McLean 2001).

IPS Empress 2

Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş IPS Empress 2 sistemi 1998 yılında dişhekimliğine sunulmuştur. Bu sistem 3 üyeli köprü yapımına olanak sağlamaktadır (Quinn ve ark 2003).

Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapı, esas kristal faz olarak hacminin en az % 60' ı kadar 0,5-4 µm büyüklüğünde lityum disilikat kristalleri; ikinci kristal faz olarak ise 0,1-0,3 µm büyüklüğünde lityumortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri içermektedir (IPS Empress System 2003).

Lityum disilikat cam porselen, ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir; ancak bu materyal düşük kimyasal direnci, yetersiz yarı geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu nedeniyle dişhekimliğinde yerini alamamış ve kullanımı terk edilmiştir. 1988 yılında lityum disilikat cam seramik, ısı ve basınç tekniği ile tekrar güncel hale gelmiştir. Isı ve basınç tekniğinin; lityum disilikat kristal fazda homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak sağladığı ifade edilmiştir (Heintze 1998, Altıntaş 2007).

Lityum disilikat sayesinde IPS Empress 2' nin, lösit içerikli IPS Empress sisteme göre mekanik özellikleri geliştirilmiştir. 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. Ayrıca IPS Empress 2' de cam yapı daha az olduğu için kırılmaya karşı direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski daha azdır (Heintze 1998, Holand ve ark 2000, Blatz ve ark 2003). Esneme dayanıklılığı ise 350-450 MPa' dır (Van Noort 2002). Karşıt doğal diş aşınmasının daha az olması, optik özellikler ve translüsenslik açısından diğer tüm porselenlerden daha avantajlıdır (Holand ve ark 2000).

IPS Empress 2 sistemi anterior ve posterior tek kronlarda, anterior ve posterior üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Ancak posterior üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde olmalıdır (Heintze 1998).

IPS Empress 2' nin avantajları (IPS Empress 2 1997, Holand ve ark 2000):

- Doğal translusentlik
- Bukalemun etkisi
- Yeterli esneme dayanıklılığa sahip olması
- Radyoopak olması
- Karşıt dentisyon ile uyumlu olması
- Mineye yakın termal genleşme katsayısı

2005 yılında Ivoclar firması tarafından geliştirilmiş IPS e.max Press, yeni jenerasyon preslenebilir lityum disilikat cam seramik materyalidir. Temel kristal faz olarak lityum disilikat kristallerden oluşmaktadır. Bu lityum disilikat kristaller cam

matriks içine gömülmüş şekildedir. Bu teknikte renk pigmentleri, ergime ısısına ulaşıldığında eriyeceği için materyale ilave edilmemektedir. Bunun yerine cam içinde çözünen polivent iyonlar arzu edilen rengi sağlamak için kullanılmaktadır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilmesidir. IPS Empress 2 ile karşılaştırıldığında mekanik özellikleri ve ışık geçirgenliği önemli ölçüde geliştirilmiştir (IPS e.max Press System 2005, Sarıdağ 2007).

IPS e.max Press, anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonlar ve köprüler için kor yapı olarak kullanılmaktadır. Bu korlar IPS e.max Ceram ile veneerlenmektedir (IPS e.max Press System 2005).

Porselen inleyler

İnleyler, dişte kavite hazırlandıktan sonra kaide maddesinin üzerine uygulanan restorasyonlardan farklı olarak; kaviteye izolasyon yapıldıktan sonra direkt olarak veya model üzerinde indirekt olarak hazırlanan, kaviteye girip çıkabilen ve yapıştırıcı olarak kullanılan yardımcı maddelerle kaviteye yerleştirilen restorasyonlardır (The Acedemy of Prosthodontics 1999, Blatz 2002, Sarıdağ 2007).

Porselen inley tekniği ilk olarak 1862 yılında ortaya atılmış ve yıllar boyunca adeziv dişhekimliğindeki gelişmelerden olumlu olarak etkilenmiştir (Qualtrough ve ark 1990, Shillingburg ve ark 1997). Ancak yapımının uzun zaman alması ve pahalı olması gibi nedenlerle porselen inleyler rutin uygulamaya girememiştir. Günümüzde porselen teknolojisinde ulaşılan son nokta; posterior dişlerde, ikiyüzlü kavitelerde porselen inleylerin uygulanmasına olanak sağlamaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

1930’ larda platin folyo elimine edilerek, porseleni direkt revetman model üzerinde pişirme yöntemleri geliştirilmiştir. 1955’ de Buonocore’ un asitle pürüzlendirme tekniğini geliştirmesi, elastomerik ölçü maddeleri ve cam iyonomer simanlar gibi yeniliklerin tamamı porselen inleylerin popülaritesini olumlu yönde etkilemiştir (Qualtrough ve ark 1990).

Tüm bu gelişmelere rağmen; estetik porselen inley tipi restorasyonlar, özellikle porselenin kırılgan yapısı nedeniyle posterior dişlerde 1980’ li yıllara kadar yaygın olarak uygulanamamıştır. Ancak 1985 yılından itibaren iyon değişimi ve lösit kristalleri ile güçlendirilmiş mekanik direnci çok yüksek güçlü porselenler ile ileri teknoloji ürünü yeni sistemler geliştirilmiş ve porselen inleyler tarihsel gelişimi

içinde en yüksek popülariteyi 90’ lı yıllarda kazanarak günümüzde posterior dişler için gerçek bir restorasyon alternatifi olmuşlardır (Kelly ve ark 1996, Fraedani ve ark 1997, Brunton ve ark 1999, Gemalmaz 2002, İlhan 2005).

Porselenin kırılgan bir materyal olmasından dolayı, yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan bölgelerde oluşacak stresleri en aza indirmek için diş preparasyonuna hassasiyet gösterilmelidir. Preparasyonda yuvarlatılmış dış ve iç duvarlar ve yuvarlatılmış shoulder yada derin chamfer marjinler önerilmektedir. Ve bu marjinler minede bitirilmelidir (Blatz 2002).

Porselen inleyler; biyouyumluluk, yüksek estetik, aşınmaya karşı direnç gibi pek çok mükemmel özelliğe sahiptirler. İdeal anatomik yapının kolaylıkla sağlanması, ışık geçirgenliğinin ve fiziksel özelliklerinin doğal dişe benzer olması da diğer avantajlarıdır (Qualtrough ve ark 1990, Hayashi ve ark 2000, Öztürk 2001).

Porselen inleylerin endikasyonları;

-Tüberkül kırığı olduğunda ve estetiğin ön planda tutulduğu durumlarda (Banks 1990, Zaimoğlu ve Can 2004)

-Endodontik tedavi görmüş dişlerde (porselenin rezinlerle diş dokusuna bağlanması sonucunda dayanıklılık artmaktadır) (Banks 1990, Gemalmaz 2002, Zaimoğlu ve Can 2004)

-Aşınmanın fazla olduğu bölgelerde, örneğin kroşe teması olan kavitelerde (Banks 1990)

-Metal restorasyon istemeyen veya metal alerjisi olan hastalarda (Banks 1990, Zaimoğlu ve Can 2004)

-Geniş ve derin çürük kavitesi bulunan dişlerde, zayıflamış duvarların adeziv teknik ile yapıştırılan porselen inleyler ile desteklenerek tüberkül kırıklarına karşı dirençlendirilmesi amacıyla (Dietschi ve ark 1990, Gemalmaz 2002)

-Karşıt arkta porselen kron veya köprülerin bulunduğu vakalarda benzer sertlik ve aşınma direncine sahip materyal kullanılması gerektiğinde (Krejci ve ark 1993)

-Amalgam restorasyonların sıklıkla düştüğü kavitelerde (Dietschi ve ark 1990, Brunton ve ark 1999)

Porselen inleylerin kontrendikasyonları;

-Kötü alışkanlıkları olan (bruksizm gibi) hastalarda (Zaimoğlu ve Can 2004)

-Kron boyu kısa olan dişlerde, yeterli kırılma direnci için gerekli porselen kalınlığı sağlanamayacaksa ve kron kısalığı sebebiyle yapıştırma tekniğinin etkili olacağı diş dokusu alanının yetersizliğinde (Zaimoğlu ve Can 2004)

-Genç hastaların geniş ve gelişimini tamamlamamış pulpalı dişlerinde (Zaimoğlu ve Can 2004)

-Porselen restorasyonunun karşısında geniş bir rezin restorasyon varsa (porselenin karşısındaki rezin restorasyonu hızlı bir şekilde aşındırma potansiyeli vardır) (Zaimoğlu ve Can 2004)

-Küçük Sınıf I ve Sınıf II kaviteleri bulunan azı dişlerinde direkt kompozit uygulamaları daha doğrudur (Zaimoğlu ve Can 2004)

-Ekonomik sınırlamalar olduğunda

-Restore edilecek dişte kavitenin servikal sınırları subgingival yönde çok aşağıda konumlanıyorsa veya kavitenin yapıştırma sırasında tamamen kuru kalması sağlanamıyorsa; ortamdaki nem yapışmayı olumsuz etkileyeceğinden, porselen inleylere alternatif yaklaşımlar düşünülmelidir (Banks 1990).

Porselen inleylerin avantajları;

-Estetikleri mükemmeldir ve renkleri stabildir

-Biyouyumludur

-Aşınmaya dirençlidir

-Dayanıklıdır

-Adeziv sistemler ile diş yapısını kuvvetlendirir

-Polimerizasyon büzülmesi önemsizdir

-Marjinal adaptasyon mükemmeldir, buna bağlı olarak mikrosızıntı azalır

-Termal geçirgenliği diş yapısına benzediği için hassasiyet azalır.

-Direkt kompozitlere kıyasla daha az klinik çalışma zamanı gerektirir (Banks 1990, Dietschi ve ark 1990, Qualtrough ve ark 1990, Isıdor ve Brondum 1995, Lee ve Um 2001, Ödman 2002, İlhan 2005).

Porselen inleylerin dezavantajları;

-Materyalin direncini sağlamak için derin preparasyon gerekebilir, bu da dişin endodontik tedavisine sebep olabilir.

-Geçici restorasyon yapımı zaman gerektirir ve simantasyonu zordur.

-Dişhekimi, restorasyonun başarısı için teknisyene bağlıdır.

-Derin restorasyonlarda nem kontaminasyonu başarısızlığa neden olur.

-Fiyatı yüksektir.

-Kompleks bir okluzal anatomi oluşturmak zordur, çünkü fırınlamadan sonraki aşındırma materyalde kırılmaya neden olur. Bu yüzden porselen inleylerin hazırlanmasında model üzerinde çok hassas uyumlamalar elde edilmelidir.

-Porselen materyallerinin gerilme dayanımlarının yetersiz oluşundan dolayı simantasyon öncesi okluzyon provaları mümkün değildir. Yapılırsa önce çatlaklar sonra da kırıklar oluşmaktadır; bu nedenle model üzerinde hassas uyumlamalar yapılmalıdır.

-Okluzal düzenleme simantasyondan sonra yapılırsa, materyalin dış renk tabakası ortadan kalkacak bu da koyu gri bir gölgenin oluşmasına ve estetik sonucun bozulmasına neden olacaktır.

-Karşıt dişteki aşındırıcı etkisi düşündürücüdür. Ancak klinik araştırmalar, karşıt doğal diş veya restoratif materyaldeki etkenin porselendeki bitiş yüzeyine bağlı olduğunu göstermektedir (Banks 1990, İlhan 2005).

1.4. Yapıştırma Simanları

Dental simanlar, protetik restorasyonların dişlere yapıştırılmasından ortodontik apareylerin dişlere bağlanmasına, dolguların altında kaide olarak kullanılmasından restoratif materyal olarak kullanılmasına kadar dişhekimliğinde birçok amaç için kullanılmaktadır (O'Brien ve ark 2000).

1800' lü yılların sonlarına doğru silikat simanlar estetik restoratif madde olarak geliştirilmiştir. Bu siman, alumina-silika cam ve fosforik asit likitinden hazırlanmıştır. Ağız ortamında yüksek oranda çözünen silikat, hızlı bir şekilde bozunmasına rağmen 1950' lerin başlarına kadar kullanılmıştır. Bu simanlarda cam fazdan yavaşça flor salınması en büyük avantajdır. Çözünme, renklenme,

translüsensi kaybı ve yeterli mekanik özelliklerin olmaması ise yeni siman arayışlarını gündeme getirmiştir (McLean 2001, O' Brien 2002, Blatz ve ark 2003, Pekkan 2005).

Yirminci yüzyılın başlarında ise çinko oksit-fosforik asit ve çinko oksit-ojenol simanlar geliştirilmiştir. Çinko fosfat, çinko oksit öjenol ve silikat simanlar, yeni simanların geliştirildiği 1970' lere kadar yaygın olarak kullanılmıştır (O' Brien 2002).

Bu tarihlerdeki dental materyallerin neden olduğu histopatolojiler, bakterilerin dentin-restorasyon ara yüzeyine penetre olmasına neden olan marjinal sızıntı ve restorasyonların tutuculuğundaki zayıflık gibi olumsuzluklar; mine ve dentine daha fazla bağlanabilen ve iyi ıslatma özelliğine sahip yeni materyallerin üretilmesi ihtiyacını ortaya koymuştur (Dökmez 2006).

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' Brien 2002).

Son yıllarda polimerize olabilen Bis-GMA ve diğer dimetakrilat monomer simanlar, sabit parsiyel protezlerin simantasyonları için piyasaya sürülmüştür (O' Brien 2002).

İdeal bir dental simanda aranılan özellikler:

-Diş dokusu ve restorasyon arasında ideal ve sürekli bir bağlantı sağlamalı

-Yüksek baskı ve gerilme dayanıklılığına sahip olmalı

-Arayüz yada koheziv başarısızlıklarda yerinden çıkmayı engelleyecek yeterli kırılma sertliğinde olmalı

-Diş ve restorasyon yüzeyini iyi ıslatabilir olmalı,

-Yeterli film kalınlığında ve yoğunlukta olmalı,

-Ağız sıvılarında çözünmemeli,

-Doku uyumlu olmalı ve pulpayı korumalı,

-Yeterli çalışma ve sertleşme zamanı olmalıdır (McLean ve ark 1984, Diaz-Arnold ve ark 1999).

-Radyoopak olmalı (Canpolat 2001)

-Manipülasyonu kolay olmalı (Canpolat 2001)

-Değişik renk ve viskozitelerde olmalı (Canpolat 2001)

-Translüsensliği fazla olmalı (Kugel 1997)

-Flor salgılamalı (Pameijer 1996**,** Kugel 1997)

-Plak ve çürük oluşumunu engellemeli (Canpolat 2001)

-Rengi stabil olmalı (Canpolat 2001)

-Ağız ısısında çabuk sertleşmeli,

-Su ve asit ataklarına karşı dirençli olmalı,

-Plastik deformasyon direnci olmalı,

-Isısal ve galvanik izolasyon sağlayabilmeli (McLean ve ark 1984, Zaimoğlu ve ark 1993, McCabe ve Walls 1998, Zaimoğlu ve Can 2004).

Dental simanların yapıştırma ajanı olarak kullanılması için sahip olmaları gereken en önemli fiziksel özelliklerinin başında; ıslatabilirlik, biyouyumluluk, akışkanlık, düşük film kalınlığı ve diş ile restorasyon arasında iyi bir tutuculuk sağlayabilmeleri gelmektedir (Rosenstiel ve ark 1998, Anusavice 2003). Günümüzde ihtiyaç duyulan tüm özellikleri sağlayan siman henüz geliştirilememiştir (O' Brien 2002).

Simanlar matriks oluşum türlerine göre 5 grupta sınıflandırılırlar. Bunlar;

1. Fosfat esaslı simalar
    a. Çinkofosfat siman
    b. Silikat siman
    c. Çinkosilikafosfat siman
2. Fenolat esaslı simanlar
    a. Çinkooksit öjenol siman
    b. Ca(OH) salisilat

3. Polikarboksilat esaslı simanlar

    a. Çinkopolikarboksilat siman

4. Polikarboksilat ve dimetakrilat kombinasyonları

    a. Cam iyonomer siman

    b. Rezin modifiye cam iyonomer siman

5. Polimer esaslı simanlar

    a. Metil metakrilat esaslı olanlar

        - Akrilik rezin simanlar
        - Adeziv rezin simanlar

    b. Dimetakrilat simanlar (Rezin siman) (O' Brien 2002)

1.4.1. Kompozit rezin simanlar

Rezin simanlar içerik ve karakteristik özellik açısından restoratif kompozitlere benzemektedir (Kramer ve ark 2000). Tıpkı kompozit rezinlerde olduğu gibi kompozit rezin simanlar da; organik matriks, inorganik doldurucular ve ara yüzey fazı olmak üzere üç temel yapıdan meydana gelmektedir.

Esas olarak Bis-GMA veya üretan dimetakrilat rezin ve fırınlanmış silika veya cam doldurucudan (ağırlığın %20 ile %75' ini oluşturan) hazırlanmış mikrodolduruculu veya küçük tanecikli hibrit kompozittir. Rezin matriks genellikle, çeşitli miktarlarda porselen doldurucu içeren ve düşük molekül ağırlığı olan dimetakrilat monomer ile seyreltilmiş, aromatik dimetakrilat karışımıdır (Pekkan 2005).

Amerikan Estetik Dişhekimliği Akademisi 1995 yılında, porselen ve kompozit restorasyonların simantasyonu için rezin simanların kullanılmasının gerekliliğini bildirmiştir (Christensen 1997).

Kompozit rezin simanlar, düşük doldurucu içeriği ve viskozitelerinden dolayı restoratif amaçlı kullanılan kompozitlerden farklıdırlar. Rezin simanlar hemen hemen hiç çözünmezler ve konvansiyonel simanlara göre oldukça dayanıklıdırlar (Shillingburg ve ark 1997). Doldurucu partiküllerin büyüklüğü arttıkça organik matriks oranı düşmekte, polimerizasyon büzülmesi azalmakta ve dayanıklılığı artmaktadır. Rezinin mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenmektedir. Bu

doldurucular ayrıca marjinal aşınma dirençlerini de yükseltmektedir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Yoğun doldurucu miktarı, rezinin viskozitesini arttırmakta ve bu da akıcılığın azalmasına ve film kalınlığının artmasına neden olmaktadır. Yapılan çalışmalarda rezin simanla yapıştırılan restorasyonlar incelenmiş ve siman kalınlığının diğer siman çeşitlerine göre daha fazla olduğu görülmüştür (White ve Yu 1992, Diaz-Arnold ve ark 1999). Ancak polikarboksilat simanlarda olduğu gibi film kalınlığının artmasıyla bağlanma kuvvetinin de arttığı görülmüştür (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Kompozit rezin simanlar dişe oldukça iyi bağlanmaktadırlar. Basma dayanıklılıkları 100-200 MPa arasında, çekme dayanıklılıkları ise 20-50 MPa arasındadır. Bu değerler geleneksel simanlardan oldukça yüksektir (O'Brien 2002).

Yeni geliştirilen bağlantı teknikleri ile rezin simanlar; porselen, metal ve kompozit rezin restorasyonlara sorun olmadan bağlanabilmektedir. Porselen restorasyonlarla birlikte kullanıldıklarında kırılmaya karşı dirençleri oldukça yüksektir. Bu simanlar genellikle kron, köprü, inley, onley ve laminate veneer restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadırlar. Bunların yanı sıra son zamanlarda kök kırıklarına daha dirençli olması nedeniyle postların yapıştırılmasında da kullanılmaktadırlar (Pekkan 2005).

Kompozit rezin simanlar, polimerizasyon mekanizmalarına göre üçe ayrılır. Bunlar:

1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar
2. Işıkla polimerize olan kompozit rezin simanlar
3. Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan (dual cure) kompozit rezin simanlar

Kimyasal polimerize olan rezin simanlar

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler, firmalar tarafından daha çok çift pat sisteminde üretilmişlerdir. Kimyasal aktivasyonda iki komponent karıştırılmaktadır. Komponentlerden biri başlatıcıyı, diğeri ise aktivatörü içermektedir. En yaygın olarak kullanılan iki patlı sistemde, her pat içinde hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucu vardır. Patlardan biri, %1 oranında benzoil peroksit gibi bir başlatıcıyı; diğer pat ise polimerizasyonu hızlandıran N,N[1]

dimetil-p-toluidin veya ptolyl dietanolamin gibi bir tersiyer amini %0,5 oranında içermektedir. İki pat karıştırıldığı zaman amin, benzoil peroksit ile reaksiyona girmekte ve polimerizasyon başlamaktadır (Nayır 1999, Dayangaç 2000, Zaimoğlu ve Can 2004). Kimyasal aktivasyona dayanan diğer sistemler ise;

- Toz/likit sistemleri: Burada toz partikülleri doldurucu ve başlatıcıyı içerirmekte; likit ise monomer, komonomer ve kimyasal aktivatörden oluşmaktadır.

- Pat/likit sistemleri: Bu sistemlerde pat; monomer, komonomer, doldurucu ve peroksit içermekte; likit ise monomer ve kimyasal aktivatörden oluşmaktadır.

- Kapsül sistemler: Peroksitle karışmış doldurucu, kapsül içinde kimyasal aktivatörü içeren monomer ve komonomerden bir bölme ile ayrılmıştır. İki kısım arasındaki bölme, karıştırma anında yırtılarak komponentlerin birbirleri ile temas etmesini sağlayarak reaksiyonu başlatmaktadır (Nayır 1999).

Reaksiyonu başlatan tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülmektedir (Zaimoğlu ve Can 2004). Bunun önüne geçmek amacıyla 2-hidroksi 4-metoksibenzofenon, stabilizatör olarak organik fazın içine konulmaktadır (Dökmez 2006). 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).

Bununla birlikte karıştırmanın homojen yapılamadığı durumlarda, polimerizasyon reaksiyonu bütün kompozit kütlesinde düzgün biçimde gerçekleşememektedir (Rueggeberg ve ark 1994).

Kimyasal olarak polimerize olan bu simanlar;

- Tam porselen kron ve köprüler
- Metal inley ve onley restorasyonları
- Adeziv köprüler
- Post-kor

- Fabrikasyon post ile kompozit kor
- Işık penetrasyonuna izin vermeyen kor yapısına sahip porselen kronlar
- Diş-siman ara yüzüne yeterli ışık transferini engelleyen koyu renkli kronlar
- İmplant üstü uygulamalar
- Zayıf retansiyonlu restorasyonlar
- Porselen inley/onley

yapıştırılması için uygundur (Christensen 1998, El-Mowafy ve ark 1999).

Işıkla polimerize olan rezin simanlar

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler, firmalar tarafından tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Işıkla aktivasyonda bir ışık kaynağı kullanılmaktadır; ışık ultraviyole veya görülebilir ışık olabilmektedir. Pat içinde monomerler, komonomerler, doldurucu ve başlatıcı bulunmaktadır (Nayır 1999, Dayangaç 2000).

İlk kez 1972 yılında kullanıma sunulan türlerinde polimerizasyon ultraviyole ışık ile başlatılmış, ancak hasta ve hekim için zararlı olabileceği düşüncesi ile ultraviyole ışığından vazgeçilmiş ve yerine görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca ultraviyole ışığın penetrasyon derinliği sınırlı olduğu için rezin polimerizasyonu tam olmamaktadır. Günümüzde ultraviyole ışıkla aktive olan sistemler, taşıdığı tehlikelerden dolayı büyük oranda piyasadan kalkmıştır (Dayangaç 2000).

Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık, ortalama 420-450 nm dalga boyundadır. Görünür ışıkla aktive olan sistemlerde; kompozitlerde ışık emici olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunmaktadır. Bunlar tüp içinde birlikte olmalarına karşın ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonunu başlatmamaktadırlar (Nayır 1999, Dayangaç 2000).

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin en önemli dezavantajı, uygulanan ışık şiddetine bağlı olarak kompozit polimerizasyon derecesinin değişikliğe uğramasıdır (Rueggeberg 1994).

Polimerizasyonları ışık ile başlatılan kompozitlerin kimyasal olarak polimerize olan kompozitlere göre bazı üstünlükleri vardır. Bunlar şöyle sıralanabilir (Nayır 1999, Dayangaç 2000):

- Çalışma zamanı hekim tarafından kontrol edilir.
- Karıştırma işlemi yapılmadığı için havayı hapsetme olasılığı düşüktür, dolayısıyla pöröziteye daha az rastlanır.
- Çeşitli renkleri vardır.
- Hızlı, kontrollü, derin ve güvenilir bir polimerizasyon sağlanır.
- Tam bir polimerizasyon gerçekleştirildiği için renk stabildir.

Günümüzde yapıştırma simanı olarak kullanılan mikrodolduruculu ve hibrit rezinlerin çoğu ışık ile polimerize olmakta ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) matriks içermektedirler. Bu nedenle renk stabiliteleri kimyasal yolla sertleşen rezin yapıştırma simanlarına göre daha iyidir (Rosenstiel ve ark 1998, Rueggeberg 2002, Zaimoğlu ve Can 2004).

Bu simanlar; görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm' den az olan ve translusent yapıdaki porselen 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 başarıyı arttırmıştır. Işık ile polimerize olan simanların çoğu dual sertleşen katalist ilavesiyle dual olarak polimerize olmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Dual polimerize olan rezin simanlar

Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olan sistemler, iki pat (ana madde-katalizör) veya toz-likit şeklinde bulunmaktadırlar. Dual sertleşen simanın ana madde kısmında kamforokinon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri vardır. Dual sertleşen simanların yapılarında hem bir polimerizasyon başlatıcı (kamforokinon) hem de kimyasal aktivatör komponentleri (peroksitamin) bulunmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004). Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan bu kompozitlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir

polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilmektedir (Zaimoğlu ve ark 1993, El-Mowafy ve ark 1999, Rueggeberg 2002).

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

Dual rezin simanların kimyasal aktivasyonlarının etkinliği yetersiz olduğundan, uygun ışık aktivasyonu materyalin tamamen polimerize olması için çok önemlidir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Dual olarak polimerize olan rezin simanlar

- Porselen inley ve onley restorasyonların
- Tam porselen kron/köprülerin
- Rezin bağlantılı köprülerin
- İmplant üstü uygulamaların
- Porselen laminate veneerlerin

yapıştırılmasında kullanılmaktadır (El-Mowafy ve ark 1999).

Bu simanlar ana madde ve katalizör karıştırılmasıyla kimyasal olarak, ışık uygulandığında ise ışık ile polimerize olmaktadırlar. Araştırmalar dual sertleşen 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, polimerizasyon sisteminin daha çok kimyasal sertleşen komponentine bağlıdır. Maksimum sertliğe

ulaşmada, dual cure simanlar için kimyasal sertleşme tek başına yetersizdir (Zaimoğlu ve Can 2004).

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.

- Porselen restorasyonların altında kullanıldıklarında, porselenin kırılma direncini arttırırlar.

- Rezin simanların adeziv özellikleri daha konservatif preparasyon şekillerine izin vermektedir (Crispin ve ark 1994, Diaz-Arnold ve ark 1999, Zaimoğlu ve Can 2004).

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 oldukça zordur. Simanın tamamen sertleştiği durumda, frez yardımı olmadan temizlenmesi hemen hemen imkansızdır. Bu yüzden restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar (propylene-glykol) marjinal bölgeye hemen uygulanmalıdır.

- Mikrosızıntı ve pulpa hassasiyeti oluşturma olasılıkları vardır.

- Polimerizasyonları oksijen ile inhibe olmaktadır. Bu durum özellikle restorasyon kenarlarında çok önemlidir. Polimerize olmayan kısımlar yapışkan,

sertleşmemiş bir tabaka olarak göze çarpar. Simanın sertleşmeden temizlenmesi; restorasyon-diş arasında marjinal bölgede açıklık kalmasına, postoperatif hassasiyete ve devamında da çürük oluşmasına neden olabilmektedir (Ogunyinka 2000, Roulet ve Degrange 2000, 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 özelliklere bağlıdır (Komurcuoglu ve ark 2005).

Rezin simanların diş dokusu ile bağlantısı

Adezyon, farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetidir; fiziksel, kimyasal ve mekanik tipleri vardır. Fiziksel adezyon; Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu, farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen oldukça zayıf bir bağlanmadır (Dayangaç 2000). Kimyasal adezyon, farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan sınırlı ve zayıf bir bağlanmadır. Primer ve sekonder kimyasal bağların etkisiyle oluşmaktadır. Primer kimyasal bağlar; iyonik bağlar, kovalent bağlar ve metalik bağlardır. Mekanik adezyon ise girintili çıkıntılı düzensiz yüzeyler arasındaki güçlü bağlanmadır. Girinti ve çıkıntıların mikroskopik biçim ve dağılımları bağlanmanın gücünü belirlemektedir (Dayangaç 2000; Roulet ve Degrange 2000).

İyi bir adezyon için sağlanması gereken bazı koşullar vardır:

1. Yüzeyler temiz olmalıdır. Aksi takdirde yüzeylerin birbirine yaklaşması önlenmiş olacaktır (Canpolat 2001).

2. Adeziv, yapışma yüzeyine ne kadar iyi akar ve yüzeyi ne kadar iyi ıslatırsa, o kadar güçlü bir adezyon oluşur. Islanabilirlik, temas açısı ile ölçülür. Yapışma yüzeyine damlatılan adezivin oluşturduğu küre parçasına, yüzey ile kürenin birleştiği yerden çizilen teğet ile yapışma yüzeyi arasında kalan açıya temas açısı denir. Islanabilirlik arttıkça temas açısı küçülür. İdeal olarak temas açısının sıfır dereceye yakın olması istenir (Dayangaç 2000, Roulet ve Degrange 2000, Rueggeberg 2002).

Rezin simanların yapısı, diş dokularına kimyasal olarak bağlanmaya izin vermektedir. Rezin simanların mine ve dentine bağlantısı farklıdır. Mineye bağlantı,

asitlenmiş minenin hidroksiapatit kristallerine rezinin mikromekanik bağlantısı şeklindedir. Dentine bağlantı ise, fiziksel ve kimyasal yapısı nedeniyle daha komplekstir (Buonocore 1955, Diaz-Arnold ve ark 1999). Son yıllardaki çalışmaların çoğu, rezin simanların mine ve dentine etkili bir şekilde bağlanmasını sağlayacak adeziv sistemlerin geliştirilmesi üzerine yoğunlaşmıştır (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Mine adezyonu

Buonocore (1955), 30 sn süresince %85' lik ortofosforik asit uygulanan mineye akrilik rezinin bağlanabildiğini ilk kez göstermiştir.

Mine yüzeyine asit uygulandığında düzgün ve cilalı mine yüzeyleri; yüzey enerjisi yüksek, düzensiz yüzeylere dönüşmektedir. Bu değer yaklaşık 72 dyn/cm' dir ki bu da pürüzlendirilmemiş minenin yaklaşık 2 katıdır. Viskozitesi düşük, doldurucu içermeyen mine bonding ajanları uygulandığında; bu yüksek enerjili yüzeyi ıslatmakta ve kapiller çekimle mikropöröziteleri içine akmaktadır. Asit uygulandıktan sonra yaklaşık 10 µm' lik mine yüzeyi uzaklaştırılırken 5-55 µm derinlikte mikropöröz bir tabaka meydana gelmektedir. Mine yapısında mm^2' de yaklaşık 30.000-40.000 prizma bulunmaktadır; bu da minenin pürüzlendirilme potansiyelini arttırmaktadır (Canpolat 2001).

Kullanılan asidin tipi, asit konsantrasyonu, pürüzlendirme süresi, pürüzlendirme ajanının formu, yıkama süresi, pürüzlendirmenin yapılış şekli, minenin önceden mekanik pürüzlendirilmesi, minenin kimyasal yapısı, daimi ya da süt dişi minesi oluşu, minenin prizmatik ya da aprizmatik oluşu, minenin florlanmış, demineralize ya da boyanmış olması mineye uygulanan asitin etkinliğini etkilemektedir (Canpolat 2001).

Mine dokusu %30-40 konsantrasyondaki fosforik asitle 15-30 saniye pürüzlendirilmelidir. Pürüzlendirmeden sonra 10-15 saniye yıkanmalı, 15-20 saniye kurutulmalı ve mine bağlayıcı ajan fırça yardımıyla sürülmelidir. Mine bağlayıcı ajanlar, asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyini kolayca ıslatır. Girintilere kenetlenerek pürüzlü yüzeyi 1-5 µm kalınlığında kaplar ve polimerize olur. Bağlayıcı ajanın mine içerisine uzanan mikroskopik çıkıntılarına "rezin tag" adı verilir. Makro ve mikro taglar mikromekanik bağlanmadan sorumludur (Dayangaç 2000, Roulet ve Degrange 2000).

Dentin adezyonu

Dentine bağlanmadaki zorluk, dentinin kompleks yapısı ve kimyasal içeriğinin farklı olmasından kaynaklanmaktadır (Swift ve ark 1995). Adezyon, asitlenmiş dentinde ortaya çıkan demineralize apatit tabakanın üstünde yer alan kollojen tabakaya hidrofilik monomerlerin penetrasyonu ile oluşmaktadır (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Dentin bağlayıcı ajanlarının kimyasal ve mikromekanik bağlantısı için uygun bir dentin yüzeyi oluşturmak, dentin yüzey koşullarının değiştirilmesindeki amaçtır. Dentin yüzey koşulları kimyasal, ısısal ve mekanik yöntemlerle değiştirilebilir. Kimyasal yöntemde asit ve kalsiyum şelatörleri, ısısal yöntemde lazer, mekanik yöntemde ise mikroabrazyon kullanılmaktadır (Pekkan 2005).

Rezinin dentine adezyonu birkaç aşamada gerçekleşmektedir. Öncelikle smear tabakasının uzaklaştırılması için dentine asit uygulanır, bu sayede tübüllerin açılıp genişlemesi ve dentinin 2-5 µm kadar demineralize olması sağlanır. Asit, dentinin matriksinde bulunan kollajen fibrilleri saran apatit minerallerini çözer ve ortamdan uzaklaştırır ve kollojen fibrillerinin etrafında 20-30 nm' lik kanallar açar. Bu kanallar, hidrofilik adeziv monomerler için bir mekanik retansiyon alanları haline gelir (Vargas ve ark 1997).

Demineralizasyondan sonra HEMA gibi bir ıslatma ajanı yani primer uygulanır. Bu ajan 2 fonksiyonludur; dentine bağlanmak için hidrofilik, adezive bağlanmak için ise hidrofobik bir özellik göstermektedir. 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, Altıntaş 2007). 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, Altıntaş 2007).

Dentin adezyonunda rol oynayan başlıca etkenler; dentin içeriği (dentin tübüllerinin yoğunluğu, çapı, peritübüler ve intertübüler dentin oranı), dentin kalınlığı ve yapısı (demineralize, sklerotik), smear tabakası ve yaştır. Derin ve

yüzeyel kavitelerde, dentin tübül çap ve sayısındaki farklılıklar, adeziv bağlanma dayanıklılığını etkilemektedir (Roulet ve Degrange 2000, Munck ve ark 2005).

Dentine bağlanmayı etkileyebilecek en önemli kriterlerden bir diğeri de, smear tabakasının varlığıdır. Smear tabakası dentin yüzeyini örterek ve dentin tübüllerini tıkayarak adeta bir diffüzyon bariyeri gibi görev yapmaktadır. Dentin geçirgenliğini azaltmaktadır; dolayısıyla rezinlerin dentine olan bağlanma kuvveti de azalmaktadır (Yaluğ 1999).

Dentin bağlayıcı sistemler genel olarak üç aşamada uygulanır. Bunlar (Pekkan 2005):

1. Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi (dentin conditioning)
2. Adezyonu güçlendiren ajanların kullanılması (primer uygulaması)
3. Bağlayıcı ajanın demineralize dentin yüzeyine infiltrasyonudur (bağlayıcı uygulaması).

Dentin conditioner

Smear tabakası, bonding ajanların dentine bağlanmasını zorlaştırmaktadır. Bu nedenle, mekanizmaları dentin yüzeyini demineralize ederek kimyasal olarak yeniden düzenlemek olan dentin conditioner' lar ortaya çıkmıştır (Erickson 1992).

Asitlerin, dentin conditioner olarak kullanımı yaygındır. Farklı konsantrasyondaki bu asitler belirli bir süre dentine uygulanır. Daha sonra su ile yıkanarak diş yüzeyinden uzaklaştırılır. Bu işlem için kullanılabilen asitler; %10' luk fosforik asit, %2,5' lik maleik asit, %10' luk sitrik asit ve %2,5' lik nitrik asittir (Dayangaç 2000).

Asit solüsyonları, dentinde oluşan smear tabakasının kalınlığına göre bu tabakayı ya uzaklaştırmakta ya da değiştirmektedir (Dayangaç 2000, Roulet ve Degrange 2000, Munck ve ark 2005). Asitleme işlemi ile smear tabakasının kaldırılmasının yanısıra, intertübüler ve peritübüler dentinin demineralizasyonu da sağlanmaktadır. Asit uygulaması sonrasında dentin geçirgenliği 5-20 kat artmakta ve dentinin yüzey gerilim değeri düşmektedir (Dayangaç 2000, Munck ve ark 2005). Asit varlığında hidroksiapatit kristalleri çözülmekte, kollajen ağ büzülmekte ve fibriller arasındaki mesafe azalmaktadır. Dolayısıyla adeziv rezinin kollajen fibriller arasına girmesi zorlaşmaktadır (Nakabayashi ve Pashley 1998).

Self-etching primer sistemlerde ise asit, primer ile kombine biçimde kullanılmaktadır. Asitleme basamağı olmadığından dentin yüzeyinin yıkanıp kurutulması işlemi olmayacak, dolayısıyla kollajen fibrillerin büzülmesi önlenmiş olacaktır. Bu sistemde, smear tabakası kısmen çözünerek alttaki sağlam dentin yüzeyinin demineralizasyonu sağlanmakta ve rezinin dentine penetrasyonu gerçekleşmektedir (Bertolotti 1992, Pashley ve ark 1992).

Dentin primer

Dentin primer' lar, hidrofilik dentin yüzeyi ile hidrofobik rezin arasında bağlantı sağlamak için uygulanan ajanlardır. Primerlerin yapısı; su, aseton veya etanol gibi solüsyonlar içinde bulunan HEMA, PMDM, BPDM ve NTG-GMA, 4-META gibi çok düşük viskozitedeki hidrofilik rezin monomerlerden oluşmuştur (Erickson 1992).

Primer' lerin görevi, büzülmüş kollajen ağ içine girip onu önceki boyutuna getirmek, dentinin ıslanabilirliğini ve yüzey enerjisini arttırmaktır (Swift ve ark 1995). Primer, kollajen liflerin dizilişlerini değiştirerek adeziv bağlanma için yüzeyi hazırlamakta ve monomer girişinin daha etkili olmasını sağlamaktadır (Nakabayashi ve Pashley 1998).

Hibrit tabaka, dentin yüzeyinin conditioner ile demineralizasyonunu takiben bu bölgeye düşük viskoziteli monomerlerin girmesi ve polimerize olmasıyla dişin mine, dentin, sement gibi sert dokularında oluşan yapıdır. Bu yapı ne rezin ne de diştir, ikisinin moleküler düzeyde karışımından oluşmuş hibrit bir yapıdır (Sano ve ark 1994, Van Meerbeek ve ark 1996, Öztürk 2001).

Adeziv rezin

Yüzey koşulları conditioner kullanılarak değiştirilmiş ve primer uygulanmış dentin yüzeyine hem dentin hem de rezine bağlanabilen bağlayıcı ajanlar uygulanır (Munck ve ark 2005).

Bonding ajan olarak da isimlendirilen adeziv rezin, BiS-GMA ve UDMA gibi hidrofobik monomerlerden, TEGDMA gibi viskozite düzenleyicilerden ve HEMA gibi ıslanabilirliği arttıran hidrofilik monomerlerden oluşmaktadır (Van Meerbeek ve ark 1996).

Dentin ile olan bağlantının kalitesi, adeziv rezinin tüm demineralize dentin içine girebilme yeteneğine bağlıdır. Adeziv rezinin görevi, hibrit tabakasının stabilizasyonu ve rezin taglarının oluşumudur. Aynı zamanda adeziv rezinler, kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini kompanse ederler ve gelen kuvvetleri absorbe ederler (Erickson 1992, Swift ve ark 1995, Walshaw ve McComb 1996).

Dentin bonding ajanlar için yapılan çok çeşitli sınıflamalar vardır. Kimyasal yapılarına göre, dentin dokusuna bağlanma dayanıklılık değerlerine göre, klinik uygulama şekillerine göre (tek, iki, üç aşamalı) ve üretim tarihlerine göre sınıflandırılabilirler. En çok kullanılan sınıflama üretim tarihlerine göre yapılan sınıflamadır (Dayangaç 2000, Kugel ve Ferrari 2000, Dökmez 2006).

Birinci kuşak dentin bonding ajanlar, 60' lı yılların ortasında üretilen ve bağlanma gücü 3 MPa' dan az olan ilk nesildir (Shen 2003, Craig ve ark 2004). Buonocore ve arkadaşlarının HCl asit ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeylerine gliserofosforik asit dimetakrilat (GPDM) içeren bir rezinin bağlanabileceğini göstermeleriyle dentine bağlantıda ilk jenerasyon başlamıştır. Bowen, 9 yıl sonra N-phenylglycine glycidyl methacrylate polyurethane (NPG-GMA) kullanarak bu bağı geliştirmeye çalışmıştır (Dayangaç 2000, Kugel ve Ferrari 2000).

Bu sistemlerde smear tabakası göz ardı edilmiştir. Hidroksiapatit kristallerine iyonik, kollajen dokusuna ise kovalent bağlarla tutunurlar. Hidrofobik oldukları için bağlanma dayanıklılıkları düşüktür (Dayangaç 2000, Munck ve ark 2005).

Yapılarına HEMA eklenerek bağlanma gücü 3 MPa' ya yükseltilen ikinci kuşak dentin bonding ajanların ilk örneği 1978 yılında piyasaya sürülmüştür (Shen 2003, Craig ve ark 2004). Bu ajanlar, hidroksiapatit kristallerindeki kalsiyum iyonları ile fosfat grupları arasında oluşan iyonik etkileşim ile bağlanmayı gerçekleştirirler (Dayangaç 2000, Munck ve ark 2005). Bağlanma dayanıklılığı, kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesine karşı koymak için yeterli değildir. Ayrıca bu bağlar, tükrükten veya dentinin içinden gelen su varlığında hidrolize olmaktadır. Bu tür erken dentin bonding sistemlerinde dentin asitlenmediğinden oluşan adezyon smear tabakasına tutunma şeklindedir (Dayangaç 2000, Kugel ve Ferrari 2000).

Birinci ve ikinci kuşak dentin adezivler, dentinin inorganik yapısına bağlanabilme özelliğindedir. Ancak istenilen başarı elde edilememiştir. Çözüm

olarak adezivlerin yapısına suda çözünebilen gluteraldehit ve yüzey aktif HEMA monomerleri ilave edilmiş ve dentin kollajenlerinin amino grupları ile de bağlanma sağlanmıştır. Böylece üçüncü kuşak dentin bonding ajanları geliştirilmiştir (Dayangaç 2000, Munck ve ark 2005). Smear tabakasını modifiye eden ya da kaldıran sistemlerdir (Yoshiyama ve ark 1996, Ülker 2006). Asit, primer ve adeziv' den oluşan çok basamaklı uygulamalar içermektedir (Ülker 2006).

Bu sistemlerden sonra smear tabakasını ortadan kaldıran, aluminyum oksalat ve N-fenil glisin' den (NPG) oluşan, dördüncü kuşak dentin bonding ajanlar geliştirilmiştir (Dayangaç 2000, Munck ve ark 2005). Dördüncü kuşak adeziv sistemleri öncekilerden ayıran en önemli özellik, dentine bağlanma dayanımlarının neredeyse mineye bağlanma dayanımları kadar güçlü olması ve nemli dentine güçlü bir şekilde bağlanabilmeleridir (Ülker 2006). Bir diğer farklılıkları da farklı dokulara bağlanabilmeleridir (mine, dentin, porselen, metal, amalgam) (Leinfelder 1994, Ülker 2006). Dördüncü kuşak dentin bonding ajanlarının en belirgin özelliği total-etch' in kullanılmasıdır (Dayangaç 2000, Kugel ve Ferrari 2000).

Beşinci kuşak bonding ajanlar ise genellikle aseton esaslıdır (Munck ve ark 2005). 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). Bu tür adezivler nemden etkilenmez, daha kısa sürede ve kolay uygulanır. Yapısında Bis-GMA, BPDM (Bisfenil dimetakrilat), HEMA ve ışıkla polimerizasyonu sağlayan ajanlar bulunmaktadır (Munck ve ark 2005).

Dördüncü ve beşinci kuşak dentin adezivler, yeni kuşak dentin adezivler olarak da adlandırılırlar. Yeni kuşak dentin adezivlerin hidrofilik özellikleri arttırılmıştır. Hidrofilik monomer içeren yeni kuşak dentin adezivler smear tabakasını kaldırır ve dentin dokusunu nemlendirerek mine, dentin, porselen ve metalik yüzeylerde yaklaşık 18-20 MPa değerinde bir bağlanma sağlar. Klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanıklılığı ise yaklaşık 20 MPa değerindedir (Munck ve ark 2005, Pekkan 2005).

Son zamanlarda ise altıncı ve yedinci kuşak adeziv sistemler geliştirilmiştir. Altıncı kuşak adeziv sistemlerin esas özelliği tek bir solüsyon ile mine ve dentine etkin bağlanma sağlayabilmeleridir. Bu sistemler tek şişe sistemlerdir (Ülker 2006).

Yedinci kuşak bonding ajanlar ise bir önceki nesilden cam iyonomer bazlı olması ve bazı türlerinin flor salabilmesi ile ayrılmaktadır (Shen 2003, Craig ve ark 2004).

Dentin adeziv sistemlerinin klinik olarak farklı uygulama tipleri bulunmaktadır. Universal conditioning diye de adlandırılan Total etch sisteminde, asitle pürüzlendirme işlemi hem mine hem de dentine aynı anda yapılır. Bazı sistemlerde ise, conditioner ve primerin birleştirilmesi söz konusudur. Self-etching primer diye adlandırılan bu karışım, smear tabakası ile kaplı dentin yüzeyine sürülür ve yıkanmadan kurutulur. Asidik primer solüsyon; smear tabakasını kaldırmaz, geçirgenliği artırır ve rezin infiltrasyonunu kolaylaştırır. Bu sistemde smear tabakasının kalınlığı bağlanmanın kalitesini etkilemektedir (Oliveira ve ark 2003, Ramos ve ark 2004, Pekkan 2005).

Total etch ve self etching primerlerden sonra universal bondingler geliştirilmiştir. Universal bondingler, mine ve dentin bağlayıcı sistemlerinin birleştirilmesi ile tek bir sistem olarak hazırlanmışlardır (Dayangaç 2000, Oliveira ve ark 2003).

Self-etching adezivler denen yeni sistemlerde ise, tek şişe içerisinde birleştirilen primer ve adezive asitler de eklenmiştir. Bu yolla asit, primer ve adeziv tek aşamada uygulanarak, yöntem daha kolay bir hale getirilmiştir (Ceballos ve ark 2003, Ramos ve ark 2004).

1.5. Polimerler ve Polimerizasyon

Dişhekimliğinde polimerler birçok alanda kullanılmaktadır; ölçü maddeleri (aljinatlar, polieterler, polisülfitler ve silikonlar), protez dişleri, day materyali, geçici kronlar, endodontik dolgu maddeleri, doku düzenleyiciler, pit ve fissür örtücüler. Ancak polimerlerin en çok kullanıldığı alanlar total ve parsiyel protezlerdir (O'Brien 2002).

Polimerler yüksek moleküler ağırlıklı, zincirimsi yapıda moleküllerdir. Atomların yerleşimi gelişigüzel değildir. Belirli atom gruplarının arka arkaya sıralanmasından oluşmaktadırlar. Zinciri oluşturan ve tekrarlayan bu ufak molekül gruplarına ise monomer adı verilmektedir (Nayır 1999).

Polimerizasyon; monomer adı verilen çok sayıda molekülün bir seri kimyasal reaksiyonla birleşerek bir makromolekül oluşturmasıdır. Kısacası monomerlerin

polimerlere dönüşmesine polimerizasyon adı verilmektedir (Zaimoğlu ve ark 1993, McCabe ve Walls 1998).

Monomerler genellikle likit veya gaz halindedir. Polimerizasyon esnasında kristalin veya amorf hale dönüşürler. Bu dönüşüm sonucunda çok sert bir yapı elde edilebileceği gibi, çok yumuşak ve lastik kıvamında bir yapı da ortaya çıkabilmektedir (Nayır 1999).

Polimerizasyon süreci birbirini izleyen aktivasyon, başlama, ilerleme ve bitiş olmak üzere 4 safhadan oluşmaktadır (McCabe ve Walls 1998, Van Noort 2004).

1. Aktivasyon safhası: Polimerizasyonu başlatmak için serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Bunlar; doymamış, tek elektrona sahip reaktif moleküllerdir (Van Noort 2004). Serbest radikaller oldukça zayıf bir bağ içeren başlatıcıların çeşitli aktivatörler (ısı, kimyasal bileşikler, ışık) aracılığıyla parçalanmasıyla oluşmaktadır (McCabe ve Walls 1998).

2. Başlama safhası: Polimerizasyon, aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalin monomer ile reaksiyona girmesi ile başlar. Serbest radikaller, çift bağ içeren monomere saldırarak tekrar reaktif gruplar oluştururlar (McCabe ve Walls 1998).

3. İlerleme safhası: Oluşan reaktif gruplar, başka monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluştururlar. Böylece bütün moleküller birbirlerine bağlanarak zincirin büyümesine yol açarlar (Bektaş ve ark 2006).

4. Bitiş safhası: İlerleme reaksiyonunun kitle içindeki monomer molekülleri bitinceye kadar devam etmesi beklenir. Ancak pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri oluştururlar. İlave reaksiyona uğramazlar (Zaimoğlu ve ark 1993, McCabe ve Walls 1998).

Polimerizasyon sonunda elde edilen polimerin fiziksel özellikleri üzerinde; moleküler ağırlığının, çapraz bağların ve zincir dallanmasının etkisi büyüktür (McCabe ve Walls 1998).

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 kopmakta ve yumuşak materyaller oluşmaktadır. Soğutulduğunda ise bağlar tekrar oluşmakta ve sertleşme olmaktadır. Bu özelliğe sahip olan materyallere termoplastik materyaller adı verilir. Çapraz bağlantılı yapılar ise kovalent bağlarla bağlanmış atomların bir ağ yapısı oluşturması sonucu oluşmaktadır (O'Brien 2002, Altıntaş 2007).

Çizgisel ifadesi, zincirlerin düz çizgilerden oluştuğunu göstermemekte; ana polimer zincirleri arasında dallanma olmadığını belirtmektedir. Zincirlerde dallanma, büyüyen zincirin bir polimer molekülü ile zincir transferine uğraması ile meydana gelmekte; büyüyen zincirin bitişi ile sonlanmaktadır. Fakat polimer molekülü ile beraber yeni bir reaktif kök oluşmaktadır. Bu alandan yeni bir zincirin büyümesi dallı bir polimer oluşturmaktadır. Çapraz bağlantı, polimerize olan monomore çapraz bağlayıcı maddeler ilave edilerek sağlanmaktadır. Yan dallanma ve çapraz bağlantının polimerlerin fiziksel özellikleri üzerinde önemli etkisi vardır (Nayır 1999).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca karbon çift bağlarının (C=C) karbon tek bağlarına (C-C) dönüşme oranı, başka bir deyişle monomerlerin polimere dönüşüm miktarı konversiyon ya da polimerizasyon derecesi olarak adlandırılmaktadır. Kompozit rezinlerin uygulanması sırasında polimerizasyon derecesinin yüksek olması gerektiği genel bir kanıdır (Dewaele ve ark 2006). Polimerizasyon derecesi artarken rezinde reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı azalmakta ve buna bağlı olarak fiziksel özellikler gelişmektedir (Craig 1981). İdeal bir kompozit rezin, en yüksek polimerizasyon derecesini oluştururken düşük miktarda büzülme meydana getirmelidir (Dewaele ve ark 2006).

Kompozit materyaller içindeki monomer dönüşümü miktarının oldukça değişken olduğu bilinmektedir. Bis-GMA' dan oluşan materyaller için çift bağ dönüşüm reaksiyonu %55-75 arasında gözlenmiştir (Elliot ve ark 2001). Bis-GMA/TEGDMA sistemli yapılarında bu oran %25-60 olarak belirtilmişken, UDMA/TEGDMA/Bis-GMA bileşimindeki yapılarda dönüşüm değerinin %60-70 oranlarında olduğu belirtilmiştir (Muller ve ark 1997, Lygre ve ark 1999, Elliot ve ark 2001). Farklı monomerlerin kombinasyonu tek bir monomerden daha zararlı görünmektedir (Eliades ve ark 1995).

Monomerlerin ya da oligomerlerin serbest radikal polimerizasyonu, bütün çift bağların reaksiyona girmesi ile sonuçlanmamaktadır. Reaksiyona girmiş çift bağların yüzdesi ışıkla aktive olan sistemlerde % 55- 80 arasında değişmektedir (Ferracane 1994, Peutzfeldt 1997, Kömürcüoğlu 2002, Altıntaş 2007).

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, Altıntaş 2007).

Serbest radikaller, oksijenin varlığında oksijenle reaksiyona girmeye daha meyilli 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). Polimerizasyon derecesi, yüzeydeki oksijenle inhibe olmuş tabakada % 35' e kadar düşmektedir (Ferracane 1994).

Yetersiz polimerizasyon, polimerize olmayan toksik monomerlerin pulpa üzerindeki olumsuz etkilerine, restorasyon-diş bağlantısında defektlerin oluşmasına ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak da kenar sızıntısına, postoperatif hassasiyete, renklenmeye, aşınmaya ve sekonder çürüğe yol açabilir (Caughman ve ark 1991, Ferracane ve ark 1997).

İlave reaksiyonlu ve kondensasyon reaksiyonlu olmak üzere iki tip polimerizasyon mekanizması vardır. İlave reaksiyonlu polimerizasyonda, polimerizasyon sonrası herhangi bir yan ürün açığa çıkmazken, kondensasyon polimerizasyonunda su ya da alkol gibi yan ürünler ortaya çıkmaktadır. Rezin simanlar ve PMMA maddeleri ilave reaksiyonlu polimerizasyona, bazı silikon ölçü maddeleri de kondensasyon tipi polimerizasyon mekanizmasına örnek teşkil etmektedirler (O'Brien 2002).

1.6. Biyouyumluluk

Biyouyumluluk, bir materyalin spesifik bir uygulamada konakta uygun bir cevap oluşturabilme özelliğidir. Biyouyumluluk; doku ve materyal arasındaki birbirinden ayrı fakat birbirine bağımlı etkileşim mekanizmalarını içeren olaylar topluluğudur (Nicholson ve Croll 1997, Kömürcüoğlu 2002, Altıntaş 2007).

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

Dişhekimliğinde kullanılan restorasyon materyallerinin güvenilirliği uzun yıllardan beri pek çok açıdan tartışılmaktadır. Geçmiş yıllarda özellikle amalgam, içeriğindeki cıva nedeni ile meydana getirdiği yan etkilerden dolayı tartışma konusu oluştururken; günümüzde biyolojik dokulara salınım yapan her materyal için aynı istenmeyen etkiler görülebilmekte ve tartışma ortamı yaratabilmektedir (Kaabar 1990, Scmalz 1998, Tuna 2006). Günümüzde yeni monomer ve polimer yapıların geliştirilmesi ile oldukça iyi mekanik özellikler kazanmış, su emilimi ve polimerizasyon büzülmesi azaltılmış kompozit materyaller üretilmesine karşın, materyallerin bileşiğinde bulunan monomer ve polimer yapıların her zaman doku uyumlu maddeler olmadıklarının bilinmesi bu maddelerin araştırılması gereğini ortaya çıkarmıştır (Scmalz 1998, Nayır 1999, Bilgin 2002, Kim ve Chung 2005, Tuna 2006). Hastanın ağız ortamında kullanılacak olan materyalin ideal olarak toksik ve östrojenik etkisinin olmaması, alerjik reaksiyonlar oluşturmaması ve pulpaya zararlı etkilerinin bulunmaması gerekmektedir (Kaabar 1990, Gerzina ve Hume 1996, Mohsen ve ark 1998, Scmalz 1998, Nayır 1999, Tarumi ve ark 2000, Elliot ve ark 2001, Bilgin 2002, Wada ve ark 2004, Tuna 2006).

Birçok faktör materyalin biyouyumluluğunu etkilemektedir. Kimyasal kompozisyonu ve materyalin yapısı, salınan kimyasal maddelerin tipine ve miktarına etki etmektedir. Materyalin bulunduğu ortam da maddenin biyouyumluluğunu etkilemektedir. Bu nedenle Food and 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'Brien 2002, Altıntaş 2007).

1.6.1. Rezin simanlarda biyouyumluluk

Rezin simanların içerikleri nedeniyle hücresel veya dokusal düzeyde sitotoksik, mutajenik, allerjik (Scmalz 1998) ve kanserojen etkileri arttırarak lokal veya sistemik reaksiyonlar şeklinde kendini gösterebildiği belirtilmiştir (Bala ve Türköz 1995, Spahl ve ark 1998, Shaljii ve Santarre 1999, Elliot ve ark 2001, Kawahara ve ark 2004).

Sitotoksisite; hücrenin temel organlarında kimyasal maddenin meydana getirdiği yıkımdır (Scmalz 1998). Bir maddenin sitotoksik değerinin tanımlanmasında TC50 değeri kullanılmaktadır. TC50 değeri, mitokondriyal aktiviteyi % 50 oranında baskılayan toksik ajan konsantrasyon değeridir (Hanks ve ark 1991).

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

Dişhekimliği alanında kullanılan birçok malzeme alerjik reaksiyonlara sebep olmaktadır (Kanerva 2001). Allerjik reaksiyonlar; gümüş, bakır, nikel, kobalt ve civa içeren metallerle gerçekleşen allerjik reaksiyonlara benzer bir şekilde kompozit materyallerin organik bileşenleri (metil metakrilat) ve onların dağılım ürünleri ile (formaldehit) de oluşabilmekte ve hastalar, dişhekimleri, yardımcı personel ve materyal endüstrisinde çalışanlar arasında ortaya çıkabilmektedir (Arenholt-Bindslev 1998).

Özellikle düşük seviyede gerçekleşen polimerizasyon sonucunda, materyal içeriğindeki monomerlerin tümünün polimerlere dönüşmemesi nedeniyle reaksiyona girmeyen bu artık monomerler polimerizasyonun hemen sonrasında ortama salınmaktadır. Artık monomerlerin salınımı, materyalin mekanik yapısını bozmakta ve biyolojik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (Spahl ve ark 1998, Elliot ve ark 2001, Bilgin 2002, Tuna 2006). Bu materyaller, dentine diffüze olarak pulpada bakteriyel enfeksiyon oluşturmaksızın reaksiyona yol açabilmektedirler (Thompson ve ark 1982, Gerzina ve Hume 1994, Elliot ve ark 2001, Tuna 2006). Bu polimerize olamamış monomerlerin emiliminin önemli ölçüde bağırsak tarafından gerçekleştirildiği vurgulanmaktadır (Olea ve ark 1996).

1.6.2. Rezin simanlar içinde bulunan monomerler

Dentin bağlayıcı sistemlere, teknolojinin gelişmesine paralel olarak bağlantı kuvvetlerini arttırmak ve rezin sistemlerin fiziksel özelliklerini iyileştirmek amacıyla çok sayıda monomer eklenmektedir (Finger ve ark 1996).

Bis-GMA

1960' da Bowen tarafından Bisfenol A ve glisidil dimetakrilat epoksi reçineye eklenmiş ve bu deneme sonucu yeni bir hibrid monomer olan Bis-GMA (bisfenol α glisidilmetakrilat) sentezlenmiştir (Bowen 1982, Nayır 1999, Elliot ve ark 2001, Bilgin 2002). Molekülde rijiditeyi sağlayan iki fenil grubu ile moleküller arası hidrojen bağlantısını oluşturan hidroksil grubu yer almaktadır. Bu özellikler, Bis-GMA' ya aşırı visköz bir kıvam kazandırmaktadır (Bowen 1982, Nayır 1999, Shaljii ve Santarre 1999). Bis-GMA, rezin simanların organik polimer matriksinin temel yapısını oluşturmaktadır (Craig 1997, O'Brien 2002) ve dişhekimliğinde kullanılan ilk multifonksiyonel (birden fazla çift bağ içeren) metakrilatlardan biridir (Bowen 1982).

Bis-GMA aromatik ve rijid bir monomerdir (Peutzfeld 1997). Molekül ağırlığı 512 gr/mol olan bu monomer hidrofobiktir (Tanumiharja ve ark 2000). Yüksek viskozitesi sebebiyle seyreltilmeden kullanılması mümkün değildir. Ancak seyreltildiği durumlarda polimerizasyon büzülmesinin artmasına sebep olmaktadır. Uçuculuğu az olan ve hızlı sertleşen Bis-GMA; içerisine eklendiği rezin sistemlerin daha sert olmasını sağlamakta ve hidrofobik yapısı sayesinde rezinlerin higroskopik genleşmesini de azaltmaktadır. Rezin sistemlerde Bis-GMA miktarının yüksek olması, bu monomerin polimerizasyon sırasında hızlı sertleşmesi ve hareketsiz kalması sebebiyle polimerizasyon derecesini düşürmektedir (Peutzfeld 1997, Çetingüç 2005).

Ratanasathien ve ark (1995); fare fibroblastlarında monomerlerin 24 ve 72 saat zaman periyotlarında sitotoksisitelerini değerlendirmişler ve monomerlerin sitotoksisitelerini sırasıyla Bis-GMA>UDMA>TEGDMA>HEMA olarak sıralamışlarıdır.

TEGDMA

TEGDMA (trietilen glikol dimetakrilat); molekül ağırlığı 286 gr/mol (Hamid ve Hume 1997a) olan ve eter bağları sebebiyle esnek bir monomerdir. Rezin sistemlerde viskoziteyi azaltmak (seyreltici) amacıyla kullanılmaktadır. Düşük viskozitesi sebebiyle rezin içerisine daha fazla doldurucu eklenmesine izin vererek, polimerize olan materyalin sertliğini arttırmaktadır (Peutzfeld 1997).

Polimerizasyon sırasında hareketliliği azalarak polimerizasyon derecesini arttırmaktadır (Tarumi ve ark 1999). Bu monomerin yapılan in vitro çalışmalarda kompozit materyallerden en fazla salınım gösteren madde olduğu belirtilmektedir (Inoue ve Hayashi 1982, Hansel ve ark 1998, Shaljii ve Santarre 1999).

TEGDMA, memeli hücresinde mutajenik etkiye sebep olmaktadır. V79 hücrelerde subtoksik konsantrasyonlarda kısmen mutajeniktir (Hansel ve ark 1998, Schweikl ve Schmalz 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 oldukları çalışmada, TEGDMA ve HEMA'nın insan hücrelerinde apoptozis ve nekroza sebep olduğunu tespit etmişlerdir (Spagnuolo ve ark 2004).

UDMA

UDMA (üretandimetakrilat), Bis-GMA ile aynı amaç için polimer matriks içerisinde kullanılmaktadır. Bis-GMA' ya göre daha vizközdür ve daha düşük polimerizasyon büzülmesine sahiptir (Tiba 1998). UDMA, Bis-GMA molekülüne benzer ağırlıktadır (McCabe ve Walls 1998, Nayır 1999). Ayrıca yüksek esneklik özelliğine sahip üretan zincirlerinden dolayı Bis-GMA' dan daha dayanıklıdır (Rees ve Jacobsen 1989).

UDMA monomeri, iyi bir adezyon oluşturmakta ve ağız ortamındaki renk değişikliklerinden daha az etkilenmektedir (Hansel ve ark 1998, McCabe ve Walls 1998).

UDMA, rezin sistemlerin mekanik özelliklerini, polimerizasyon derecesini ve dolayısıyla biyouyumluluğu arttırmaktadır (Peutzfeld 1997).

BADGE

BADGE (bisfenol A diglisidil eter), rezinlerin üretimi sırasında dengeleyici bileşikler olarak kullanılmaktadır (Spahl ve ark 1998). Bisfenol A (BPA) in vitro ortamda, hayvan modellerinde östrojen hedef organları olan 17β-estradiol'u taklit etmektedir. BPA, deney modellerinde dietilstilbestrol gibi doğal ve sentetik östrojenleri de taklit etmektedir. Ayrıca BPA, BADGE ve ilgili difenilalkanlar da farklı sistemlerde östrojeniktirler (Schmalz 1998).

MMA

Hastalarda MMA'ya (metil metakrilat) karşı oluşan alerjik reaksiyonlar birçok araştırmacı tarafından bildirilmiştir (Fisher 1954, Stungis ve Fink 1969, Rickles 1972, Basker ve ark 1990, Altıntaş 2007). MMA' ya karşı oluşan cevaplar yanan ağız sendromu, materyalin ayrışmasından ve solunmasından kaynaklanan bronkospazm, intraoral vezikül gelişimi ve deride oluşan kızarıklıklar şeklinde gelişmiştir (Altıntaş 2007).

HEMA

HEMA, molekül ağırlığı 130,1 gr/mol olan (Hamid ve Hume 1997a) hidrofilik bir komonomerdir (Schwengberg ve ark 2005). Pek çok dentin bağlayıcı sisteme; viskoziteyi azaltmak (Nakabayashi ve Takarada 1992, Finger ve ark 1996, Schwengberg ve ark 2005), dentin yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırmak (Hitmi ve ark 2002) ve rezin materyalin dentine bağlanmasını arttırmak amacıyla %30-55 oranında eklenmektedir (Nakabayashi ve Takarada 1992, Pashley ve ark 1998, Nakaoki ve ark 2000).

HEMA; metakrilat bazlı monomerlerin, asitle pürüzlendirmeden sonra dentine penetrasyonunu ve diffüzyonunu kolaylaştırmakta ve arttırmaktadır (Nakabayashi ve Takarada 1992, Bouillaguet ve ark 1996).

HEMA' nın su (Bouillaguet ve ark 1996, Hamid ve Hume 1997a, Nakabayashi ve Pashley 1998) ve aseton (Nakabayashi ve Pashley 1998) içerisindeki çözünürlüğü çok yüksektir. Vital dentinin su içeriği ve dentin tübülleri içerisindeki dentinal sıvı nedeniyle (Nakabayashi ve ark 1992), HEMA dentin tübüllerinden diffüzyon yapabilmekte (Bouillaguet ve ark 1996) ve kollajen lifler etrafındaki suyla yer değiştirmektedir (Nakabayashi ve Pashley 1998).

HEMA'nın rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlardan ve kompomerlerden direkt olarak su içerisine ve dentine salındığı bildirilmiştir (Hamid ve ark 1998).

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

HEMA, insan dişeti fibroblast hücrelerinde mutajenik etkiye (Huang ve ark 2003) ve insan lenfosit hücrelerinde DNA göçüne (Kleinsasser ve ark 2004) ve apoptosise (Paranjpe ve ark 2005) sebep olmaktadır.

Hücre kültürü ve hayvan çalışmalarında HEMA 'nın sitotoksik etkileri olduğu görülmüştür (Bouillaguet ve ark 1996, Rakich ve ark 1998, de Souza Costa ve ark 1999, Bouillaguet ve ark 2000, Schuster ve ark 2000).

Reaksiyona girmemiş HEMA zamanla toksik etkisini kaybedebilmekte ya da makrofajların fagolizozomları tarafından fagosite edilebilmektedir (de Souza Costa ve ark 1999).

Rezin sistemlerde kullanılan diğer monomerlere göre HEMA' nın daha düşük olan toksisitesi ve dentinde kalınlık arttıkça konsantrasyonunun seyrelmesi bir avantajdır. Ancak dentin bağlayıcı sistemler yalnızca HEMA'dan oluşmadığı ve bu sistemlerde HEMA içinde çözünebilen ya da HEMA ile birlikte taşınabilen diğer monomerlerin, sitotoksik etkileri arttırabileceği unutulmamalıdır (Bouillaguet ve ark 1996, Çetingüç 2005).

İn vivo koşullardaki nemli ortamda difüzyon yapamayan TEGDMA, Bis-GMA, UDMA gibi monomerler, HEMA ile birlikte bir karışım içerisinde kullanıldıklarında; HEMA bütün karışım için yeterli hidrofilik özellikleri sağlayarak bu moleküllerin difüzyonunu arttırabilmektedir (Kaga ve ark 2001).

1.7. Polimerizasyon Derecesi 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),
4. UV spektrofotometre,
5. Multiple internal reflection spectroscopy (MIR) (Altıntaş 2007)
6. Kromatografiler (Lee ve ark 1998)

   - Gaz kromatografisi (GC)

   - Yüksek basınçlı likit kromatografisi (HPLC)

   - Likit kromatograf/kütle spektrometri (LC-MS) (Sideridou ve Achilias 2005)

   - Elektrospray iyonizasyon/kütle spektrometrisi (Mazzaoui ve ark 2002)

   - Micellar elektrokinetik kromatografi (Schedle ve ark 2003)

1.7.1. 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 oluşmaktadır. Bu bileşenlere sabit faz (stationary phase) ve hareketli ya da mobil faz (mobile phase) adı verilmektedir (Yıldız ve Genç 1993, Kılınç 2006).

Sabit faz, 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 (Kılınç 2006).

Mobil faz, örnek bileşenlerini, sabit faz (kolon) boyunca taşıyan, çeşitli fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip çözelti veya çözücü karışımlarını içermektedir.

Kullanılacak mobil fazın seçiminde, analizi yapılacak örnek madde bileşenlerinin özellikleri, kullanılacak sabit faz ve dedektörün özellikleri gibi birçok parametreye dikkat edilmelidir (Kılınç 2006).

Mobil faz sıvıdır (Meyer 1988, Çetingüç 2005) ve genellikle su ve metanol, asetonitril, tetrahidrofuran gibi organik çözücülerin çeşitli konsantrasyonları kullanılmaktadır (Skoog ve Leary 1992, Smith 1998, Çetingüç 2005). Mobil faz, pompa tarafından kolon içerisinden geçmesi için yüksek basınçla itilmektedir (Hamilton 1982, Meyer 1988, Sadek 2000, Çetingüç 2005). HPLC'de uygulanan basınç, kullanılan kolona göre değişmektedir ve 30-200 atm arasındadır (Robinson 1995, Çetingüç 2005).

Mobil fazın içerisinde yer alan bileşenler, sabit faza ait dolgu maddesiyle etkileşmeleri sebebiyle, bir miktar alıkonulmaktadır (Yıldız ve Genç 1993, Kılınç 2006). Alıkonma, 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).

Bu tutulma, örnekteki farklı bileşenler için farklı miktarlarda olmaktadır. Böylece bileşenler sabit fazın sonlarına doğru, farklı hızlarda ilerledikleri için, birbirinden ayrılmış vaziyette sabit fazı farklı zamanlarda terketmektedirler. Bu şekilde sabit fazdan çıkan bileşenlerin derişimleri uygun bir biçimde ölçülmekte ve zamana veya mobil fazın kullanılan hacmine karşı y-ekseninde işaretlenerek "kromatogram" denilen grafikler elde edilmektedir (Yıldız ve Genç 1993, Kılınç 2006).

HPLC (High performance liquid chromotography)

HPLC, kimyasal kromatografi aracı olup kimyasal bileşiklerin karışımlarını analiz etmek ve niteliklerini tespit etmek amacıyla kullanılmaktadır. HPLC; biyolojik, farmatik, yiyecek, çevresel, endüstriyel örnekler içerisindeki inorganik ve organik çözünen maddeleri ayırmak ve tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır (Waters corporation 2006, Altıntaş 2007).

HPLC analizleri ile kimyasal bileşiklerdeki reaksiyona girmemiş sentez maddeleri ve biyolojik örneklerdeki endojen maddeler saptanabilmekte, kalite kontrolü ve stabilite tayini yapılabilmektedir. İnsan vücudunda meydana gelen bazı hastalıklar ve biyokimyasal değişimler arasındaki neden-sonuç ilişkisinin saptanabilmesi için HPLC önemli bir tanı yöntemi olarak kabul edilmektedir. HPLC ile yapılan biyokimyasal incelemeler sonucunda toksisite analizleri yapılabilmekte ve düşük yoğunluklarda çalışıldığı için materyallerin içeriğindeki kanserojen maddeler saptanabilmektedir (Bilgin 2002, Kızıltan 2004, Tuna 2006).

Dental rezin materyallerinden salınan artık monomerlerin miktarının tayininde de HPLC kullanılmaktadır (Sideridou ve Achilias 2005).

HPLC' de analiz yapılabilmesi için incelenmek istenen bileşiğin polar ya da nonpolar çözücülerde çözünebilmesi gerekmektedir. Bunun için bileşiğin yapısına uygun özellikte bir kolon dedektör ve mobil faz seçilmelidir. İstenmeyen piklerin görülmesinin önlenmesinde, kullanılacak olan çözücülerin saflığı önem taşımaktadır (Tuna 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 absorbe etmesine göre, incelenen madde içerisindeki bileşikler tanımlanmaktadır (Waters corporation 2006, Altıntaş 2007).

HPLC 5 ana bölümden oluşmaktadır:

1. Pompa: 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 sağlamaktadır (Kılınç 2006).

2. Enjektör: Valf ve şırınga enjektörleri olmak üzere iki çeşidi bulunmaktadır. Valf enjektörleri paslanmaz çelikten yapılmış bir boru ile kolona bağlanmakta ve açılıp kapanan valflar içermektedir. Şırınga enjektörlerinde ise enjeksiyon sistemi doğrudan kolona bağlanmaktadır (Bilgin 2002, Kızıltan 2004, Tuna 2006).

3. Kolon: Dolgu materyali ve taşıyıcı kısımdan oluşan ve analiz için büyük önem taşıyan parçadır. Çeşitli uygulamalar için farklı partikül çapları, gözenek büyüklükleri ve kimyasal modifikasyonlar ile HPLC analizi için çeşitli faz seçenekleri bulunmaktadır (Bilgin 2002, Kızıltan 2004, Tuna 2006). 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).

4. Dedektör: Kolonda ayırımı yapılan analizlenecek maddeye ait bileşenlerin alıkonma zamanlarına göre sırayla içerisinden geçerken miktar tayinlerinin yapıldığı HPLC donanımıdır (Kılınç 2006). Seçici ve universal olmak üzere 2 tiptir. Seçici dedektörler fluoresans, elektrokimyasal ve ultraviole-visible tiplerinde olmaktadır (Bilgin 2002, Kızıltan 2004, Tuna 2006). Kullanılacak dedektörün türü analizlenecek maddenin fiziksel ve kimyasal özelliklerine göre seçilmelidir (Kılınç 2006).

5. Kromatogram: Kromatografik analiz sonucunda elde edilen grafiktir (Kılınç 2006). Bir sıvı çözelti kramotograma enjekte edildiğinde dedektörden çıkan sinyalin “Gauss eğrisi” şeklinde elde edilerek yoğunluk/zaman grafiği olarak yapılan kaydını tanımlamaktadır (Nayır 1999, Bilgin 2002, Kızıltan 2004, Tuna 2006). Y-ekseni, kullanılan dedektörün ölçtüğü fiziksel özelliği (absorbans, fluoresans, iletkenlik, akım, kırılma indisi vb.), X-ekseni ise zamanı göstermektedir (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).

Kalitatif sonuçlar; bir bileşiğin retansiyon zamanı, örneğin enjeksiyonu ve sinyalin maksimumda olduğu anın kaydedilmesi arasında geçen zamandır. Bir örnek içerisinde aranan maddenin olup olmadığını ve maddenin saflığının belirlenmesi için kalitatif analiz yapılmaktadır (Meyer 1988, Çetingüç 2005).

Kantitatif analizde ise; kromatografik pikin alanı hesaplanmaktadır. Kalibrasyon grafiği; aranan maddenin bilinen orjinal referans konsantrasyonundan elde edilen piklerden türetilmekte ve daha sonra maddenin içerisinde arandığı örneğin konsantrasyonunun belirlenmesi için karşılaştırılarak kullanılmaktadır (Meyer 1988, Çetingüç 2005).

Gaz kromatografisi

Gaz kromatografisi analiz metodu olarak sıvı kromatografi yöntemi olan HPLC' ye benzemekte; ancak mobil faz olarak gaz kullanılmaktadır. İyi bir ısı stabilitesine ve düşük moleküler ağırlığa sahip maddeler için gaz kromatografisinin en uygun yöntem olduğu bildirilmektedir (Örtegren ve ark 2001, Bilgin 2002, Tuna 2006). Gaz kromatografisinde sadece uçucu ya da uçucu hale geçebilen maddelerin analiz edilebilmesi, sıvı kromatografisinin biyokimyasal analiz yöntemi olarak daha çok tercih edilmesine neden olmaktadır (Bilgin 2002, Kızıltan 2004, Tuna 2006).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Organik Kimya Bölümü Araştırma Laboratuvarı' nda in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada; başta porselen restorasyonlar olmak üzere sabit protetik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan 2 dual polimerize ve 1 kimyasal olarak polimerize olan 3 farklı kompozit rezin siman materyalinden polimerizasyon sonrasında açığa çıkan HEMA' nın kalan farklı dentin kalınlıklarında pulpa odasına salınım miktarının ve çürüklü-çürüksüz dişler arasında dentin geçirgenliği açısından herhangi bir farklılık olup olmadığının belirlenmesi amaçlanmıştır.

Araştırmamızda 60 adet çürüklü ve 60 adet çürüksüz olmak üzere toplam 120 adet insan molar dişleri kullanılmıştır. Dişler; 0,5-1,9 mm ve 2-3,5 mm olacak şekilde iki farklı dentin kalınlıklarında alt gruplara ayrılmıştır. İlgili dentin kalınlıklarına göre sınıflandırılan örneklerden oluşan 3 farklı siman grubu oluşturulmuştur (n=10). Bu simanlar;

1. Dual polimerize olan kompozit rezin siman (Panavia F 2.0)

2. Dual polimerize olan kompozit rezin siman (RelyX ARC)

3. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin siman (Multilink Automix)

Çalışmada her simana ait en açık renk tonları seçilmiştir. Kullanılan rezin simanlar Resim 2.1-3' te gösterilmiştir. İçerikleri ve üretici firmaları ise Çizelge 2.1'de gösterilmiştir.



Resim 2.1. RelyX ARC



Resim 2.2. Panavia F 2.0



Resim 2.3. Multilink Automix

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezin simanların kimyasal kompozisyonları.

Rezin Siman	Kimyasal Kompozisyon
Panavia F 2.0 (Kuraray Medical Inc, Okayama/Japan)	**Pasta A:** Silan ile muamele görmüş silika Kolloidal silika Bisfenol A polietoksi dimetakrilat 10-metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat Benzoil peroksit D,L-kamforokinon **Pasta B:** Silan ile muamele görmüş baryum cam Silan ile muamele görmüş titanyum oksit Sodyum fluorid Kolloidal silika Bisfenol A polietoksi dimetakrilat Hidrofilik dimetakrilat Hidrofobik dimetakrilat N,N'-Dietanol-P-Toluidin Sodyum 2,4,6,-Triisopropil benzen sulfinat **ED Primer II – Likit A:** HEMA 10-metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat N-Metakriloli 5-Aminosalisilik asit N,N'-Dietanol-P-Toluidin Su **ED Primer II – Likit B:** N-Metakriloli 5-Aminosalisilik asit Sodyum benzen sulfinat N,N'-Dietanol-P-Toluidin Su

Çizelge 2.1 (Devam). Çalışmada kullanılan kompozit rezin simanların kimyasal kompozisyonları.

RelyX ARC (3M ESPE, Seefeld/Germany)	**Pasta A:** Silan ile muamele görmüş seramik ve silika Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) Fonksiyonel dimetakrilat polimeri **Pasta B:** Silan ile muamele görmüş seramik Silan ile muamele görmüş silika TEGDMA Bis-GMA Fonksiyonel dimetakrilat polimeri **Adper Single Bond Adeziv:** Etil alkol Bis-GMA Silan ile muamele görmüş silika HEMA Gliserol 1,3-dimetakrilat Diüretan dimetakrilat Akrilik ve itatonik asit kopolimerleri Su
Multilink Automix (Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein)	**Pasta:** %24-26 Dimetakrilat %6-7 HEMA < %1 Benzoilperoksit İnorganik dolduruclar Yiterbiyumtrifluorid İnitiator Stabilize ediciler Pigmentler Baryum cam ve silika doldurucu **Primer A:** < %7 Sülfonat < %8 Amin **Primer B:** < %4 Metakrilat modifiye polyakrilik asit < %50 Fosforik asit akrilat < %50 HEMA Stabilize ediciler

2.1. Kavite Hazırlanması

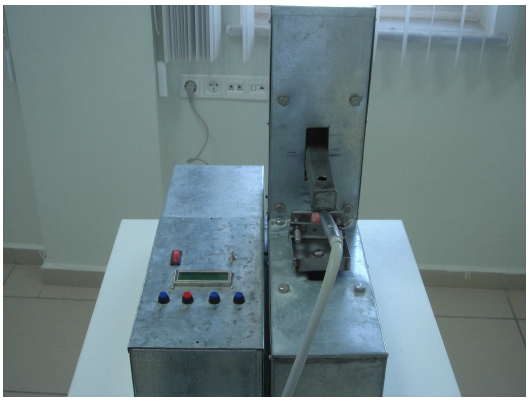
Çalışmamızda kullanılan molar dişler çekim işlemini takiben temizlendi. Çalışma süresince 4° C' de distile su içerisinde saklanan dişler (Hamid ve Hume 1997a), 3 ay içerisinde kullanıldı.

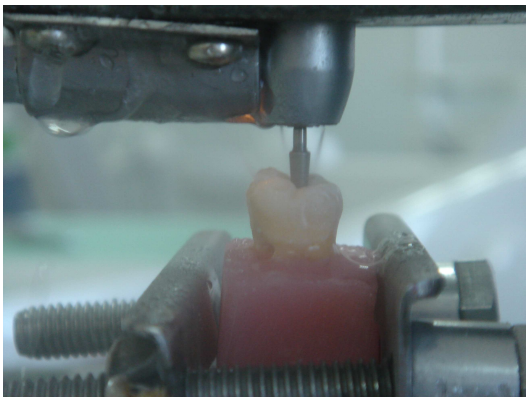
Her biri 2 x 2 x 2 cm çapında hazırlanan kalıplar içerisinde akrilik hamurlar* hazırlandı ve çalışmada kullanılan molar dişler oklüzal yüzeyleri üstte kalacak şekilde bu akrilik hamurların içerisine, mine-sement birleşim sınırının 5 mm apikal seviyesine kadar gömüldü. Hazırlanan akrilik bloklar ve dişler, 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 2.4). Su soğutmalı aerotör*** horizontal düzleme paralel olacak şekilde cihazın dikey olarak hareket eden koluna yerleştirildi. Sınıf I kaviteleri açmak amacıyla 5° eğime sahip, 25 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 aşağıya, yatay kol z ekseni üzerinde önce öne 3 mm daha sonra başlangıç noktasına ve başlangıç noktasından 3 mm geriye hareket edecek şekilde kaviteler hazırlandı (Resim 2.5).

---

* *Meliodent Rapid Repear, Heraeus-KulzerDental , Hanau, Germany*
** *Nova mcm, Nova Ltd, Konya, Türkiye*
*** *Boralina, Bien-Air Dental SA, Bienne, Switzerland*
**** *845KR, Komet Dental (Inlay preparations Set 4261), Gebr. Brasseler GmbH&Co. KG, Lemgo, Germany*

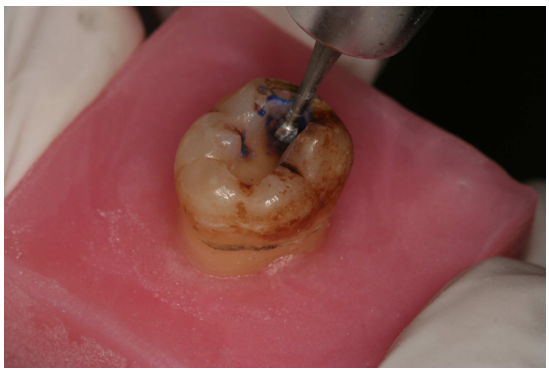




Resim 2.4. Standart kavite açma makinesi **Resim 2.5.** İnley kavite preperasyonu

Çürüklü dişlerde standart kaviteler açıldıktan sonra, kalan çürük dokusu çürük belirleme ajanı* ile tespit edilip (Resim 2.6) su soğutmalı angulduruva** ile kaldırıldı (Resim 2.7). Daha sonra 5° eğimli 15 µ grenli fisür frez*** ile kavite duvarları düzeltildi.

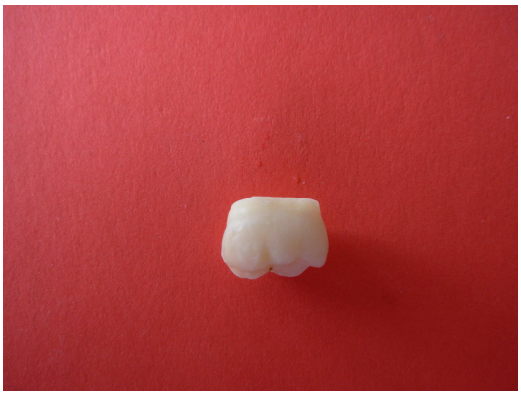




Resim 2.6. Çürük belirleme ajanı **Resim 2.7.** Çürük dokusunun kaldırılması

** Quadrant CariTest, Caries detecting dye, Cavex Holland BV, Haarlem, Holland*
*** CA 1121, Bien-Air Dental SA, Bienne, Switzerland*
**** 8845KR, Komet Dental (Inlay praparations Set 4261), Gebr. Brasseler GmbH&Co. KG Lemgo, Germany*

Hazırlanan standart inley kavitesi ve kenarları pomza ile temizlendi ve yıkandı. Daha sonra dişler; mine-sement sınırının 2 mm apikalinden su altında, düşük hızda çalışan elmas separe* kullanılarak kesilerek köklerinden ayrıldı (Resim 2.8) ve pulpa dokusu, smear tabakası oluşturmamak amacıyla basınçlı su ve pamuk peletlerle uzaklaştırıldı (Hume 1985).



Resim 2.8. Köklerinden ayrılmış diş kronu

Kavite tabanı ile pulpa odasının tavanı arasındaki kalan dentin kalınlığı; çürüksüz dişlerde pulpa boynuzları ile pulpa odası tavanının orta noktası, çürüklü dişlerde ise çürük bölgesinin en derin noktası ile pulpa boynuzları olmak üzere 4 noktadan kumpasla** ölçüldü (Resim 2.9-10). Kalan dentin kalınlığı 0,5-1,9 mm ile 2-3,5 mm arasında olan dişler seçildi.



Resim 2.9. Dentin kalınlığının ölçülmesi



Resim 2.10. Çalışmada kullanılan kumpas

---

* *Isomet; Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, ABD*
** *Dial Caliper*

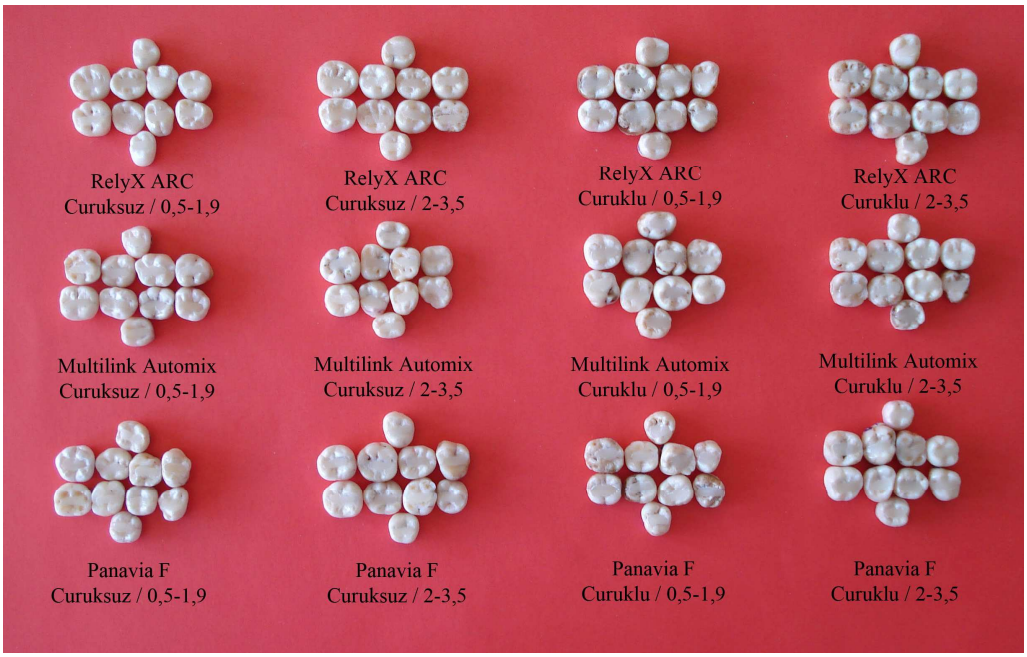
- 30 adet çürüksüz ve dentin kalınlığı 0,5-1,9 mm (1,45 ± 0,38 mm),

- 30 adet çürüksüz ve dentin kalınlığı 2-3,5 mm (2,49 ± 0,38 mm),

- 30 adet çürüklü ve dentin kalınlığı 0,5-1,9 mm (1,45 ± 0,38 mm),

- 30 adet çürüklü ve dentin kalınlığı 2-3,5 mm (2,49 ± 0,38 mm)

olmak üzere 240 dişten ilgili kalan dentin kalınlıklarında 120 diş seçilerek gruplara ayrıldı (Resim 2.11). 0,5-1,9 mm kalan dentin kalınlığına sahip grupların ortalama kalan dentin kalınlıkları 1,45 mm; 2-3,5 mm kalan dentin kalınlığına sahip grupların ise 2,49 mm' dir.

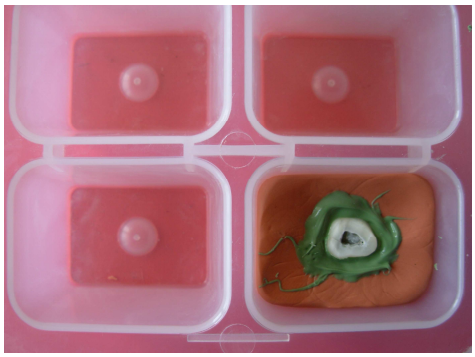


Resim 2.11. Çalışmada kullanılan insan molar dişleri

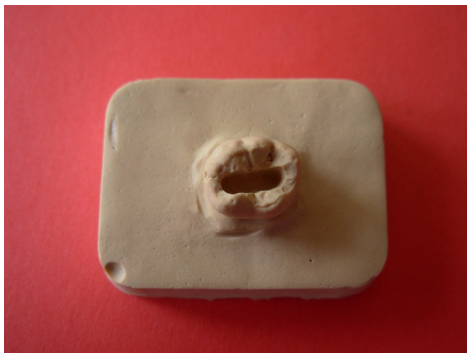
2.2. Kavitelerin ölçüsünün alınması ve çalışma modellerinin hazırlanması

Molar dişler üzerinde hazırlanan Sınıf I kavitelerin ölçüsü plastik kalıbın her bölümünde bir örnek olacak şekilde vinil polisiloksan ölçü maddesi* ile alındı. Koyu kıvamda olan vinil polisiloksan ölçü maddesinin** base ve katalisti homojen şekilde karıştırılıp hazırlanarak kalıpların içerisine yerleştirildi. Klas I kaviteler ve koyu kıvamdaki vinil polisiloksan ölçü maddesinin üzerine tabanca sistemi ile daha akıcı kıvamda olan vinil polisiloksan ölçü maddesi*** konuldu. Örnekler kalıba parmak basıncı uygulanarak yerleştirildi ve tek aşamalı ölçü tekniği kullanılarak ölçüler alındı. Ölçü maddelerinin sertleşmesi için üretici firmanın talimatlarına uygun olacak şekilde örnekler ölçü içerisinde bekletildi (Resim 2.12). Sertleşmiş ölçü maddesinden örnekler çıkarıldı ve ölçü yüzeyi değerlendirildi.

Alınan ölçüler içerisine poliüretan esaslı day materyali****, vibrasyon makinesi***** üzerinde döküldü ve sertleşmesi için 1 saat bekletildi. Sertleşen poliüretan esaslı day materyali vinil polisiloksan esaslı ölçü maddesi içerisinden çıkartıldı (Resim 2.13).



Resim 2.12. Ölçü alınması



Resim 2.13. Poliüretan esaslı die model

** Express, 3M ESPE AG,Dental Products, Seefeld, Germany.*
*** Vinyl Polysiloxane Impression Material Putty, 3M ESPE AG,Dental Products, Seefeld, Germany*
**** Vinyl Polysiloxane Impression Material Light Body, 3M ESPE AG, Dental Products, Seefeld, Germany*
***** Alpha Die MF; Schültz-Dental GmbH, Rosbach, Germany.*
****** Emmevi SpA-Badia Polesine RO, Italy.*

2.3. Porselen Örneklerin Hazırlanması

1. Poliüretan esaslı day materyallerinden elde edilen modeller üzerinde inley kavitelerinin duvarlarına kalınlığı 40 µm olan, ışıkla sertleşen, aşınmaya karşı dirençli day spacer maddesi* ince fırça ile uygulandı ve mavi ışık altında sertleştirildi.

2. Daha sonra porselen restorasyonu hazırlamak üzere dişlerde açılan kavitelere uygun olacak şekilde mum** örnekler hazırlandı (Resim 2.14).

3. Mum modelajı yapılan objeler 3 mm kalınlığında, 6 mm uzunluğundaki tij ile bağlandı ve tijler plastik bir kaide üzerine yerleştirildi.

4. Kaidenin etrafı silindir haline getirilen bir kağıt ile çevrelendi.

5. IPS Empress 2 Esthetic özel revetmanı*** ve likiti 60 saniye vakumlu karıştırıcıda**** karıştırıldı. Kağıt silindir içine döküldü ve üstü kapatıldı.

6. Revetman sertleştikten sonra plastik kaide ve kapak çıkartıldı. Döküm silindirin tabanındaki düzensiz kısımlar alçı bıçağı ile düzeltildi.

7. 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.



Resim 2.14. Poliüretan day modelde hazırlanan mum örnek

---

* *Loxo-Fit, 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*

8. Sıcak döküm silindiri fırından çıkartıldı. İngotlar döküm silindir içine yerleştirildi.

9. 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

10. Program tamamlandıktan sonra döküm silindiri fırından çıkartılarak oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı.

11. Döküm silindiri soğuduktan sonra, aluminyum oksit pistonun uzunluğu revetman üzerinde işaretlenerek separe ile kesildi ve alçı bıçağı ile belirlenen bölgeden kırıldı.

12. Daha sonra sırasıyla 110 µm çapında (aluminyum oksit) Al_2O_3 partikülleri** ile 4 milibar basınçta kumlama işlemi yapıldı.

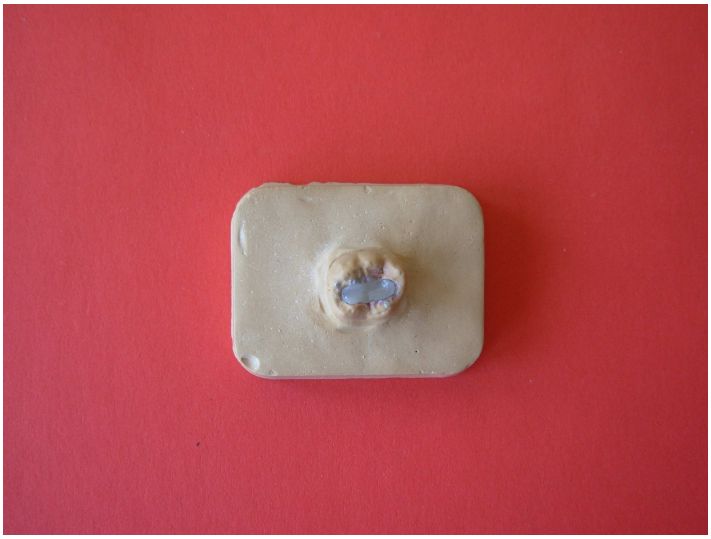
13. İlk kumlama işlemini takiben 50 µm Al_2O_3 partikülleri ile 2 milibar basınçta kumlama işlemi yapıldıktan sonra örnekler 10 dak ultrasonik temizleyicide*** temizlendiler.

14. Porselen restorasyonlar tijlerinden elmas separe ile ayrıldı.

** Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein*
*** Korox 110, Bego Bremer Goldschlaegerei Wilh. Herbst GmbH & Co., Bremen, Germany*
****Biosonic JR, Whaledent Int N.Y., USA*

15. Hazırlanan porselen restorasyonlar “Fit Checker”* kullanılarak kavitelere uyumlandı (Resim 2.15). Rezin simanın kavite tabanının her yerinde eşit olmasını sağlamak amacıyla porselen inleyler akışkan kıvamlı silikon** ile kaviteye yerleştirilerek polimerize olan silikon materyalinin homojen kalınlıkta olup olmadığı kontrol edildi. Silikon materyalinin homojen kalınlıkta olmadığı durumlarda ise porselen restorasyonlar yenilendi.

16. Day’ lar üzerine oturtulan IPS Empress 2 restorasyonlar 50 µm’ lik Al_2O_3 *** ile kumlandı.



Resim 2.15. Hazırlanan ve uyumlanan porselen restorasyon

---

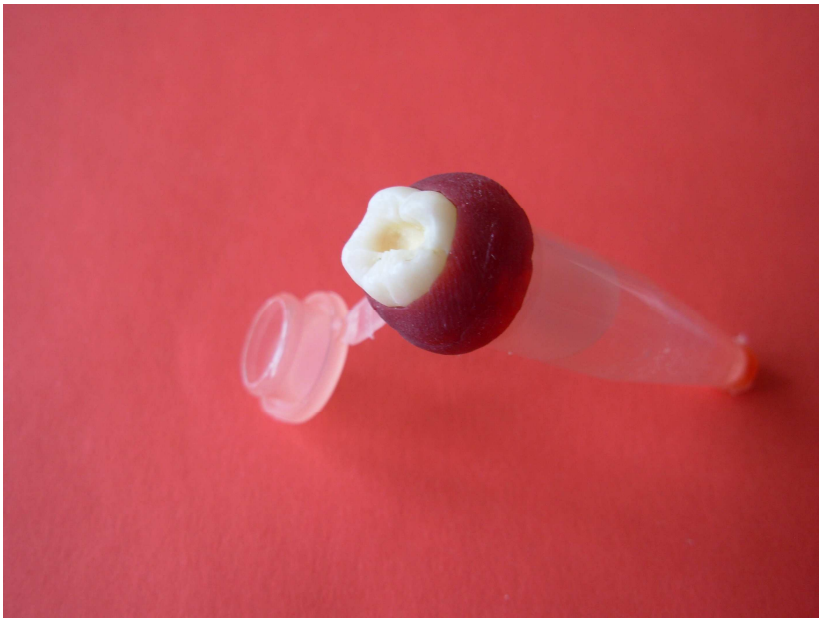
* *GC America Inc., Illinois, USA.*

** *Vinyl Polysiloxane Impression Material Light Body, 3M ESPE AG, Dental Products, Seefeld, Germany*

*** *Korox 50, Bego Bremer Goldschlaegerei Wilh. Herbst GmbH & Co., Bremen, Germany*

2.4. Simantasyon işlemi

Porselen inley restorasyonlar dişlere yapıştırılmadan önce, inley kavite yüzeyleri pomza ile temizlendi, yıkandı ve kurutuldu. Daha sonra dişlerin mine-sement sınırına 1 ml distile su içeren polipropilen tüpler kırmızı yapışkan mumla sabitlendi (Resim 2.16). Uyumlanan porselen restorasyonlar tek bir kişi tarafından her grup için farklı kompozit rezin simanlar kullanılarak, 1mmHg hidrostatik basınç oluşturmak amacıyla polipropilen tüpler dişlerin okluzal yüzeyleri yere bakacak şekilde ters çevrilerek parmak basıncı altında yapıştırıldı. Yapıştırma işlemi sırasında porselen inley restorasyonların kavitelere taşınması için VivaStick* kullanıldı.



Resim 2.16. Hazırlanan örnek

---

* *Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein.*

2.4.1. Multilink Automix

Restorasyonun simantasyon için hazırlanması

1. Porselen restorasyonların iç yüzeyi %5' lik hidroflorik asit* ile 60 saniye pürüzlendirildi.

2. Asit ile pürüzlendirilen restorasyonlar 20 saniye su ile yıkandı ve kurutuldu.

3. Tüm restorasyonların iç yüzeyi "Monobond S" ile silanlandı ve reaksiyona girmesi için 60 saniye beklendi.

4. Silanlanan yüzey kurutuldu.

Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması

1. Kavite hava-su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu.

2. Eşit oranlarda damlatılan Primer A ve B karıştırıldı.

3. Karışım, mineden başlayarak tüm preparasyon yüzeylerine tek kullanımlık bir fırça yardımıyla 15 saniye süresince hafif basınçla uygulandı, daha sonra kurutuldu.

4. Multilink rezin, Automix şırıngasından sıkılarak kavite içine istenen miktarda uygulandı.

5. Restorasyon kavite içine parmak basıncı ile yerleştirildi.

6. Taşan siman hemen mikro fırça/ fırça/ pelet ya da sond ile uzaklaştırıldı.

7. Taşkın siman materyali temizlendikten sonra, oksijen inhibisyonunu önlemek için kavite kenarlarına "Glycerine gel" uygulandı.

8. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra kavite kenarları lastik disk** ile polisajlandı.

---

* *IPS Ceramic Etching- gel, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein.*
** *9402204030, Komet Dental, Gmungen, Austria.*

2.4.2. Panavia F 2.0

Restorasyonun simantasyon için hazırlanması

1. Porselen restorasyonların iç yüzeylerine 5 saniye K Etchant Gel* uygulandı, yıkandı ve hava ile kurutuldu.

2. Clearfil Porcelain Bond Activator** ile Clearfil SE Bond Primer*** eşit oranlarda karıştırılarak restorasyonların iç yüzeyleri silanlandı.

Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması

1. Kavite hava-su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu.

2. Panavia F 2.0 ED Primer likit A ve likit B eşit miktarlarda karıştırıldı. Tek kullanımlık fırça ile kaviteye uygulandı ve 30 saniye beklendi. Önce sünger pelet yardımıyla fazla primer uzaklaştırıldı, daha sonra hafif şiddette hava ile kurutuldu.

3. Panavia F 2.0 Paste A ve B eşit miktarlarda plastik bir spatül ile 20 saniye karıştırıldı.

4. Restorasyon kaviteye parmak basıncı ile yerleştirildi. Siman artıkları bir sond/ fırça ile temizlendi.

5. Taşan siman kısımları fırça ile temizlendikten sonra okluzal, mezial ve distal, bukkal ve lingualden 20 saniye ışık cihazı**** ile polimerizasyon sağlandı. Her bir örneğin polimerizasyon işlemi sonrasında, ışık cihazının gücü kendine ait radyometresi ile kontrol edilerek ışık gücünün aynı olmasına dikkat edildi.

6. Oxyguard II tek kullanımlık fırça ile restorasyonun marjinlerine uygulandı. 3 dakika sonra su ile uzaklaştırıldı.

7. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra kavite kenarları lastik disk***** ile polisajlandı.

---

* *Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan*
** *Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan*
*** *Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan*
**** *Hilux Optimax Curing Unit,800 mW/cm^2 Benlioğlu Dental Inc., Ankara, Türkiye*
***** *9402204030, Komet Dental, Gmungen, Austria.*

2.4.3. Rely X ARC

Restorasyonun simantasyon için hazırlanması

1. Porselen restorasyon hava-su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu.

2. Porselen restorasyonların iç yüzeyi %5' lik hidroflorik asit* ile 60 saniye pürüzlendirildi.

3. Asit ile pürüzlendirilen restorasyonlar 20 saniye su ile yıkandı ve kurutuldu.

4. Restorasyonun iç yüzeyine 3M ESPE Ceramic Primer uygulandı ve 5 saniye hava ile kurutuldu.

Diş yüzeylerinin simantasyon için hazırlanması

1. Kavite yüzeyi %37' lik ortofosforik asit** ile 15 sn asitlendi, 10 sn suyla yıkandı ve pamuk peletlerle kurutuldu.

2. Kavite yüzeyine 3M ESPE Adper Single Bond 2 kat fırça ile sürüldü ve 5 saniye hava uygulandı.

3. Eşit miktarlarda pat 10 saniye karıştırıldı ve restorasyon iç yüzeyine sürüldü.

4. Restorasyon parmak basıncı ile yerleştirildi ve taşkın siman kaldırıldı.

5. Daha sonra okluzal, mezial ve distal, bukkal ve lingualden 20 saniye aynı ışık cihazı ile ışık uygulandı. Her bir örneğin polimerizasyon işlemi sonrasında, ışık cihazının gücü kendine ait radyometresi ile kontrol edilerek ışık gücünün aynı olmasına dikkat edildi.

6. Oxyguard II tek kullanımlık fırça ile restorasyonun marjinlerine uygulandı. 3 dakika sonra su ile uzaklaştırıldı.

7. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra kavite kenarları lastik disk ile polisajlandı.

---

* *IPS Ceramic Etching- gel, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein.*
** *3M ESPE AG,Dental Products, Seefeld, Germany.*

2.5. İyon salınım işlemi

Hazırlanan örneklere yapıştırılmış olan polipropilen tüpler içerisindeki 1 ml distile su, polimerizasyon sonrası 4,32 dakika ve 24 saatte değiştirildi. Polipropilen tüplerden plastik enjektörler* ile 1 cc' lik numuneler alındı ve alınan numuneler ışık geçirmeyen cam şişeler içerisinde saklandı. Kümülatif HEMA salınım miktarları; her zaman aralığındaki salınım miktarlarının toplanmasıyla elde edildi.

2.6. HPLC Sisteminde Numunelerin Değerlendirilmesi

Hazırlanan örneklerden alınan numunelerin değerlendirilmesinde Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Organik Kimya Bölümüne ait Agilent 1100 HPLC** sistemi kullanılmıştır (Resim 2.17). Çalışmada kullanılan HPLC sistemi ve standart olarak kullanılan monomere ait bilgiler Çizelge 2.2'de gösterilmiştir.

HPLC çalışmaları öncesinde, cihazın kromatografi şartlarının hazırlanması ve kalibrasyonunun yapılabilmesi için deney şartları hazırlandı. Bu amaçla; çalışma öncesinde standart çalışma çözeltileri, 40 ml distile su içerisinde çözünen 2 x 10^{-4} M HEMA içeren stok çözeltisinden seyreltilerek hazırlanmıştır. Standart çalışma çözeltileri ile tekrarlanan analizler sonucunda kromotogramda dekompozisyon ürünleri ve analitik işlem süresince tespit edilen alanlarda değişiklik görülmemiştir.



Resim 2.17. Agilent 1100 Likit kromatografi cihazı (HPLC)

---

* *Ayset Enjektör San AŞ, Türkiye*
** *Agilent Technologies, Inc. Headquarters, Santa Clara, CA, U.S.A*

Çizelge 2.2. Standart olarak kullanılan HEMA monomerine ait bilgiler.

Ticari adı	HEMA
Üretici Firma	Sigma-Aldrich Chemical Co, St Louis, USA
Kimyasal Adı	2-Hydroxyethyl methacrylate
Kimyasal İçeriği	1,2-Ethanediol mono [2-methlpropenoate]
Molekül ağırlığı	130,1 gr/mol
Molekül formülü	$C_6H_{10}O_3$

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 asitonitril - %25 distile su çözeltisi kullanılmıştır.

Her örnekten kolona enjekte edilen sıvı hacmi 40 µl olarak belirlenmiştir. HEMA' nın maksimum absorbsiyon gösterdiği dalga boyunda üç boyutlu kromotogramlar elde edilmiştir. Her bir analizin süresi yaklaşık 3 dakika sürmüştür. Analiz süresince kromatografik sistemin uygunluğu, kapasite faktörü (k'), rezolusyon (R), selektivite (α) ve pik asimetrisi (T) hesaplanarak monitörize edilmiştir.

Elde edilen çözeltiler içerisindeki HEMA miktarını belirlemek için, monomerin HPLC standardı için önceden hazırlanmış kalibrasyonlar referans alınmıştır. Standart çözeltiler:

a. Stok çözelti: 40 ml distile su içerisinde çözünen 2 x 10^{-4} Molarlık HEMA çözeltisi

b. Stok çözelti a' dan 5 ml alınıp 10 ml' ye tamamlanmıştır.

c. Stok çözelti a' dan 5 ml alınıp 40 ml' ye tamamlanmıştır.

d. Stok çözelti a' dan 5 ml alınıp 80 ml' ye tamamlanmıştır.

e. Stok çözelti a' dan 5 ml alınıp 160 ml' ye tamamlanmıştır.

Standart çözeltilerin HPLC ile analizleri sonunda, HEMA' nın pik alanına karşılık gelen konsantrasyonlar kullanılarak kalibrasyon grafiği hazırlanmıştır.

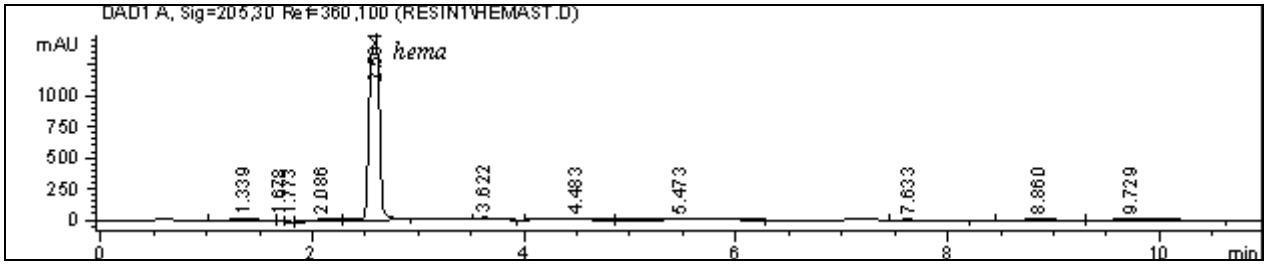
HEMA’ ya ait lineer kalibrasyon denklemi ve korelasyon katsayısını elde etmek amacıyla, HEMA’ nın standart çözeltideki konsantrasyonu lineer regresyon analizine tabi tutulmuştur. Lineer kalibrasyon denklemlerine ait bilgi Çizelge 2.3’te gösterilmiştir.

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

Çizelge 2.3. 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**
HEMA	**208**	**9,836**	y = 4,6020E+06x+3,9063E+02

HEMA’ ya ait standart piki gösteren örnek kromatogram Resim 2.18’ de gösterilmektedir.



Resim 2.18. HEMA monomerinin standart pik’i ve tutunma zamanı

2.7. SEM Analizi

Solüsyon örneklerinin HPLC cihazıyla incelenmesi sonrasında, her gruptan en yüksek değeri gösteren bir diş SEM analizi için seçildi. Hazırlanan örnekler bukkolingual yönde bağlantı arayüzeyine dik olacak şekilde su altında, düşük hızda çalışan elmas separe* kullanılarak kesildi. Elde edilen yüzeyler sırası ile 600, 800, 1000, 1200 ve 2000 gritlik zımpara kağıtlarıyla zımparalandı. Daha sonra 6 µm - 3 µm - 1µm - ¼ µm elmas parlatma pastaları** ile uygun cila keçeleri üzerinde cilalandı. Her bir cilalama işlemi sonrasında örnekler 10 dakika süre ile ultrasonik temizleyiciye bırakıldı. En son cilalama işleminden sonra örnekler 20 dakika süre ile ultrasonik temizleyiciye bırakıldı ve daha sonra 10 saniye % 10' luk fosforik asit ve 5 dakika % 5' lik sodyum hipoklorit içerisinde bekletildi. Örnekler 1 dakika distile su ile yıkandıktan sonra kendi halinde kurumaya bırakıldı.

Hazırlanan yüzeyler, Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi Araştırma Laboratuvarı' nda havasız bir ortamda Polaron Sc7620 Sputter Coater*** kullanılarak ince altın filmle kaplandı ve x 150 ile x 3500 arasındaki büyütmelerde SEM**** altında dentin tübüllerinin durumu ve dentin tübüllerindeki HEMA miktarları incelendi.

2.8. İstatistik Değerlendirme

Testler sonucunda pulpa odasına salınan HEMA değerleri; yapıştırıcı kompozit rezin siman (Panavia F, Rely X ARC, Multilink Automix), test periyodu (4, 32 dakika ve 24 saat), kalan dentin kalınlığı (0,5-1,9 ve 2-3,5mm), çürük durumu (çürüklü veya çürüksüz) dikkate alınarak dört yönlü varyans analizi (ANOVA) ve bunu takiben Tukey HSD testlerine tabii tutulmuştur.

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

---

* *Isomet; Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, ABD*
** *Struers A/S, Cophenagen, Denmark*
*** *VG Microtech Inc. Japan*
*****LEO 440, Electron Microscopy Ltd., Cambridge, UK.*

3. BULGULAR

Çürüklü ve çürüksüz dişlerde; RelyX ARC rezin simandan iki farklı zaman periyodu ile iki farklı dentin kalınlığı grubunda salınan HEMA ölçüm sonuçları Çizelge 3.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. RelyX ARC rezin simanın çürüklü ve çürüksüz dişlerde, 2 farklı periyot aralığı ile dentin kalınlığında HEMA salınım miktarı sonuçları (Ortalama ± Standart sapma) (n=10).

	4,32 dakika		**24 saat**	
	Dentin Kalınlığı			
	0,5-1,9 mm	**2-3,5 mm**	**0,5-1,9 mm**	**2-3,5 mm**
Çürüksüz	3,45E-06 ± 4,03E-06	1,19E-06 ± 1,2E-06	5,06E-06 ± 7,03E-06	1,36E-06 ± 2,71E-06
Çürüklü	2,7E-06 ± 4,4E-06	1,5E-07 ± 4,9E-07	6,40E-06 ± 9,26E-06	2,87E-06 ± 3,41E-06

**Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır.*

Çürüklü ve çürüksüz dişlerde; Multilink Automix rezin simandan iki farklı zaman periyodu ile iki farklı dentin kalınlığı grubunda salınan HEMA ölçüm sonuçları Çizelge 3.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2. Multilink Automix rezin simanın çürüklü ve çürüksüz dişlerde, 2 farklı periyot aralığı ile dentin kalınlığında HEMA salınım miktarı sonuçları (Ortalama ± Standart sapma) (n=10)

	4,32 dakika		**24 saat**	
	Dentin Kalınlığı			
	0,5-1,9 mm	**2-3,5 mm**	**0,5-1,9 mm**	**2-3,5 mm**
Çürüksüz	9,72E-05 ± 2,02E-04	2,98E-06 ± 4,8E-06	6,47E-05 ± 15E-05	1,06E-05 ± 4,07E-05
Çürüklü	8,8E-05 ± 1,7E-04	1,4E-05 ± 4,1E-05	8,9E-05 ± 19E-05	1E-05 ± 3,12E-05

** Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır.*

Çürüklü ve çürüksüz dişlerde; Panavia F rezin simandan iki farklı zaman periyodu ile iki farklı dentin kalınlığı grubunda salınan HEMA ölçüm sonuçları Çizelge 3.3'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.3. Panavia F 2.0 rezin simanın çürüklü ve çürüksüz dişlerde, 2 farklı periyot aralığı ile dentin kalınlığında HEMA salınım miktarı sonuçları (Ortalama ± Standart sapma) (n=10).

	4,32 dakika		**24 saat**	
	Dentin Kalınlığı			
	0,5-1,9 mm	**2-3,5 mm**	**0,5-1,9 mm**	**2-3,5 mm**
Çürüksüz	3,12E-05 ± 3,81E-05	1,8E-05 ± 3,2E-05	7,50E-05 ± 13E-05	1,90E-05 ± 3,14E-05
Çürüklü	4,2E-06 ± 5,7E-06	7E-07 ± 2,2E-06	7,53E-06 ± 8,94E-06	5,59E-06 ± 7,5E-06

** Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır.*

Testler sonucunda pulpa odasına salınan HEMA değerleri; yapıştırıcı kompozit rezin siman (Panavia F, Rely X ARC, Multilink Automix), zaman periyodu (4, 32 dakika ve 24 saat), kalan dentin kalınlığı (0, 5-1, 9 ve 2-3, 5 mm), çürük varlığı (çürüklü veya çürüksüz) dikkate alınarak dört yönlü varyans analizi (ANOVA) ve bunu takiben Tukey HSD testlerine tabii tutulmuştur.

Dört yönlü varyans analizi sonuçları; HEMA salınımı bakımından çürük varlığı (p=0, 469) ile zaman periyodunun (p=1, 000) istatistik olarak önemli farklılık oluşturmadığını göstermiştir. Kalan dentin kalınlığı, yapıştırıcı siman açısından istatistik olarak önemli farklılık oluşturmaktadır (p<0, 05). Çürük varlığı ile zaman periyodu arasında istatistik olarak önemli bir etkileşim yok iken (p>0, 05); kalan dentin kalınlığı ile yapıştırıcı siman arasında önemli bir etkileşim olduğu görülmüştür (p<0, 05) (Çizelge 3.4). En fazla HEMA salınımı; 0, 5-1, 9 mm kalan dentin kalınlığında Multilink Automix rezin simanında tespit edilmiştir (p=0, 001).

Çizelge 3.4. Dört yönlü varyans analizi (ANOVA) tablosu.

	KT	SD	KO	F	Sig.
Cürük varlığı (A)	3,240E-09	1	3,240E-09	,527	,469
Kalan dentin kalınlığı (B)	5,976E-08	1	5,976E-08	9,714	,002
Zaman periyodu (C)	,000	1	,000	,000	1,000
Yapıştırıcı siman (D)	1,036E-07	2	5,181E-08	8,421	,000
A * B	1,516E-09	1	1,516E-09	,246	,620
A * C	,000	1	,000	,000	1,000
B * C	,000	1	,000	,000	1,000
A * B * C	,000	1	,000	,000	1,000
A* D	6,605E-09	2	3,302E-09	,537	,585
B * D	8,255E-08	2	4,127E-08	6,709	,001
A * B* D	1,098E-09	2	5,491E-10	0,89	,915
C * D	,000	2	,000	,000	1,000
A * C * D	,000	2	,000	,000	1,000
B * C * D	,000	2	,000	,000	1,000
A * B * C * D	,000	2	,000	,000	1,000

**Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır.*

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

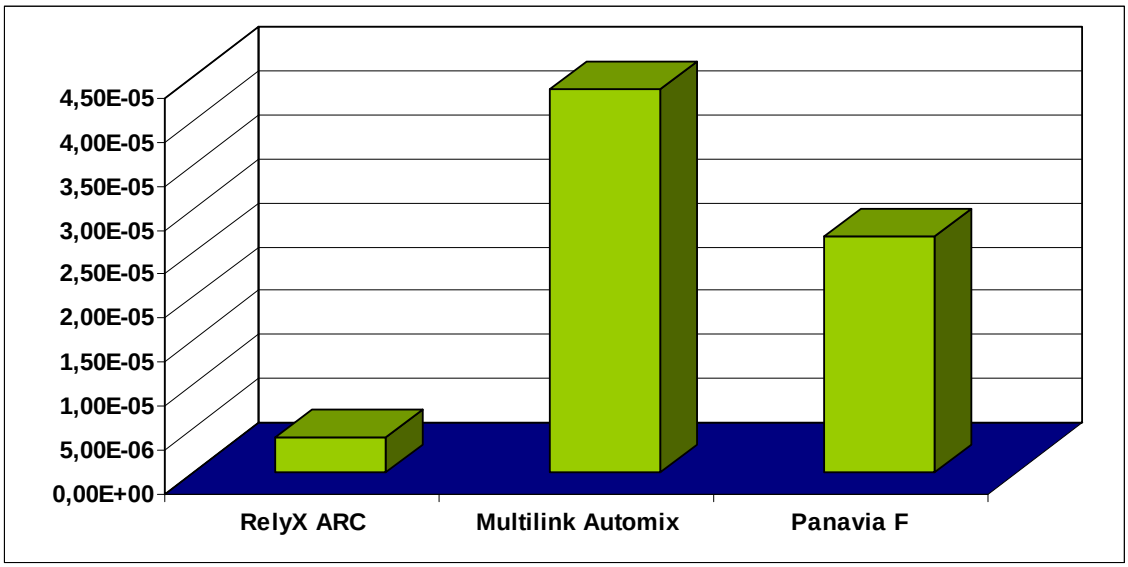
Yapıştırıcı simanlar arasındaki farklılığı değerlendirmek için Tukey HSD testi yapılmıştır (Çizelge 3.5). HEMA salınımı açısından yapılan değerlendirmede; Multilink Automix ile RelyX ARC ve Panavia F arasındaki fark istatistik olarak önemli iken (p<0, 05), Panavia F ile RelyX ARC arasında istatistik olarak önemli fark görülmemiştir (p=0, 615) (Çizelge 3.6). En fazla HEMA salınımı Multilink Automix, en az salınımı ise RelyX ARC göstermiştir (p<0, 05) (Şekil 3.1).

Çizelge 3.5. Tukey HSD testi sonuçları.

		Standart Hata	Sig.
RelyX ARC	Multilink	,00001	**,000**
	Panavia F	,00001	**,615**
Multilink	RelyX ARC	,00001	**,000**
	Panavia F	,00001	**,009**
Panavia F	RelyX ARC	,00001	**,615**
	Multilink	,00001	**,009**

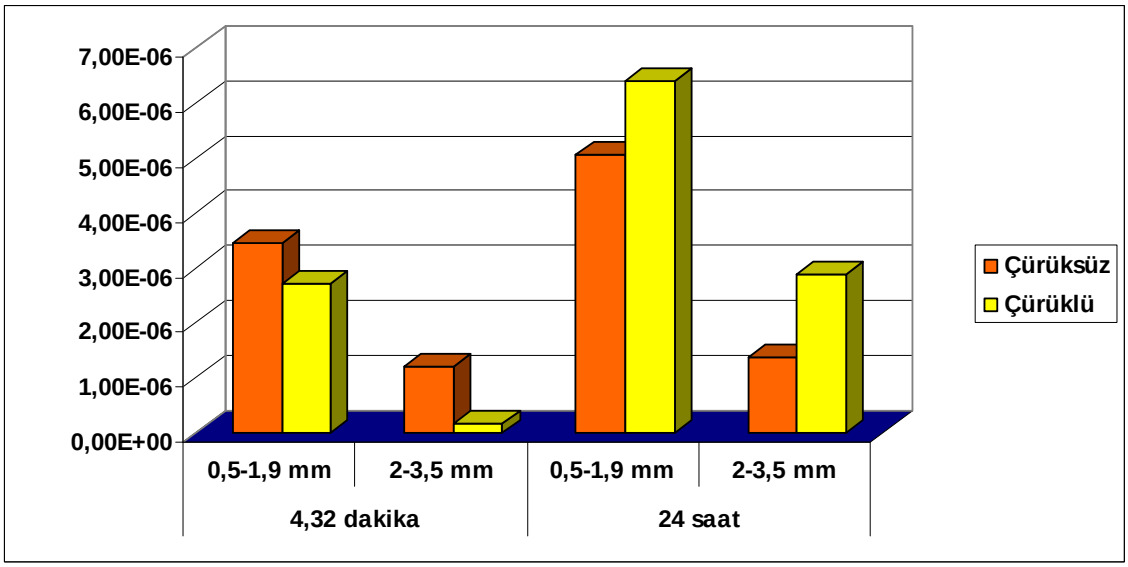
Çizelge 3.6. Duncan Gruplandırması.

RelyX ARC	A
Multilink Automix	B
Panavia F	A



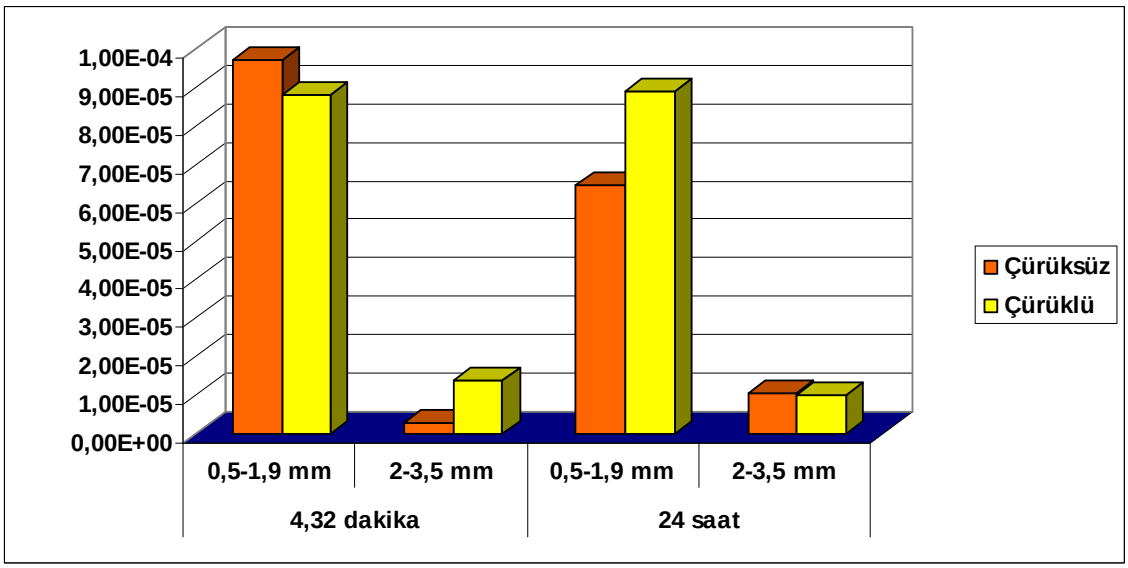
Şekil 3.1. Rezin simanlardan salınan toplam HEMA miktarı (Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır).

RelyX ARC rezin simanından en fazla HEMA salınımı; 24 saat sonunda ve 0, 5-1, 9 mm kalan dentin kalınlığında gözlendi (Şekil 3.2).



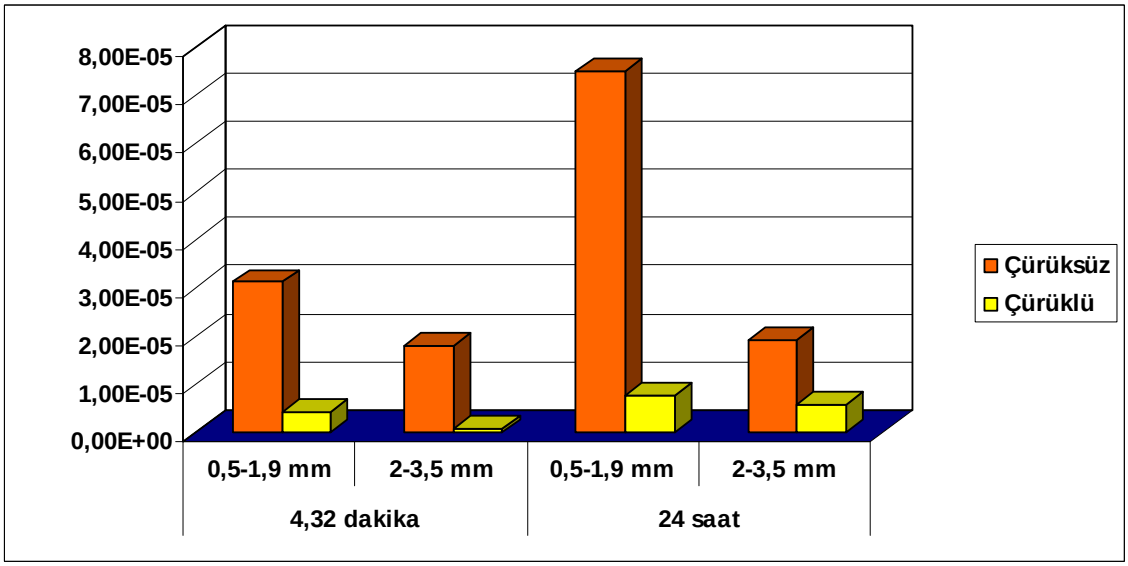
Şekil 3.2. RelyX ARC rezin simanından HEMA salınımı (Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır).

Multilink Automix rezin simanından en fazla HEMA salınımı; çürüklü ve çürüksüz dişlerde 0, 5-1, 9 mm kalan dentin kalınlığında gözlendi (Şekil 3.3).



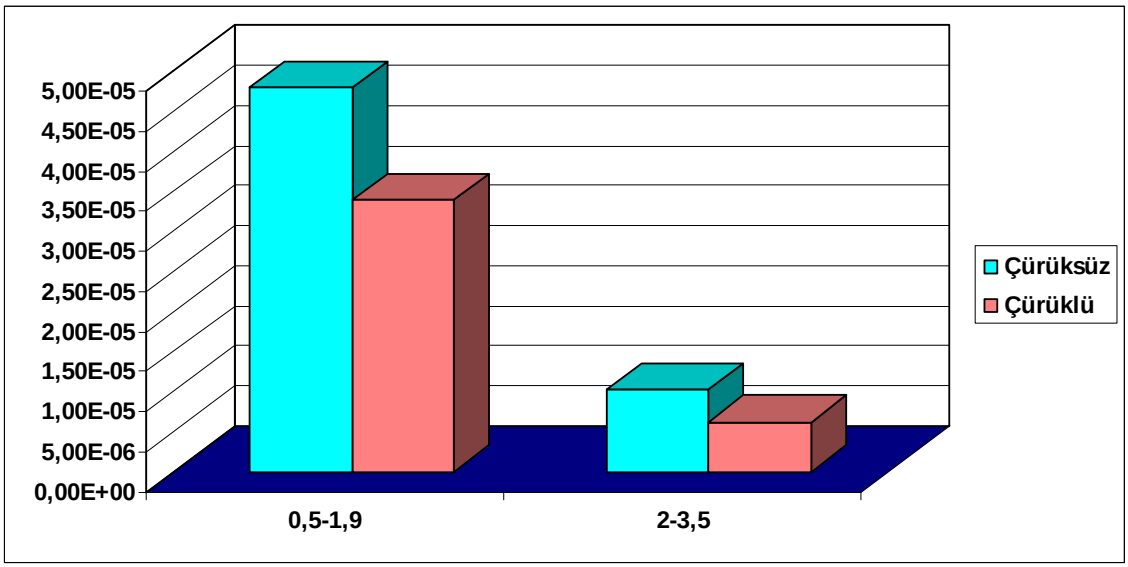
Şekil 3.3. Multilink Automix rezin simanından HEMA salınımı (Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır).

Panavia F rezin simanından en fazla HEMA salınımı; çürüksüz dişlerde 24 saat sonunda 0, 5-1, 9 mm kalan dentin kalınlığında gözlendi (Şekil 3.4).



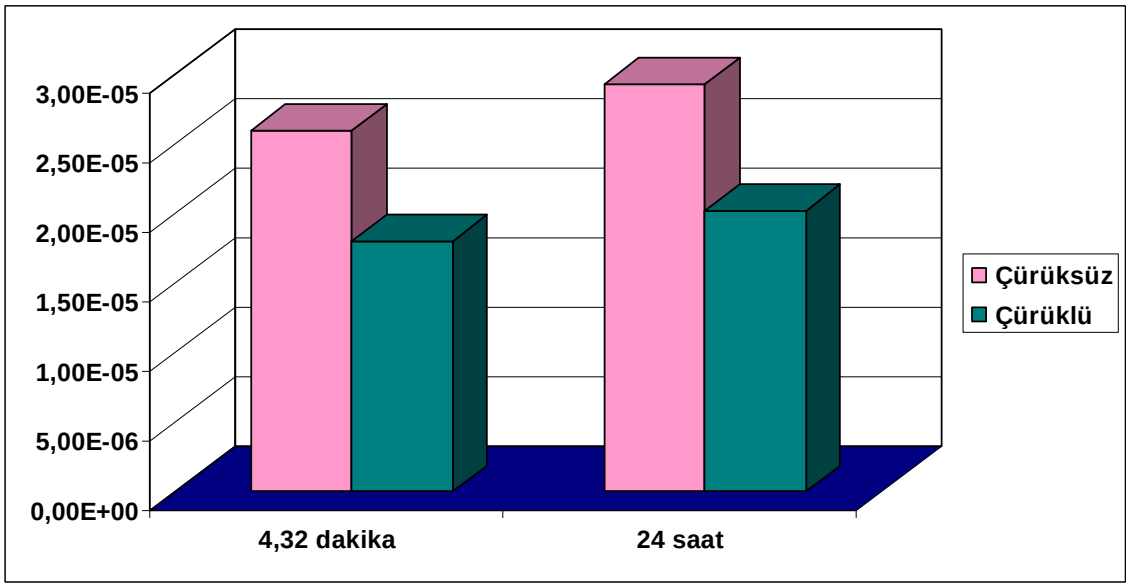
Şekil 3.4. Panavia F rezin simanından HEMA salınımı (Değerler molarite (M) cinsinden hesaplanmıştır).

Çürüklü ve çürüksüz dişlerde; kalan dentin kalınlığı arttıkça HEMA salınım miktarı da azalmaktadır (p<0, 05) (Şekil 3.5).



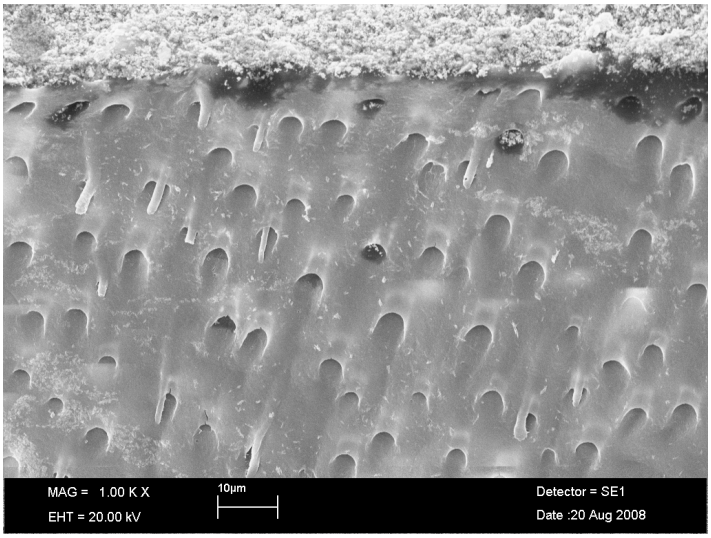
Şekil 3.5. Dentin kalınlıklarına göre rezin simanlardan salınan toplam HEMA miktarı.

Rezin simanlardan en fazla salınımın 24 saat sonunda olduğu görülmüştür. Ancak 4, 32 dakika ile 24 saat arasında istatistik olarak önemli bir fark bulunmamaktadır (Şekil 3.6).

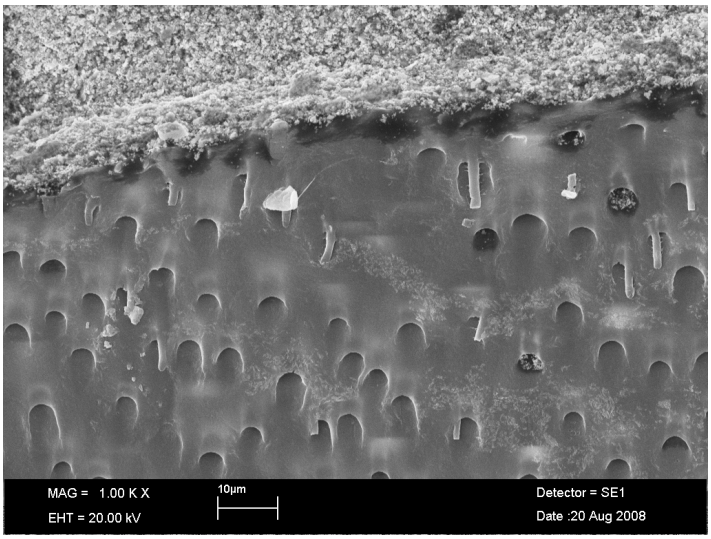


Şekil 3.6. Zaman periyoduna göre rezin simanlardan salınan toplam HEMA miktarı.

Yapılan SEM incelemesi sonucunda; çürüklü örneklerde dentin tübül sayısında azalma gözlenmiştir. Her iki grup örneklerinde rezin tag dağılımı benzer şekildedir (Resim 3.7 ve 3.8).



Resim 3.7. Çürüksüz bir dişte dentin yüzeyinin SEM görüntüsü



Resim 3.8. Çürüklü bir dişte dentin yüzeyinin SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Günümüz modern dişhekimliğinde, estetik önemli bir kavram olarak karşımıza çıkmaktadır (Cavel ve ark 1988, Christensen 1989, Baratieri ve ark 1996). Estetiğe verilen önemin gittikçe artması nedeniyle hasta ve hekimin beklentilerine yanıt verebilmek için, restoratif dişhekimliğinde yoğun bilimsel çalışmalar devam etmektedir. Son 60 yıl içerisinde teknik ve materyallerdeki gelişmeler daha mükemmel restorasyonların yapımını sağlamıştır. Kullanılan klasik amalgam veya döküm restorasyonların yerini kompozit veya porselen restorasyonlar almıştır (Qualtrough ve ark 1990). Sabit protezlerde estetik amaçla kullanılan tüm materyaller arasında, doğal dişle renk uyumunun en iyi sağlandığı materyal porselendir. Sertliklerinin mineye yakın olması, kırılmaya karşı dirençli olmaları ve doğal diş ile mükemmel uyum göstermeleri porselen restorasyonların tercih nedenlerinin başında gelmektedir (Qualtrough ve ark 1990, Hayashi ve ark 2000). Son yıllarda tam porselen restorasyonlara olan ilgi gün geçtikçe artmakta; porselen inleyler, onleyler ve kronlar popülarite kazanmaktadır (Seiber 1993, Christensen 1999). 1998 yılında ise lityum disilikat ve lityum ortofosfat kristalleri ile güçlendirilmiş yeni bir alt yapı porseleni hazırlanmıştır. Bu alt yapının üzerine mine dokusunun hidroksiapatit kristalin yapısını taklit eden sentetik bir kristal olan floroapatit kristalleri içeren bir porselen uygulanmaktadır (IPS Empress 2). Bu sistem yaklaşık %60 oranında kristal yapı içermektedir ve 350±50 MPa gerilme direnci göstermektedir (IPS Empress 2 1997). Doğal translusentlik, bukalemun etkisi, yeterli esneme dayanıklılığa sahip olması, karşıt doğal diş aşınmasının daha az olması, mineye yakın termal genleşme katsayısı (IPS Empress 2 1997, Holand ve ark 2000, Akgüngör ve ark 2005) gibi olumlu özelliklerinden dolayı bu çalışmada inley restorasyonların yapımında, posterior dişlerde estetik tedavi seçeneklerinden biri olan IPS Empress 2 porselen sistemi tercih edilmiştir.

Porselen inley preparasyonunun temeli, restorasyonun form ve fonksiyonunun uzun dönem muhafaza edilmesi amacıyla, kalan diş yapısının korunması ve güçlendirilmesine dayanmaktadır (Garber ve Goldstein 1994, Öztürk 2001). Preparasyon, restoratif materyal için yeterli kalınlık sağlayacak ve kırık oluşumuna neden olabilecek stresi önleyecek şekilde hazırlanmalıdır. Stres oluşumunu engellemek ve restoratif materyalin iyi adapte olmasını sağlayabilmek için internal açılar yuvarlanmakta ve marjinler düzeltilmektedir. Restorasyonun

marjinal dayanıklılığının sağlanması için, tüm marjinlerin kavite yüzey açısı 90º butt-joint olmalıdır (Robbins ve Fasbinder 2006, Uzun 2006). Preparasyon sırasında vertikal duvarları oluşturmak için, dişin uzun aksı boyunca tek bir yönde frez kullanılır. Okluzal kavite en az 2 mm derinlikte olmalıdır (Uzun 2006). Bu nedenle çalışmamızda açılan Sınıf I inley kavitelerinin genişliğini ve restorasyonun 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.

Rezin materyallerin farklı komponentleri, sulu fazda salınabilmektedir (Gerzina ve Hume 1996, Geurtsen ve ark 1999, de Souza Costa ve ark 2006). Bu materyaller dentin gibi ıslak bir yüzeye uygulandığında; rezin bazlı materyallerden salınan polimerize olmamış serbest monomerler, dentin tübüllerinden diffüze olarak pulpaya ulaşabilirler (de Souza Costa ve ark 2000, de Souza Costa ve ark 2006). Derin dentindeki yüksek su içeriği, rezin materyallerin yeterli polimerizasyonunu engelleyebilir ve fazla miktarda polimerize olmamış komponentlerin salınmasına yol açabilir (de Souza Costa ve ark 2003, de Souza Costa ve ark 2006). Pelka ve ark (1999) erken salınan artık monomer miktarıyla rezinin yüzey miktarı arasında ilişki olduğunu savunmuşlardır. Uzun dönem salınımın ise, rezin materyalin ağırlığına ve hacmine bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Yapmış olduğumuz çalışmada, restorasyonun daha uygun bir şekilde kavite içerisine oturtulması ve bununla birlikte kavite tabanının her yerinde rezin simanın eşit kalınlıkta olmasını sağlamak amacıyla restorasyonun uyumu “fit checker” kullanılarak sağlandı ve akışkan kıvamlı silikon ile kontrol edildi.

1986 yılından günümüze adezyonun gelişimi ile birlikte tam porselen kronların, porselen laminatelerin, estetik inley ve onleylerin simantasyonunda (Degrande ve Roulet 1997); hem porselene hem de dişin sert dokularına kimyasal ve mekanik olarak bağlanabilen kompozit esaslı rezin simanlar kullanılmakta (Burke ve ark 1998) ve genellikle de dual sertleşen rezin simanlar tercih edilmektedir (Jung ve ark 2001). Dual sertleşen rezin simanların kullanımı ile; kalın inley restorasyonların altında kalan rezin simanın yeterli ışık alamaması sonucunda oluşabilecek yetersiz polimerizasyon, kimyasal yolla polimerizasyon ile minumum seviyeye indirilerek uygun restorasyon oturumu sağlanacaktır. Kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar ise genellikle metal destekli porselen restorasyonlar ya da opak, yüksek dirençli porselen restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır (Kramer ve ark

2000, Altıntaş 2007). Porselen restorasyonların yapıştırılmasında dentin bonding ajanların rezin simanlar ile birlikte kullanımının, polimerizasyon esnasında oluşan aralığı ve hassasiyeti azalttığı görülmüştür (Sorensen ve Munksgaard 1996a; Sorensen ve Munksgaard 1996b). Bununla birlikte rezin simanların porselen restorasyonlar ile kullanımı sırasında oluşabilecek yetersiz polimerizasyonuna bağlı olarak oluşan artık monomer salınımı da; toksisiteye, pulpa ve oral mukozada zararlı etkilere sebep olabilmektedir (Spagnuolo ve ark 2004). Rezin simanlar ile adeziv sistemlerin mikrosızıntıları, sitotoksisiteleri, biyouyumlulukları ve diğer özelliklerinin değerlendirilmesi açısından in vitro (Hebling 1999, Sano ve ark 1999, Bouillaguet ve ark 2002, Hashimoto ve ark 2002, Takahashi ve ark 2002, Hashimoto ve ark 2003, de Souza Costa ve ark 2006) ve in vivo (Hashimoto ve ark 2000, Hashimoto ve ark 2001, de Souza Costa ve ark 2002, Teixeira ve ark 2006) bir çok çalışma yapılmıştır. Biz de çalışmamızde porselen inley simantasyonunda güncel olarak kullanılan 2 tanesi dual, 1 tanesi kimyasal olarak polimerize olan 3 farklı rezin simandan salınan HEMA miktarını inceledik.

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). 25-40 µm kalınlığında "die spacer" kullanılması, uygun restorasyon oturumu sağlamaktadır (Fusayama ve ark 1964, Eames ve ark 1978, Campagni ve ark 1982, Donovan ve Cho 1999, Altıntaş 2007). Bu değerler göz önüne alınarak, çalışmamızda uygun siman kalınlığının oluşturulması ve eşit miktarda siman materyali elde etmek için siman aralığı 40 µm olacak şekilde die spacer uygulanmıştır.

Kendi kendine sertleşen kompozitler zaman içinde yerini ışık ile sertleşen kompozitlere bırakmıştır ve böylece diş hekimliğinde ışık kaynakları giderek önem kazanmıştır (Mills ve ark 1999). Klinik olarak iyi ve başarılı bir restorasyon için kullanılacak polimerizasyon protokolünün, seçilen ışık kaynağına ve kompozit sistemlere uygun olması gerekmektedir (Caughmann ve Rueggeberg 2002). Halojen ışık kaynakları, gerek ışığın çıkış gücünün arttırılabilirliği, gerekse farklı çıkış güçlerindeki ışığın aynı cihazla değişik sürelerde uygulanabildiği ışık kaynakları olmaları nedeniyle günümüzde dişhekimliğinde polimerizasyon amacıyla en yaygın

kullanılan ışık kaynaklarıdır (Gagliani ve ark 2002). 380-760 nm dalga boyundaki spektrum içerisinde görünür ışık yaymaktadırlar. Bu spektrumun bir parçası olan mavi ışık 400-500 nm' lik dalga boyuna sahiptir ve filtrelenme sonucu ışık kaynağı ucundan iletilmektedir (Caughmann ve Rueggeberg 2002). Rahiotis ve ark (2004), halojen ışık kaynaklarının Plasma Arc ve Light Emitting Diode ışık kaynaklarına oranla, restoratif rezinlerin polimerizasyonunda C=C çift bağlarının dönüşümünü daha iyi sağladığını bildirmişlerdir. Blackman ve ark (1990), porselen inley restorasyonu altında bulunan rezin simanın yeterli polimerizasyonunun sağlanabilmesi için, ışık kaynağı ile arasındaki mesafenin en fazla 3 mm olması gerektiğini vurgulamışlardır. Çalışmamızda kullanılan dual rezin simanların halojen ışık kaynağına duyarlı olması nedeniyle, ışık kaynağı olarak yüksek yoğunluğa sahip halojen ışık kaynağı seçilmiştir. Işık kaynağının ışık saçan ucu inley restorasyonlarının hemen üstüne yerleştirilerek ışık kaynağından çıkan ışının kavite tabanına yeterli derecede ulaşması sağlanmıştır.

Dentin üzerine uygulanan bir materyal; konsantrasyon seviyelerinin daha düşük olduğu yönde, pulpa yönünde diffüzyon yapacaktır. Diffüzyon; kalan dentin kalınlığı, diffüzyonel yüzey alanı, molekül büyüklüğü ve ağırlığı, uygulanan konsantrasyon, maddenin diffüzyon katsayısı, ısı ve dentinin hidrolik iletkenliği gibi pek çok faktöre bağlıdır (Alaçam ve ark 2000, Çetingüç 2005). Dentin geçirgenliği teorik olarak ekspoze tübül sayısı ve çapı ile doğru; kalan dentin kalınlığı ile ters orantılıdır (Pashley 1985). Dentin preparasyonu pulpaya yaklaştıkça, 1 mm^2' de zarar gören dentin tübüllerinin sayısı ve çapı artmakta ve buna bağlı olarak, pulpanın üzerinde kalan dentinin kalınlığı azaldıkça, geçirgenliğin artmasına neden olmaktadır (Seltzer ve Bender 1984). Pulpa odasından dışarıya doğru olan ve reaksiyona girmemiş monomerlerin diffüzyonunu inhibe ettiği düşünülen bir hidrostatik basınç bulunmaktadır (Vongosavan ve Matthews 1992, Pashley ve Matthews 1993, Kaga ve ark 2001). Bu basınca rağmen; monomerler diffüzyon yetenekleri ile pulpaya ulaşma eğilimindedirler (Gerzina ve Hume 1995, Kaga ve ark 2001). In vivo koşullarda pulpal hidrostatik basınç ağız içindeki basınçtan yüksektir (Pashley 1990). Pulpal hidrostatik basınç, dentinal sıvıyı yavaşça pulpadan yüzeye doğru yükseltmektedir. Ancak maddeler pulpaya doğru dentinal sıvının dışarı doğru hareket ettiğinden daha hızlı diffüzyon yapmaktadırlar (Pashley 1988). Camps ve ark., in vivo koşulları taklit etmek amacıyla nabızsal pulpal basınç uyguladıkları dişlerde, basınç olmayan

duruma göre bileşiklerin diffüzyonunun arttığını görmüşlerdir (Camps ve ark 1996b, Camps ve ark 1997b). Çalışmamızda, pulpal basıncı taklit etmek ve rezin simanlarda dentin tübülleri aracılığı ile pulpa odasına diffüze olan HEMA miktarını tespit etmek için 1mmHg hidrostatik basınç uygulanmıştır.

Bir monomerin diffüzyon katsayısı, moleküler ağırlığıyla ters orantılıdır. Molekül büyüklüğü ve ağırlığı arttıkça, molekülün diffüzyonu azalmaktadır (Pashley ve Matthews 1993, Camps ve ark 1997a, Alaçam ve ark 2000, Çetingüç 2005). Monomerlerin polimere dönüşmesinde rol oynayan çapraz bağ reaksiyonu, moleküler hareketliliği ciddi oranda azaltmakta ve polimerizasyon hızını düşürmektedir (Ferracane 1994). Monomer salınması en fazla polimerizasyon sırasında olmaktadır (Schedle ve ark 1998). HEMA, pek çok monomerle karşılaştırıldığında düşük olan molekül ağırlığı ve sudaki yüksek çözünürlüğü sebebiyle dentinden hızlı ve yüksek miktarlarda diffüzyon yapabilen bir moleküldür (Hamid ve Hume 1995). HEMA' nın molekül ağırlığı 130, 14' tür (Hamid ve Hume 1997a). Hidrofilik bir monomer olan HEMA, birçok bonding sistemin içinde yer alan temel komponentlerden biridir (Rathke ve ark 2007). HEMA, ıslatıcı ajan olarak görev yapmaktadır. HEMA içeren primer' ler kollajen kollapsını önlemekte, kollaps olmuş kollajen ağını düzeltmektedir (Hitmi ve ark 2002). Adeziv dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılan HEMA, çoğunlukla hacim olarak %35-55 konsantrasyonlarda ve geri kalanı da su olacak şekilde bulunmaktadır (Pashley ve ark 1998). Dentin bonding sistemlerde kullanılan primer' lerin içerisine HEMA ilavesi ile, bağlantı dayanıklılığında artış gerçekleşmektedir (Eick ve ark 1993). Bonding sistemlerde; su-HEMA karışımından su buharlaştığında, uçucu olmayan HEMA' nın konsantrasyonu artmaktadır. HEMA konsantrasyonundaki bu artış, suyun buhar basıncını azaltmaktadır ve bu durum kalan suyu uzaklaştırmayı da zorlaştırmaktadır. Bu artık su, adeziv monomerlerin polimerizasyonunu engellemekte ve hibrid tabakasının kalitesi de azalmaktadır (Pashley ve ark 1998). Self-etch bonding sistemlerde HEMA; hidrofobik ve hidrofilik monomerlerin tek bir solüsyonda karıştırılabilmesine yardım etmekte ve bu monomerleri su içerisinde çözmek için ko-solvent gibi görev yapmaktadır. HEMA, suyu tutabilmekte ya da adeziv içinde su tutulumunu arttırmaktadır ve böylece polimerizasyon derecesi azalmakta ve sonuç bağlanmanın uzun süreli stabilitesi zarar görmektedir. Ayrıca, HEMA' nın lineer polimerizasyonu, polimer zincirlerinin çapraz bağlanmalarını engellemektedir, bu da

bonding sistemin mekanik özelliklerini düşürmektedir (Van Landuyt ve ark 2005, Rathke ve ark 2007). HEMA' nın dentinden yüksek miktarda ve hızlı diffüzyonu; dentin tübüllerinde ya da hibrid tabakasında serbest, polimerize olmamış HEMA olduğunu göstermektedir. Hibrid tabakada ve dentin tübüllerinde bulunan artık su, polimerik dönüşümü azaltmakta ve bu nedenle de monomer salınımını arttırmaktadır (Hamid ve Hume 1997a, Hamid ve ark 1998). Hibrid tabaka, monomer salınımı için bir depo görevi görmektedir (Gerzina ve Hume 1994). HEMA, dental materyalin dişe yerleştirilmesinden hemen sonra pulpa odasına ulaşabilmektedir (Hamid ve ark 1998). Çalışmamızda, rezin simanlar ve adeziv sistemlerde sıklıkla bulunan HEMA' nın diffüzyonu değerlendirilmiştir.

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 Achilias 2005). Son yıllarda dişhekimliğinde kullanılan materyallerin analizinde GC ve HPLC daha çok tercih edilmektedir. 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, Altıntaş 2007). HPLC, dişhekimliğinde artık monomer içeren dental polimerlerin ve kompozitlerin analizinde kullanılmaktadır (Munksgaard ve ark 2000). Çalışmamızda, rezin simanlardan salınan HEMA' nın değerlendirilmesinde güçlü bir analitik ölçüm cihazı olan HPLC kullanılmıştır.

Su, etanol, metanol, asitonitril, tükürük gibi çeşitli çözücüler monomer salınımlarını incelemek amacıyla araştırmalarda kullanılmıştır (Wu ve Mckinney 1982, Ferracane ve Condon 1990, Lee ve ark 1995). Etanol materyalde geri dönüşü olmayan ayrışmalara neden olmaktadır. Çünkü etanol matrikse penetre olmakta 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, Altıntaş 2007). Hidrofilik bir monomer olan HEMA (Rathke ve ark 2007), suda yüksek çözünürlüğe sahiptir (Hamid ve Hume 1995). Araştırmacılar rezin materyallerin iyon salınımının incelenmesi için distile suyu önermektedir ve artık monomerlerin tespitinde birçok araştırmacı tarafından distile su kullanılmıştır (Hamid ve Hume 1997a, Hamid ve Hume 1997b, Hamid ve

ark 1998, Çetingüç 2005, Çetingüç ve ark 2007). Rezin simanlarda HEMA salınımının değerlendirildiği çalışmamızda, salınabilecek maksimum HEMA miktarını tespit etmek için distile su kullanılmıştır.

Kalan dentin kalınlığı, patolojik ve iatrojenik etkenlere karşı mükemmel bir bariyer görevi görmektedir (Hatton ve ark 1994). Pulpayı korumayı hedefleyen kaide materyalleri dentinin özelliklerini gösteremediklerinden, pulpayı dentinden daha iyi koruyabilen başka hiçbir materyal bulunmamaktadır (Hilton 1996). Genellikle 2 mm kalınlığındaki dentinin operatif işlemlere ve restorasyon mataryallerine karşı pulpayı korumak için yeterli olduğu bildirilmiştir (Bayırlı ve Şirin 1982). Ancak; süt dişlerinde ve tüm ön dişlerde dentinin kalınlığı nadiren 2, 5 mm' yi geçmektedir, bu nedenle bu rakam oldukça kritiktir (Greeley 1981). Yapılan araştırmalarda bazı kompozit restorasyonlar, 2 mm kalınlıktaki primer dentini bile geçip pulpayı etkilemiştir. Kalan dentin kalınlığı azaldıkça, pulpanın reaksiyonu artmaktadır (Bayırlı 1992). Hanks ve ark. (1988) ile Hebling ve ark. (1999) ise; 0, 5 mm' lik kalan dentin kalınlığının pulpa dokusunu toksik maddelerin diffüzyonununa karşı korumada yeterli olduğunu bildirmişlerdir. Hebling ve ark., dental kavitenin kalan dentin kalınlığı 300 µm' den az olduğunda iltihabi pulpa cevabı oluştuğunu gözlemlemişlerdir (Hebling ve ark 1999). Pashley' e göre ise; pulpanın pembeliğinin görünmeye başladığı ve yaklaşık olarak 0, 5 mm kalan dentin kalınlığı olduğu klinik durumlar, kanama olmasa bile fonksiyonel ekspoz olarak kabul edilmektedir (Pashley 1990). Buna karşılık Hume, dentinin orta derecedeki kalınlığı (1 mm veya daha fazla); pulpal hücreleri maddelerin kimyasal bileşiklerinden koruduğunu savunmaktadır (Hume 1994). 1 mm kalınlıkta bir dentin bariyeri; uygulanan materyalin konsantrasyonunu 100-1000 kat azaltmaktadır (Pashley ve Pashley 1991). Gerzina ve Hume (1996), Gwinnett ve Tay (1998) ile Hebling ve ark. (Hebling ve ark 1999); ne hibrit tabakasının ne de ince bir kalan dentin kalınlığının dentin tübüllerinden rezin monomerlerin diffüzyonunu tam olarak engelleyemeyeceğini bildirmişlerdir. Çetingüç ve ark. (2007); 0, 5 mm' lik kalan dentin kalınlığında kümulatif HEMA salınımının, 2 mm' lik kalan dentin kalınlığında kümulatif HEMA salınımından yaklaşık olarak 2 kat fazla olduğunu bulmuşlardır. Hamid ve Hume (1997a); HEMA ve TEGDMA' nın farklı kalan dentin kalınlıklarında dentinden diffüzyonunu inceledikleri çalışmalarında; dentin kalınlıklarını 3,4-3,6; 2,4-2,6; 1,4-1,6 ve 0,4-0,6 mm olarak belirlemişler ve kalan dentin kalınlığı azaldıkça HEMA ile

TEGDMA diffüzyonunun arttığını bulmuşlardır. Hamid ve ark. (1998), cam iyonomer ve kompomer simanlarından sızan artık monomerleri araştırdıkları çalışmalarında 1, 6-2, 0 mm' lik kalan dentin kalınlığını değerlendirmişlerdir. Rathke ve ark. (2007) farklı tip bonding sistemlerinden salınan HEMA' yı inceledikleri çalışmalarında, 0, 5 ve 0, 25 mm olmak üzere iki farklı dentin kalınlığı kullanmışlar ve önceki çalışmalara benzer şekilde 0, 25 mm dentin kalınlığında daha fazla HEMA salınımı olduğunu bulmuşlardır. Çalışmamızda önceki araştırmaların sonuçlarına benzer şekilde; 0, 5-1,9 mm ve 2-3,5 mm olmak üzere 2 farklı kalan dentin kalınlığı kullanılmış ve dentin kalınlığı azaldıkça HEMA diffüzyonu artmıştır.

Pulpanın dentin çürüğüne karşı ilk reaksiyonu peritubuler dentinin artması ile oluşan dentin sklerozudur; skleroz, çürüğün hızının yavaşlamasını sağlamaktadır. Çürük varlığında ilk olarak, primer dentinin dentin kanalları yavaş yavaş mineralize olmaktadır. Çürüğe karşı oluşan sklerotik reaksiyonun bir kısmı olarak, peritubuler ve intertubuler dentin içinden çıkarılan kollajen tabiatındaki organik madde miktarında bir artma olmaktadır. Bu olgularda, geniş remineralizasyon kristalleri çürüğün altındaki dentin kanallarında birikmektedir. Daha büyük irritasyon olduğunda, odontoblastlar dejenere olmakta ve "ölü alanlar" oluşmaktadır (Trowbridge 1988). Ölü alan bölgesindeki dentin kanallarının boş olması nedeniyle, bu bölgenin geçirgenliği fazladır. Zararlı maddeler pulpaya daha kolay ulaşabilmektedir. Bununla birlikte pulpa, ölü alan altında tamir dentini yaparak geçişi önlemektedir (Osborn ve TenCate 1976, Kim ve Trowbridge 1994). Çürük temizlendikten sonra bile tübüllerde bakteriler kalabilmekte ve bakteriler dentine penetre olarak geçirgenliği azaltmaktadır (Michelich ve ark 1980, Pashley ve ark 1982, Pashley 1990). Hamid ve Hume (1997b), yaptıkları çalışma sonucunda ciddi şekilde çürüklü dentinin, HEMA ve TEGDMA için orta ve hafif çürüklü dentinden daha geçirgen olduğunu belirtmişlerdir. Buna karşılık yine Miller ve Massler (1962), çürük dentinin farklı boyalara normal dentinden daha az geçirgen olduğunu bildirmişlerdir. Pashley ve ark (1991), çürük dentin altındaki dentinin hidrolik iletkenliğinin normal dentinden daha az olduğunu göstermişlerdir. Araştırmacılar bu azalmanın, çürük lezyonu altında bulunan ölü alanlar ya da sklerotik dentin sebebiyle olabileceğini ileri sürmüşlerdir (Miller ve Massler 1962, Ohgushi ve Fusayama 1975, Kuboki ve ark 1977, Hamid ve Hume 1997b). Çalışmamızın sonucunda çürüklü dentin temizlendikten sonra uygulanan inley restorasyonlar altındaki rezin

simanlardan monomer sızıntısı, çürüksüz olanlara göre daha azdı, fakat aradaki fark istatistiksel olarak önemsizdi. Yapılan SEM incelemesi sonucunda da; çürüklü dentin tübül sayısında azalma gözlenmiş; çürüklü ve çürüksüz dişlerde rezin tag dağılımının benzer şekilde olduğu tespit edilmiştir. HEMA diffüzyonu incelendiğinde ise; çürüklü dentin temizlendikten sonra uygulanan inley restorasyonlar altındaki diffüzyonun çürüksüz olanlara göre daha az olduğu görüldü; fakat aradaki fark istatistiksel olarak önemsizdi.

Literatürde artık monomerlerin tamamen salınımı için gerekli zaman hakkında çelişkili düşünceler bulunmaktadır. Bazı literatürlerde salınımın tamamlanmasının 1-7 gün içerisinde gerçekleştiği vurgulanmıştır (Tanaka ve ark 1991, Ferracane 1994). Buna karşın bazı araştırma sonuçlarında ise salınımın tamamlanması için 30 gün gerektiği belirtilmiştir (Ferracane 1994). Hamid ve ark., ışıkla polimerize olan 6 cam iyonomer ve 1 kompomer simandan direkt suya ve dentin aracılığıyla pulpa odasına 30 günlük zaman periyodu içinde salınan monomerleri değerlendirdikleri çalışmalarında, sadece HEMA' nın salınım yaptığını ve en yüksek ortalama salınım miktarının ise 0-4,32 dakikalık ilk zaman periyodunda gerçekleştiğini, 1 günden sonra ise salınımın giderek azaldığını gözlemlemişlerdir (Hamid ve ark 1998). Çetingüç ve ark.; genç ve yaşlı süt dişlerinde dentin bonding ajanlardan HEMA salınımını inceledikleri çalışmaları sonucunda, en yüksek miktardaki ve en hızlı HEMA salınımını ilk 4,32 dakikada gözlemlemişlerdir. 72 saatteki kümülatif HEMA salınımının %50'si ilk 4, 32 dakikada gerçekleşmektedir (Çetingüç ve ark 2007). Çalışmamızda, tüm rezin simanlardan salınan toplam monomer miktarları incelendiğinde zamana bağlı olarak monomer miktarlarında artış görülmüş ve salınan toplam monomer miktarı 24 saat sonunda en üst konsantrasyona ulaşmıştır. Ancak zaman periyotları arasında istatistiksel olarak fark tespit edilmemiştir.

Rezinler, yeterli fiziksel özelliklere sahip olmasına karşın; in vivo çalışmalar rezinlerin klinik uygulamalarının şiddetli pulpa irritasyonuna neden olabileceğini göstermektedir. Bu çalışmalarda; bu materyallerin uygulanmasını takiben kan damarlarında genişleme ve tıkanma, odontoblastlarda yer değiştirme ya da dentin matriks depozisyonu olduğu belirtilmektedir (Franquin ve Brouillet 1989, Elbaum ve ark 1992, Hebling ve ark 1999). Bununla birlikte in vitro çalışmalar, rezin komponentlerinin fibroblast hücre hattına karşı belirli toksik etki gösterirken (Hanks

ve ark 1991, Hanks ve ark 1992, Hashimoto ve ark 1997, de Souza Costa ve ark 1999); bazı in vivo çalışmalar ise adeziv sistemleri de içinde barındıran kompozit rezinlerin pulpa ile biyouyumlu olduğunu göstermektedir (Cox ve ark 1987, Akimoto ve ark 1998, de Souza Costa ve ark 1999). Dental materyallerin biyolojik dokulara karşı istenmeyen etkileri genel olarak toksik ya da aşırı duyarlılık (alerji) reaksiyonlarıdır (Jontell ve ark 1995, Bergenholtz ve ark 1997). Bu iki etkinin de oluşabilmesi için, materyallerden biyolojik aktif komponentlerin salınması gerekmektedir. Yaygın olarak kullanılan bu materyallerin sistemik toksisite oluşturma riski çok düşüktür, çünkü salınan kimyasal maddelerin miktarı azdır ve buna bağlı olarak da vücudun herhangi bir yerinde oluşan konsantrasyonu da az olacaktır. Ancak dentin aracılığıyla pulpa odasına diffüze olan komponentlerin konsantrasyonu yeterli ise, lokal toksisite özellikle de pulpal toksisite gerçekleşebilmektedir (Hamid ve ark 1998). Pulpada meydana gelen reaksiyonun derecesi; pulpanın interstisyel sıvısındaki toksinin dozuna ya da konsantrasyonuna bağlıdır. Herhangi bir sebeple pulpal kan akımının azalması (okluzal travma, restoratif işlem, farmakolojik ajan) pulpal interstisyel sıvıda yabancı madde konsantrasyonunun artmasına sebep olarak, pulpada immünolojik ya da inflamatuar reaksiyonların başlamasına neden olmaktadır (Pashley ve Augusta 1979, Çetingüç 2005). In vivo koşullarda doku yapılarının karmaşıklığı, diğer moleküllere bağlanabilen çeşitli moleküllerin (albümin) varlığı, pulpa dokusunun kanlanması ve çeşitli parakrin ve hormonal etkiler sebebiyle diffüzyon yapan moleküllerin konsantrasyonu ve hücresel cevaplar farklılık göstermektedir (Hanks ve ark 1994, Çetingüç 2005). Dentin, üzerine uygulanan HEMA solüsyonunun konsantrasyonunu, intrapulpal basınca, dentinal sıvıyla etkileşimine ve seyrelmesine ve dentin kalınlığına bağlı olarak 1000-20000 kez seyreltebilmektedir (Bouillaguet ve ark 1996, Hashieh ve ark 1999, Çetingüç 2005). Bizim çalışmamızda kullanılan distile suyun HEMA' nın in vivo koşullardakinden fazla diffüzyon yapmasına sebep olmuş olabileceği unutulmamalıdır.

HEMA' nın hücre düzeyinde toksik etkilerini ve toksik etki oluşturabilen miktarlarını belirlemek amacıyla birçok çalışma yapılmıştır. Yapılan in vitro çalışmalar rezin içeriğinin; memeli hücrelerinde metabolizmayı inhibe ettiğini (Hanks ve ark 1991, Ratanasathien ve ark 1995, Geurtsen ve ark 1998, de Souza Costa ve ark 2002) ve makrofaj mitokondriyal aktiviteyi baskıladığını (Rakich ve ark

1998, de Souza Costa ve ark 2002) bildirmektedir. Araştırmalar; dentin bağlayıcı ajanlardan hücre kültürüne, hücre metabolizmasını ya da aktivitesini baskılamaya yetecek miktarlarda bileşik salındığını göstermiştir (Bouillaguet ve ark 1998, Çetingüç 2005). Kaga ve ark' nın (2001) L929 hücrelerinin tirozin fosforilasyonu üzerinde dentin bonding ajanların sitotoksik etkilerini inceledikleri çalışmalarında; HEMA ya da TEGDMA' nın bu hücrelerin protein kompozisyonunu etkilemediğini bulmuşlardır. Bunun nedeni ise; yeterli polimerize edilmiş rezinlerde artık monomerlerin miktarları toksik sınırların altına inmektedir. Adezivlerin sitotoksisiteleri foto-aktivasyon süresinin artmasıyla azalmaktadır. L929 fare fibroblastları ile sığır pulpa hücrelerinin dental rezin komponentlerine tepkisinin incelendiği bir çalışmada; HEMA ile MMA' nın sitotoksik etkisinin çok düşük olduğu bulunmuştur (Thonemann ve ark 2002).

Mitokondriyal aktiviteyi %50 oranında baskılayan toksik ajan konsantrasyonuna ise, TC50 konsantrasyonu denilmektedir (Kaga ve ark 2001). Ratanasathien ve ark. (1995), dentin bonding ajanların monomer komponentlerinin ikili kombinasyonlarının sitotoksik etkilerini araştırmışlar ve TC50 değerleri baz alarak, Balb/c 3T3 fare fibroblastlarında 24 ve 72 saat sonunda monomerlerin sitotoksisitelerini Bis-GMA>UDMA>TEGDMA>HEMA olarak sıralamışlardır. HEMA için TC50 değerleri 10-35 $x10^3$ µM arasındadır (Thonemann ve ark 2002). Hanks ve ark. (1991) salınan HEMA' nın toksik değerini ise 3600 µM olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamız sonucunda pulpa odasına diffüze olan HEMA miktarları 3,21-49,5 µM arasında değişmektedir. Bu sonuçlar önceki araştırmacıların sonuçlarına göre toksik seviyenin altındadır.

Sitotoksite, mitokondriyal enzim olan süksinik asit (SDH) aktivitesinin ölçümü ile de değerlendirilmektedir (Kaga ve ark 2001). Bouillaguet ve ark., HEMA' nın SDH aktivitesini 12 saatte %50 oranında azalttığını bildirmişlerdir. 24 saatte SDH aktivitesini %50 oranında düşüren HEMA konsantrasyonu 4 $x10^3$ µM iken; 12 saatte bu değer 13 $x10^3$ µM olarak bulunmuştur. Pek çok dentin bağlayıcı sistemde kullanıldığı gibi %50' lik HEMA solüsyonu (4 µM) asitle pürüzlendirilmiş yaklaşık 1 mm kalınlığındaki dentin tarafından; dentinal sıvı basıncı olmadığında 2500 kat, 10 cm H_2O basınçta ise 20000 kat seyreltilebilmektedir. Böylece pulpadaki konsantrasyonu 0,2-1,6 $x10^3$ µM olmaktadır. 12 saatte en az 2-3 µM HEMA'nın hafif toksisite oluşturacağı düşünülürse; akut sitotoksisite riski çok düşük olacaktır.

Yazarlara göre, her ne kadar toksisite riski kabul edilebilir sınırlarda olsa da; aşırı duyarlılık, kompleman aktivasyonu gibi başka yan etkiler meydana gelebilmektedir (Bouillaguet ve ark 1996, Çetingüç 2005). Çalışmamızda elde edilen değerler (3,21-49,5 µM), 24 saatte SDH aktivitesini %50 oranında düşüren HEMA konsantrasyonun ($4 x10^3$ µM) altındadır.

Mutajenik etki ve alerji için salınan maddenin belli konsantrasyonda olması gerekmemektedir (Schmalz 1998). Bu nedenle salınan bileşiklerin tüm konsantrasyonları biyolojik olarak tehlike oluşturabilmektedir. Yaşam süresince popülasyonun yaklaşık %10' u alerjiyle karşı karşıya gelmektedir. Popülasyon üzerinde allerjenlerin test edildiği bir çalışmada, popülasyonun 1/3' ü reaksiyon göstermiş, ancak büyük çoğunluk semptom ya da rahatsızlık göstermemiştir (Weeke ve ark 1986, Munksgaard 1992). Bu nedenle; alerjik dental materyallerle tedavi edilen hastalar değerlendirildiğinde, bazıları reaksiyon gösterecektir ve bunlardan sadece birkaçı dental materyale karşı reaksiyon olarak açıklanabilecek klinik semptomlara sahip olacaktır (Munksgaard 1992). Hastalar arasında yan etkilerin insidansının düşük olmasının (Hensten-Pettersen ve Jacobsen 1991, Kallus ve Mjor 1991, Munksgaard 1992) nedeni, büyük olasılıkla restoratif materyallerin neredeyse çözünmez olmasıdır (Munksgaard 1992). Sadece çözünebilen materyaller vücutta reaksiyonlara neden olmaktadır.

Paranjpe ve ark (2005), HEMA' nın apoptotik hücre ölümü için güçlü bir etken olduğunu ilk kez göstermişlerdir. Metakrilatlar tarafından hücre ölümünün gerçekleştirilmesi doza bağlıdır ve periferik tek çekirdekli kan hücrelerinde apoptotik hücre ölümü için milimolden mikromole kadar uzanan farklı HEMA konsantrasyonları gerekmektedir. Hastalarda dental rezinlere karşı hipersensitivite reaksiyonlarının ortaya çıkması ve devam etmesi, HEMA reaktif bellek hücrelerinin hasta kanında proliferasyonu ve ekspansiyonunun artması nedeniyle olabilmektedir. HEMA apoptotik hücre ölümünü, hücre yüzey kompozisyonunda değişiklikler yaparak ve DNA parçalanmasına neden olan endonükleazları aktive eden apoptozis ile ilgili kritik genleri aktive ederek gerçekleştirmektedir. Periferik tek çekirdekli kan hücrelerinde apoptotik hücre ölümünde HEMA' nın etkisi TEGDMA' ya oranla daha fazladır. Bu monomerler subtoksik konsantrasyonlarda ilave edildiklerinde; HEMA' nın inhibitör etkisi TEGDMA' ya göre daha açıktır (About ve ark 2002, Paranjpe ve ark 2005). 1640 µM HEMA'nın % 25, 4 oranında apoptik ölümüne sebep olduğu

bilinmektedir (Paranjpe ve ark 2005). Çalışmamızda elde ettiğimiz değerler bu değerlerin çok altında kalmaktadır.

Self etch adeziv sistemler, inley ve onley simantasyonunu da içeren bir çok klinik prosedür için tavsiye edilmektedir. Bu rezin bazlı materyaller, güçlü asidik ajanlarla dentinin asitlenmesini gerektirmemektedir. Buna karşın çalışmamız sonuçlarında; self etch adeziv sistem içeren Multilink Automix en fazla HEMA salınımına sebep olmuştur. Bunun nedeni; diğer iki sistemde sadece adeziv sistemde HEMA bulunurken, Multilink Automix rezin simanın hem kendi yapısında hem de adeziv sisteminde HEMA bulunması olabilir.

Dentin bağlayıcı ajanlarda, çok sayıda monomerden oluşan sistemler, tek monomerden ya da daha az sayıda monomer içeren sistemlerden daha az sitotoksik bulunmuştur (Hashieh ve ark 1999, Çetingüç 2005). Daha az toksik olan hidrofilik monomerler, daha toksik olan hidrofobik monomerler için taşıyıcı rolü oynayabilirler (Schmalz ve ark 2002, Çetingüç 2005). Dentin bağlayıcı ajanların tek başına HEMA'dan oluşmadığı ve bu sistemlerde HEMA'da çözünebilen ya da HEMA ile birlikte taşınabilen diğer monomerlerin sitotoksik etkileri arttırabileceği unutulmamalıdır (Bouillaguet ve ark 1996, Çetingüç 2005). Bis-GMA' nın düşük konsantrasyonları (<5 µM) 24 saat sonunda HEMA sitotoksisitesini %8-20 arasında antagonize etmektedir. Diğer taraftan 25 µM Bis-GMA, HEMA konsantrasyonuna bağlı olmaksızın sinerjiye neden olmakta ve 1000 µM HEMA ile kombine edildiğinde toksisiteyi %10 arttırmaktadır. Bis-GMA ile HEMA' nın diğer kombinasyonları herhangi bir anlamlı etkileşim göstermemiştir. Salınım süresi, dentin bonding ajanlarının toksisitesi üzerinde güçlü bir etkiye sahiptir; çünkü daha uzun salınım periyodu, sinerjik etkileşimlerin insidansının artmasıyla sonuçlanmaktadır. 5 µM' den az Bis-GMA ile HEMA' nın etkileşimi, 24 saatlik salınım sonunda toksisitede %8-20' lik azalma (antagonizm) ile sonuçlanırken; 72 saatlik salınım sonunda ise aynı konsantrasyonlar toksisiteyi %16 arttırmaktadır. Genel olarak; antagonizm 24 saatlik salınım süresinde daha dominantken, sinerjizm 72 saatlik salınım süresinde daha dominant etkileşime sahiptir. Bu etkileşim, rezinlerin tek başlarına sahip oldukları toksisitelerinin toplamından daha fazla ya da daha az toksik olmalarına neden olabilmektedir. Ancak uzayan salınım süresi, rezinlerin toksisitesini arttırmaktadır (Ratanasathien ve ark 1995). Bizim çalışmamızda en son ölçümler 24 saatte tamamlanmıştır. 72 saat sonraki salınım

miktarları ve bu değerlerin sitotoksisitelerinin incelenmesi ileri araştırma konuları olarak düşünülmektedir.

Pulpa canlılığının devamlılığı için tehlike arzeden rezin monomerlerin kullanımında son derece dikkatli olmakla birlikte, klinik uygulamada kullanılacak en az toksik materyalin seçiminde toksisite değerleri de dikkate alınmalıdır. Bu materyaller, özellikle dental restorasyonlar ile estetik açısından cazip olduklarından; özellikle polimerizasyonun intraoral tamamlandığı durumlarda polimerize olmamış monomerlere bağlı olarak ortaya çıkan toksisiteyi azaltmak ya da önlemek en önemli amaçtır. Bu amaç doğrultusunda laboratuvarlarda, rezin monomerlerin toksisitelerini azaltan bileşiklerin saptanması için çalışılmaktadır (Paranjpe ve ark 2005). Pulpa dokusuna herhangi bir zararı önlemek amacıyla, derin kavitelerde adeziv restorasyon uygulanmadan önce pulpal duvara biyouyumlu linerların uygulanması tavsiye edilmektedir (Stanley 1998, Paul ve ark 1999, de Souza Costa ve ark 2006).

Klinik koşullarda yaşlanma, intrapulpal basınç, vazokonstriktörlü lokal anestezi uygulaması, dentinal sıvının özellikleri gibi sebeplerle HEMA diffüzyonu farklılık gösterebilmektedir (Hanks ve ark 1994, Çetingüç 2005). Bu çalışmada elde edilen sonuçlar sitotoksik seviyenin altındadır, buna karşın çürük ya da diğer bir sebeple inflame olan pulpada yan etkiler meydana gelebilir.

Toksik reaksiyon, bir organ ya da dokuda (deri, böbrek, akciğer gibi) hasara yol açabilmekte, kan veya hücre enzimlerinin inhibisyonuna neden olabilmekte ya da DNA üzerinde etkisini gösterebilmektedir. DNA moleküllerinin kimyasal değişimi ya da etkileşimi; kanser, düşük veya malformasyonların artmasına neden olabilmektedir (Munksgaard 1992). Doku hasarları bir taraftan dokudaki konsantrasyon değişimlerine, diğer taraftan ise ksenobiyotik kimyasalların sitotoksik potansiyeline bağlıdır. Dental restorasyonun yerleştirilmesini takiben dentinal sıvıda ya da pulpa dokusunun temas yüzeyinde polimerize olmamış rezin komponentlerinin bulunduğu konsantrasyon derecesiyle ilgili realist bir ölçüm olmadığından dolayı; araştırmalarda test edilen konsantrasyonların klinik olarak anlamlı olup olmadığını değerlendirmek mümkün değildir.

Araştırmamızın sonuçlarına göre rezin simanlardan pulpa odasına monomer salınımı olmaktadır. Kullanılan rezin simanların dişhekimliğindeki önemi ve yeri gün geçtikçe artmaktadır. Bu nedenle rezin simanlardan salınan monomerlerin

azaltılması, biyouyumluluğun artmasında ve rezin simanın bütünlüğünün korunmasında önemli role sahip olacaktır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmada; çürükten etkilenmiş ve etkilenmemiş posterior dişlerde farklı kalan dentin kalınlıklarında, iki farklı polimerizasyon (kimyasal ve dual polimerizasyon) mekanizmasına sahip üç kompozit rezin simandan pulpa odasına diffüze olan HEMA miktarı; uygulanan üç rezin siman arasındaki farklılıklar ile kalan dentin kalınlıklarındaki çürüklü ve çürüksüz dişlerin dentin geçirgenlikleri arasındaki farklar araştırılmış; çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Çalışmamızda porselen inley restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan rezin simanlardan her iki zaman periyodunda da HEMA salınmıştır.

2. İncelenen 3 farklı rezin simandan en fazla toplam HEMA salınımını Multilink Automix, en az salınımı ise RelyX ARC rezin siman göstermiştir.

3. En fazla HEMA salınımı; 0, 5-1, 9 mm kalan dentin kalınlığında Multilink Automix rezin simanında tespit edilmiştir.

4. Rezin simanlardan en fazla salınımın 24 saat sonunda olduğu görülmüştür. Ancak 4,32 dakika ile 24 saat arasında istatistik olarak önemli bir fark bulunmamıştır.

5. Dişlerde çürük varlığı ya da yokluğu, HEMA salınımını etkilememiştir.

6. Tüm dişlerde kalan dentin kalınlığı arttıkça, HEMA salınım miktarı azalmıştır.

7. Literatürde gösterilen değerler dikkate alındığında, test edilen rezin simanlarda bulunan HEMA pulpa dokusu üzerinde toksik etkiye sahip değildir.

6.ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İki Farklı Polimerizasyon Mekanizmasına Sahip Rezin Simanların Pulpa Odasına Diffüze Olan HEMA Miktarının İncelenmesi

Önjen TAK

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2008

Danışman

Doç. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

Bu çalışmanın amacı; çürükten etkilenmiş ve etkilenmemiş posterior dişlerde farklı kalan dentin kalınlıklarında, IPS Empress II porselen sistemi ile hazırlanan inley restorasyonların, iki farklı polimerizasyon (kimyasal ve dual polimerizasyon) mekanizmasına sahip kompozit rezin simanlar ile yapıştırıldıktan sonra, pulpa odasına diffüze olan 2-Hidroksietil metakrilat (HEMA) salınımını High Performance Liquid Chromatography (HPLC) analizi ile in-vitro koşullarda değerlendirmektir.

Çalışmada 60 adet çürüklü ve 60 adet çürüksüz olmak üzere toplam 120 adet insan molar dişleri kullanıldı. Molar dişler, oklüzal yüzeyleri üstte kalacak şekilde mine sement birleşim sınırının 5 mm apikal seviyesine 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. Çürüklü dişlerde standart kaviteler açıldıktan sonra, kalan çürük dokusu çürük belirleme ajanı ile tespit edilip su soğutmalı angulduruva ile kaldırıldı. Daha sonra dişler, mine-sement sınırının 2 mm apikalinden köklerinden ayrıldı ve pulpa dokusu uzaklaştırıldı. Kavite tabanı ile pulpa odasının tavanı arasındaki kalan dentin kalınlığı; çürüksüz dişlerde pulpa boynuzları ile pulpa odası tavanının orta noktası, çürüklü dişlerde ise en derin çürük bölgesi ile pulpa boynuzları olmak üzere 4 noktadan kumpasla ölçüldü. Dişler; 0,5-1,9 mm ve 2-3,5 mm olacak şekilde iki farklı dentin kalınlıklarında alt gruplara ayrıldı ve İlgili dentin kalınlıklarına göre sınıflandırılan örneklerden oluşan 3 farklı siman grubu (RelyX ARC, Multilink Automix, Panavia F 2.0) oluşturuldu (n=10).

Hazırlanan modellerdeki kavitelere uygun olacak şekilde IPS Empress II porselen materyalinden restorasyonlar yapıldı. Porselen inley restorasyonlar dişlere yapıştırılmadan önce, dişlerin mine-sement sınırına 1 ml distile su içeren polipropilen tüpler kırmızı yapışkan mumla sabitlendi. Uyumlanan porselen restorasyonlar tek bir kişi tarafından 3 farklı kompozit rezin siman ile parmak basıncı altında dişlere yapıştırıldı. Hazırlanan örneklere yapıştırılmış olan polipropilen tüpler içerisindeki 1 ml distile su, polimerizasyon sonrası 4,32 dakika ve 24 saatte değiştirildi. Polipropilen tüplerden plastik enjektörler ile 1 cc' lik numuneler alındı ve alınan numuneler HPLC cihazında ölçülerek salınan HEMA miktarı tespit edildi. HEMA miktarının nın tespiti, her monomere ait retansiyon zamanları ve bu zamanlarda oluşan pikler gözlenerek yapıldı.

Testler sonucunda pulpa odasına salınan HEMA değerleri; yapıştırıcı kompozit rezin siman, test periyodu, kalan dentin kalınlığı, çürük durumu dikkate alınarak dört yönlü varyans analizi (ANOVA) ve bunu takiben Tukey HSD testlerine tabii tutuldu.

Çalışmamızda porselen inley restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan 3 farklı rezin simandan tüm zaman periyotlarında HEMA salınmıştır. En fazla toplam HEMA salınımını Multilink

Automix, en az salınımı ise Rely X ARC rezin siman göstermiştir. HEMA salınımı açısından; Multilink Automix ile RelyX ARC ve Panavia F arasındaki fark istatistik olarak önemli iken ($p<0,05$), Panavia F ile RelyX ARC arasında istatistik olarak önemli fark görülmemiştir ($p=0,615$). En fazla HEMA salınımı, 0,5-1,9 mm kalan dentin kalınlığında Multilink Automix rezin simanında tespit edilmiştir.

Rezin simanlardan en fazla salınımın 24 saat sonunda olduğu görülmüştür. Ancak 4,32 dakika ile 24 saat arasında istatistik olarak önemli bir fark bulunmamıştır ($p=0,597$). Dişlerde çürük varlığı ya da yokluğu, HEMA salınımını etkilememiştir ($p=0,386$). Tüm dişlerde kalan dentin kalınlığı arttıkça, HEMA salınım miktarı azalmıştır ($p<0,05$). Literatürde gösterilen değerler dikkate alındığında, test edilen rezin simanlar pulpa dokusuna toksik etkiye sahip değildir.

Anahtar Sözcükler: dentin geçirgenliği; diffüzyon; HEMA; monomer salınımı.

7. SUMMARY

Evaluation of HEMA in Pulp Chamber from Resin Cements with Two Different Polymerization Mechanisms

The aim of this study was to evaluate the HEMA diffusion amounts from composite resin cements that have two different polymerization mechanism in non-caries and caries human molar teeth at different remaining dentin thickness by HPLC in-vitro.

120 freshly extracted caries and non-caries human molar teeth were used in this study. Molar teeth were embedded in chemically cured acrylic resin blocks up to 5 mm below the cemento-enamel junction. Class 1 inlay cavity was prepared using a standart cavity instrument according to the following guidelines; mesio-distally 6mm, bucco-lingually 3mm and occluso-cervically 2mm. Remaining caries were determined by using caries indicator and removed with contra-angel handpiece. In each tooth, the root system was cut transversely 2 mm apical to the cemento-enamel junction and discarded. The remaining dentin thickness between the pulpal wall of the cavity and the roof of the pulp chamber was measured at 4 points for each tooth. The teeth were divided into two sub-groups with dentin thickness in the ranges 0.5-1.9mm and 2-3.5 mm and 3 different cement groups (RelyX ARC, Multilink Automix, Panavia F 2.0) were generated.

IPS Empress 2 ceramic restorations were manufactured to restore the prepared cavities. Before cementation, a polypropylene chamber containing 1 mm distilled water was attached to each tooth at the cemento-enamel junction with red sticky wax. Ceramic restorations were cemented using 3 different composite resin cement under finger pressure by the same investigator. The contents of the polypropylene chambers were replaced with freshly distilled water at 4.32 min. and 24 hours. The eluates were then analyzed for HEMA release by HPLC device.

After tests, HEMA diffusion amounts were analyzed using 4-way ANOVA and Tukey HSD test.

HEMA was detected from 3 different resin cement at all time periods. Multilink Automix resin cement showed the highest HEMA release and RelyX ARC resin cement demonstrated the lowest HEMA release. While there were significant differences between Multilink Automix and RelyX ARC - Panavia F ($p<0.05$), no significant difference was detected between Panavia F and RelyX ARC ($p=0.615$). The highest HEMA release was determined in Multilink Automix resin cement at 0.5-1.9 mm remaining dentin thickness.

In this study, the highest HEMA release was observed after 24 h. No significant difference was found between 4.32 min and 24 h. Caries precence or absence in teeth did not affect the HEMA release. The increase of the remaining dentin thickness reduced the HEMA release amount. The resin cements tested had no toxic effect to the pulp when the results in the literatures were considered.

Key words: dentin permeability; diffusion; HEMA; monomer release.

8. KAYNAKLAR

1. About I, Murray PE, Franquin JC, Remusat M, Smith AJ. The effect of cavity restoration variables on odontoblast cell numbers and dental repair. J Dent. 2001; 29(2): 109-17.

2. About I, Camps J, Mitsiadis TA, Bottero MJ, Butler W, Franquin JC. Influence of resinous monomers on the differentiation in vitro of human pulp cells into odontoblasts. J Biomed Mater Res. 2002; 63(4): 418-23.

3. Absi EG, Addy M, Adams D. Dentine hypersensitivity: a study of the patency of dentinal tubules in sensitive and non-sensitive cervical dentine. J Clin Periodontol. 1987; 14(5): 280-4.

4. Addy M. Dentin hypersensitivity: new perspectives on an old problem. Int Dent J. 2002; 52(5): 367-75.

5. Ak L. Zirkonyum & Hafniyum. Dental Laboratuvar Dergisi. 2005; 25-30.

6. Akgüngör G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strenght and durability with a lithium discilate-based ceramic system. J Prosthet Dent. 2005; 94: 234-41.

7. Akın E. Dişhekimliğinde Porselen. 3. Baskı. İstanbul, İ.Ü. Diş Hek Fak Yayınları, 1999.

8. Akimoto N, Momoi Y, Kolno A, Suzuki S, Otsuki M, Suzuki S, Cox CF. Biocompatibility of clearfill liner bond 2 and clearfill AP-X system on nonexposed and exposed primate teeth. Quintessence Int. 1998; 29: 177-88.

9. Alaçam T, Uzel İ, Alaçam A, Aydın M. Endodonti. Ankara, Barış yayınları, 2000; 11-152.

10. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. Rezin ve seramik esaslı inley onley sistemleri. In: Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A, editors. İleri Restorasyon Teknikleri. Ankara, Polat Yayınları, 1998; 309-40.

11. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strenght, elastic moduli and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. J Prosthet Dent. 2003; 89: 374-80.

12. Altıntaş SH. Farklı rezin simanların artık monomer salınımının in vitro şartlarda incelenmesi. Konya, SÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2007.

13. Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 11th Ed. Missouri, WB Saunders Co, 2003; Chapter 4.

14. Arenholt-Bindslev D. Environmental aspects of dental filling materials. Eur J Oral Sci. 1998; 106: 713-20.

15. Ata P. Konservatif Diş Tedavisi. İstanbul, Yenilik Basımevi, 1979; 2.

16. Bala O, Türköz E. Görünür ışıkla sertleşen kompozit dolgu maddelerindeki artık monomer miktarını etkileyen faktörler. AÜ Diş Hek Fak Derg. 1995; 22(2): 131-6.

17. Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations. A literature review. J Prosthet Dent. 1990; 63: 619-26.

18. Baratieri LN, Monteiro S, Correa M, Ritter AV. Posterior resin composite restorations: a new technique. Quintessence Int. 1996; 27: 733-8.

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

20. Bayırlı G, Şirin Ş. Konservatif Diş Tedavisi. İstanbul, Dünya Tıp Kitabevi, 1982.

21.Bayırlı G. Endodontik Tedavi. İstanbul, İ.Ü. Dişhek Fak Yay, 57, 1985; 391-406, 431-540.

22. Bayırlı G. Pulpa patolojisi ve tedavileri. İstanbul, İÜ Basımevi ve Film Merkezi, 1992; 75-97.

23. Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. EÜ Dişhek Fak Derg. 2006; 27: 117-24.

24. Bergenholtz G, Ahlstedt S, Lindhe J. Experimental pulpitis in immunized monkeys. Scand J Dent Res. 1997; 85: 390-406.

25. Bertolotti RL. Conditioning of the dentin substrate. Oper Dent. 1992; 5: 131-6.

26. Bhaskar SN. Orban' s Oral Histology and Embryology. 8th Edition. London, The CV Mosby Company, 1976; 45-104.

27. Bilgen H. Normal ve periodontal hastalıklı dişlerin pulpalarının histolojik olarak incelenmesi. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Uzmanlık tezi, 1997

28. Bilgin B. Çürük profilaksisinde kullanılan dört farklı materyalin in vivo ve in vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak incelenmesi. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora tezi, 2002.

29. Bishop MA. Extracellular fluid movement in the pulp; the pulp/dentin permeability barrier. Proc Finn Dent Soc. 1992; 88: 331-5.

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

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

32. Blatz MB. Long term clinical success of all ceramic posterior restorations. Quintessence Int. 2002; 33: 415-26.

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

34. Bouillaguet S, Virgillito M, Wataha J, Ciucchi B, Holz J. The influence of dentine permeability on cytotoxicity of four dentine bonding systems, in vitro. J Oral Rehab. 1998; 25: 45-51.

35. Bouillaguet S, Wataha JC, Virgillito M, Gonzalez L, Rakich DR, Meyer J-M. Effect of sub-lethal concentrations of HEMA (2-hydroxyethyl methacrylate) on TPH-1 human monocyte-macrophages, in vitro. Dent Mater. 2000; 16(3): 213-7.

36. Bouillaguet S, Shaw L, Gonzales L, Wataha JC, Krejci I. Long-term cytotoxicity of resin-based dental restorative materials. J Oral Rehabil. 2002; 29: 7-13.

37. Bowen RL. Composite and sealant resins-past, present and future. Pediatr Dent. 1982; 4: 10-5.

38. Boyer DB, Svare CW. The effect of rotary instrumentation on the permeability of dentin. J Dent Res. 1981; 60(6): 966-71.

39. Bozoğulları N. İki farklı tam seramik kor materyalinin baskı dayanıklılığı ve marjinal uyumu üzerine farklı marjinal dizayn ve taper açılarının etkisi. Konya, SÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2007.

40. Br Dent J. About the cover, april 2008, vol 204, no 8. [cited 2008, May 8]. Available from: http://www.nature.com/bdj/journal/v204/n8/covers/index.html.

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

42. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955; 34: 849-53.

43. Burke FJT, Oualtrough AJE, Hale RW. Dentin bonded all ceramic crowns: Current Status. JADA. 1998; 129: 455-60.

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

45. Camps J, Baudry X, Bordes V, Dejou J, Pignoly C, Ladeque P (a). Influence of tooth crypreservation and storage time on microleakage. Dent Mater. 1996; 12(2): 121-6.

46. Camps J, Santin V, Rieu R, Fuseri J, Franquin JC (b). Effects of pulsatile versus non-pulsatile pulpal pressure simulations on diffusional transport across human dentine in vitro. Archs Oral Biol. 1996; 41 (8/9): 837-43.

47. Camps J, Giustiniani S, Dejou J, Franquin JC (a). Low versus high pressure for in vitro determination of hydraulic conductance of human dentin. Arch Oral Biol. 1997; 42(4): 293-8.

48. Camps J, Tardieu C, Dejou J, Franquin JC, Ladaique P, Riev R (b). In vitro cytotoxicity of dental adhesives under simulated pulpal pressure. Dent Mater. 1997; 13: 34-42.

49. Camps J, Dejou J, Remusat M, About I. Factors influencing pulpal response to cavity restorations. Dent Mater. 2000; 16: 432-40.

50. Canpolat C. Farklı iki seromer materyalinden yapılmış inleylerin farklı iki resin simanla yapıştırılması sonucu ortaya çıkan kenar uyumu ve kenar sızıntısının incelenmesi. İstanbul, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2001.

51. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. Biomaterials. 1991; 12: 737-40.

52. Caughmann WF, Rueggeberg FA Shedding new light on composite polymerization. Oper Dent. 2002; 27: 636-8.

53. Cavel WT, Kelsey WP, Barkmeier WW, Blankenau RJ. A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dual-cure resin cement. Quintessence Int 1988; 19: 257-62.

54. Ceballos L, Camejo DG, Fuentes MV, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH. Microtensile bond strenght of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. J Dent. 2003; 31: 469-77.

55. Cengiz T. Endodonti. 2. Baskı. İzmir, Ege Üniversitesi Matbaası, 1983; 7-22.

56. Chiche GJ, Pinault A. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. Chicago, Quintessence Pub Co Inc, 1994.

57. Christensen GJ. Alternatives for the restoration of posterior teeth. Int Dent J. 1989; 39: 155-61.

58. Christensen GJ. Cements used for full crown restorations: A survey of the American Academy of Esthetic Dentistry. J Esthet Dent. 1997; 9: 20-6.

59. Christensen GJ. Seating nonmetal crowns or fixed partial dentures with resin cements. J Am Dent Assoc. 1998; 135(4): 461-3.

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

61. Ciucchi B, Bouillaguet S, Jacoby T, Pashley DH. Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities in vitro. Dent Mater. 2001; 17(4): 316-21.

62. Cohen S, Burns RC. Pathways of the pulp. 6th Edition. London, The CV Mosby Company, 1994; 296-355, 513-30.

63. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. Cumhuriyet Ün Diş Hek Fak Derg. 2002; 5: 97-102.

64. Couve E. Ultrastructural changes during the life cycle of human odontoblasts. Arch Oral Biol. 1986; 31(10): 643-51.

65. Cox CF, Keall CL, Keal HJ, Ostro E, Bergenholtz G. Biocompatibility of surface-sealed dental materials against exposed dental pulps. J Prosthet Dent. 1987; 57: 1-8.

66. Craig RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. Dent Clin North Am. 1981; 25: 219-39.

67. Craig RG. Restorative dental materials. 10th ed. St Louis, Mosby Yearbook, 1997; 244-264.

68. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials properties and manipulation. 8th Ed. Missouri, Mosby, 2004; Chapter 4, 7.

69. Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S, Hornbrook DS. Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. Tokyo, Quintessence Pub Co Inc, 1994; 155-297; 241-9.

70. Çelik Ç. Farklı materyallerden yapılmış lamine veneer restorasyonların marjinal uyumunun karşılaştırmalı olarak incelenmesi. İstanbul, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora tezi, 1999.

71. Çetingüç A. Üç dentin bağlayıcı sistem uygulaması ile yaşlı ve genç süt dişi dentininde geçen HEMA miktarının belirlenmesi. Ankara, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2005.

72. Çetingüç A, Ölmez S, Vural N. HEMA diffusion from dentin bonding agents in young and old primary molars in vitro. Dent Mater. 2007; 23: 302-7.

73. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar.Ankara, Güneş kitabevi, 2000; 2-20.

74. de Souza Costa CA, Vaerten MA, Edwards CA, Hanks CT. Cytotoxic effects of current dental adhesive systems on immortalized odontoblast cell line MDPC-23. Dent Mater. 1999; 15: 434-41.

75. de Souza Costa CA, Hebling J, Hanks CT. Current status of pulp capping with dentin adhesive systems: a review. Dent Mater. 2000; 16: 188-97.

76. de Souza Costa CA, Nascimento ABL, Teixeira HM. Response of human pulps following acid conditioning and application of a bonding agent in deep cavities. Dent Mater. 2002; 18: 543-51.

77. de Souza Costa CA, Giro EMA, Nascimento ABL, Teixeira HM, Hebling J. Short-term evaluation of the pulpo-dentin complex response to a resin-modified glass-ionomer cement and a bonding agent applied in deep cavities. Dent Mater. 2003; 19: 739-46.

78. de Souza Costa CA, Hebling J, Randall RC. Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations. Dent Mater. 2006; 22: 954-62.

79. Degrande M, Roulet JK Minimally Invasive Restorations with Bonding. Chicago, Quintessence Publishing Co Inc, 1997.

80. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. Int J Prosthodont. 2001; 13, 131-5.

81. Derise NL, Ritchey SJ, Furr AK. Mineral composition of normal human enamel and dentin and the relation of composition to dental caries: I. Macrominerals and comparison of methods of analyses. J Dent Res. 1974; 53(4): 847-52.

82. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. Dent Mater. 2006; 22: 359-65.

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

84. Dietschi D, Maeder M, Meyer JM, Jacques H. In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. Quintessence Int. 1990; 21: 823-31.

85. Dietschi D, Magne P, Holz J. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. Quintessence Int. 1994; 25: 659-74.

86. Donovan TE, Cho GC. Contemporary evaluation of dental cements. Compend Contin Educ Dent 1999; 20: 197-220.

87. Dökmez B. Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen rezin simanların fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi. Ankara, AÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2006.

88. Duke ES. The introduction of a new class of composite resin: ceromers. Compend Contin Educ Dent. 1999; 20: 246-7.

89. Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD Jr, Cohen KS. Techniques to improve the seating of castings. JADA. 1978; 96: 432-7.

90. Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. J Dent Res. 1970; 49(6): 1359-68.

91. Eick JD, Robinson SJ, Chappell R, Cobb CM, Spencer P. The dentinal surface: Its influence on dentinal adhesion. Part III. Quintessence Int. 1993; 24: 571-82.

92. Elbaum R, Remusat M, Brouillet JL. Biocompatibility of an enamel and dentin adhesive. Quintessence Int. 1992; 23: 773-82.

93. Eliades T, Eliades G, Brantley W, Johnston WM. Residual monomer leaching from chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1995; 108: 316-21.

94. Eliades G, Watts DC, Eliades T. Dental hard tissues and bonding-interfacial phenomena and related properties, Springer-Verlag GmbH, Heidelberg, Germany. 2005; 92.

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

96. El-Mowafy OM, Rubo MH, El-Bradley WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. Oper Dent. 1999; 24(1): 38-44.

97. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper Dent. 1992; 5: 81-94.

98. Ertürk MSY. Florozisli ve sağlıklı süt ve daimi dişlerde flor miktarının ve dentin geçirgenliğinin in vitro karşılaştırılması. Isparta, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2006.

99. Fahl N, Casellini RC. Ceromer FRC tecnology: the future of bifunctional adhesive aesthetic dentistry. Signature. Summer 1997; 4(2): 7-13.

100. Ferracane JL, Condon JR. Rate of elution of leachable components from composite. Dent Mater. 1990; 6: 282-7.

101. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. J Oral Rehabil. 1994; 21: 441-52.

102. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. J Dent Res. 1997; 76: 1508-16.

103. Ferracane JL. Materials in dentistry. Second edition. Lippincott, Williams&Wilkins, 2001.

104. Finger WJ, Lee K-S, Podszun W. Monomers with low oxygen inhibition as enamel/dentin adhesives. Dent Mater. 1996; 12: 256-61.

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

106. Fogel HM, Marshall FJ, Pashley DH. Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. J Dent Res, 1988; 67(11): 1381-5.

107. Fraedani M, Aquilano A, Bassein L. Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. J Prosthet Dent. 1997; 78: 346-53.

108. Franquin JC, Brouillet JL. Biocompatibility of an enamel and dentin adhesive under different conditions of application. Quintessence Int. 1989; 19: 813-26.

109. Fusayama T, Ide K, Hosada H. Relief of resistance of cement of full cast crowns. J Prosthet Dent. 1964; 14: 95-106.

110. Fusayama T, Terachima S. Differentiation of two layers of carious dentin by staining. J Dent Res. 1972; 51: 866.

111. Gagliani M, Fadini L, Ritzmann JM. Depth of cure efficiacy of high power curing devices vs traditional halogen lamps. J Adhes Dent. 2002; 4: 41-7.

112. Garber DA, Goldstein RE. Tooth preparation. In: Porcelain & Composite inlays & Onlays: Esthetic posterior restorations. Hong Kong, Quintessence Pub Co Inc 1994; 38-55.

113. Gemalmaz D. Use of heat-pressed, leucite-reinforced ceramic on anterior and posterior onlays: a clinical report. J Prosthet Dent. 2002; 87: 133-5.

114. Gerzina TM, Hume WR. Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. J Oral Rehabil. 1994; 21: 463-8.

115. Gerzina TM, Hume WR. Effect of hydrostatic pressure on the diffusion of monomers through dentin in vitro. J Dent Res. 1995; 74(1): 369-73.

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

117. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. Eur J Oral Sci. 1998; 106: 687-95.

118. Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G. Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and compomers. J Dent Res. 1998; 77: 2012-9.

119. Geurtsen W, Spahl W, Müller K, Leyhausen G. Aqueous extracts from dentin adhesives contain cytotoxic chemical. J Biomed Mater Res Appl Biomater. 1999; 48: 772-7.

120. Ghazeli FBC. Permeability of dentin. Malaysian J Med Sci. 2003; 10(1): 27-36.

121. Giardano RA. Dental ceramic restorative systems. Compend Contin Edu Dent. 1996; 17: 779-94.

122. Goldberg M, Lasfargues JJ. Pulpo-dentinal complex revisited. J Dent. 1995; 23: 15-20.

123. Goodis HE, Marshall GW Jr, White JM. The effects of storage after extraction of the teeth on human dentin permeability in vitro. Arch Oral Biol. 1991; 36(8): 361-6.

124. Gordon PH. Craniofacial growth and development. In: Welbury RR, editor. Paediatric Dentistry. Oxford University Press, Hong Kong, 1997; Ch 1.

125. Greeley CB. Pulp therapy for the primary and young permanent dentition. In: Forrester DV, Wangner ML, Fleming J, editors. Pediatric dental medicine. Philadelphia, Lea and Febiger, 1981.

126. Groeneveld A, Van Eck AAMJ, Dirks OB. Fluoride in caries prevention: is the effect pre-or-post-eruptive? J Dent Res. 1990; 69 (spec iss): 751-5.

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

128. Gürel G. Porselen laminat veneerler bilim ve sanatı. İstanbul, Quintessence Yayıncılık Ltd Şti, 2004.

129. Gwinnett AJ, Tay FR. Early and intermediate time response of the dental pulp to acid etched technique in vivo. Am J Dent. 1998; 10: 35-44.

130. Hamid A, Hume WR. Dentin thickness and diffusion of monomers through dentin in vitro. J Dent Res. 1995; 74: 33.

131. Hamid A, Hume WR (a). The effect of dentine thickness on diffusion of resin monomers in vitro. J Oral Rehab. 1997; 24: 20-5.

132. Hamid A, Hume WR (b). Diffusion of resin monomers through human carious dentin in vitro. Endod Dent Traumatol. 1997; 13: 1-5.

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

134. Hamilton RJ, Sewell PA. Introduction to high performance liquid chromatography. 2nd Ed. London, Chapman and Hall, 1982; Ch 1.

135. Hanks CT, Craig RG, Diehl ML, Pashley DH. Cytotoxicity of dental composites and other materials in a new “in vitro” device. J Oral Path. 1988; 17: 396-403.

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

137. Hanks CT, Wataha JC, Parsell RR, Straw SE. Delineation of cytotoxic concentration of two dentin bonding agents in vitro. J Endod. 1992; 18: 589-96.

138. Hanks CT, Wataha JC, Parsell RR, Strawn SE, Fat JC. Permeability of biological and synthetic molecules through dentine. J Oral Rehabil. 1994; 21: 475-87.

139. Hansel C, Leyhausen G, Mai UEH, Geurtsen W. Effects of various resin composite co(monomers) and extracts on two caries-associated microorganisms in vitro. J Dent Res. 1998; 77(1): 60-7.

140. Hargreaves KM, Goodis HE. Seltzer and Bender's Dental Pulp. China, Quintessence Publishing Co, Inc, 2002; 63-93.

141. Hashieh IA, Cosset A, Franquin JC, Camps J. In vitro cytotoxicity of one-step dentin bonding systems. J Endod. 1999; 25(2): 89-92.

142. Hashimoto M, Kaga M, Oguchi H. Cellular response to dentin-bonding composite resins with dentin disks using the agar overlay method. Pediatric Dent J. 1997; 7: 103-7.

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

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

145. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga M, Kudou Y, Oguchi H, Araki Y, Kubota M. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. J Biomed Mater Res. 2002; 63: 306-11.

146. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. Degradation patterns of different adhesives and bonding procedures. J Biomed Mater Res. 2003; 66: 324-30.

147. Hatton JF, Pashley DH, Shunk J, Stewart GP. In vitro and in vivo measurement of remaining dentin thickness. J Endod. 1994; 20(12): 580-4.

148. Hayashi M, Miura M, Nishimura N, Takeshige F, Ebisu S. Effect of cavity form and setting expansion of refractory dies on adaptability of fired ceramic inlays. Oper Dent. 2000; 25: 33-9.

149. Hebling J, Giro EMA, Costa CAS. Human pulp response after an adhesive system application in deep cavities. J Dent. 1999; 27: 557-64.

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

151. Hensten-Pettersen A, Jacobsen N. Perceived side effects of biomaterials in prosthetic dentistry. J Prosthet Dent. 1991; 65:138-44.

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

153. Hilton TJ. Cavity sealers, liners and bases: current philosophies and indications for use. Oper Dent. 1996; 21: 134-40.

154. Hitmi L, Bouter D, Degrange M. Influence of drying and HEMA treatment on dentin wettability. Dent Mater. 2002; 18: 503-11.

155. Holand W. Materials science Fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic. 1998; Ivoclar-Vivadent-Report, No: 12.

156. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics. J Biomed Mater Res. 2000; 53: 297-303.

157. Hondrum SO. A review of the strenght properties of dental ceramics. J Prosthet Dent. 1992; 67: 859-65.

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

159. Hume WR. A new technique for screening chemical toxicity to the pulp from dental restorative materials and procedures. J Dent Res. 1985; 64: 1322-5.

160. Hume WR. Influence of dentine on the pulpward release of eugenol or acids from restorative materials. J Oral Rehab. 1994; 21: 469-73.

161. Hürmüzlü F. "Caridex" sistemi ile çürük temizleme yönteminin mekanik yöntemle karşılaştırılması. Ankara, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 1997.

162. Ingle JI, Bakland LK. Endodontics. 4th Edition. Philadelphia, Lea&Febiger, 1994; 320-54.

163. Inoue K, Hayashi I. Residual monomer (Bis-GMA) of composite resins. J Oral Rehabil. 1982; 9: 493-97.

164. IPS Empress 2. Scientific Documentation. Schaan, Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent, 1997.

165. IPS Empress System. Scientific documantations. Schaan, Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent, 2003.

166. IPS e.max Press System. Scientific documantations. Schaan, Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent 2005.

167. İlhan İAG. Direkt kompozit inley, indirekt kompozit inley ve indirekt porselen inley ile restore edilen dişlerin, kırılma dayanımları açısından karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Diyarbakır, Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora tezi, 2005.

168. Isıdor F, Brondum K. A clinical evaluation of porcelain inlays. J Prosthet Dent. 1995; 74: 140-4.

169. Johansen E. Microstructure of enamel and dentin. J Dent Res. 1964; 43(6): 1007-20.

170. Jontell M, Hanks CT, Bratel J, Bergenholtz G. Effects of unpolymerized resin components on the function of accessory cells derived from the rat incisor pulp. J Dent Res. 1995; 74(5): 1162-7.

171. Jung H, Friedl H, Hiller A, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. Clin Oral Invest. 2001; 5: 156-61.

172. Kaabar S. Allergy to dental materials with special reference to the use of amalgam and polymethylmethacrylate. Int Dent J. 1990; 40: 359-65.

173. Kaga M, Noda M, Ferracane JL, Nakamura W, Oguchi H, Sano H. The in vitro cytotoxicity of eluates from dentin bonding resins and their effect on tyrosine phosphorylation of L929 cells. Dent Mater. 2001; 17: 333-9.

174. Kallus T, Mjor IA. Incidence of adverse effects of dental materials. Scand J Dent Res. 1991; 99: 236-40.

175. Kanerva L. Cross-reactions of multifunctional methacrylates and acrylates. Acta Odontol Scand. 2001; 59: 320-9.

176. Kawahara T, Nomura Y, Tanaka N, Teshima W, Okazaki M, Shintani H. Leachability of plasticizer and residual monomer from commercial temporary restorative resins. J Dent. 2004; 32: 277-83.

177. Kawasaki K, Tanaka S, Ishikawa T. On the daily incremental lines in human dentine. Arch Oral Biol. 1980; 24: 939-43.

178. Kedici PS. Tam seramikler. Türk Diş Hekimliği Birliği Dergisi, 2002; Sayı 71: 78-80.

179. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. J Prosthet Dent. 1996; 75: 18-32.

180. Kılınç ME. Kromatografik yöntemler ve hplc yöntemi. 2006; [cited 2008 Feb 11]. Available from URL: http:// sci.ege.edu.tr/ ~eubio/ yaz_okulu/ hplc.htm.

181. Kızıltan B. Günümüzde kullanılan iki tip bağlayıcı ajanın fibroblast hücreleri üzerindeki sitotoksik etkilerinin incelenmesi. İstanbul, İÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. 2004; 25-30.

182. Kim S, Trowbridge HO. Pulpal reaction to caries and dental procedures. In: Cohen S, Burns RC, editors. Pathways of the pulp. 6th Ed. Mosby, 1994; 414-34.

183. Kim JG, Chung CM. Elution from light-cured dental composites: comparison of trimethacrylate and dimethacrylate as base monomers. J Biomed Mater Res. 2005; 72: 328-33.

184. Kleinsasser NH, Wallner BC, Harreus UA, Kleinjung T, Folwaczny M, Hickel R, Kehe K, Reichl FX. Genotoxicity and cytotoxicity of dental materials in human lymphocytes as assessed by the single cell microgel electrophoresis (comet) assay. J Dent. 2004; 32: 229-34.

185. Knutsson G, Jontell M, Bergenholtz G. Determination of plasma proteins in dentinal fluid from cavities prepared in healthy young human teeth. Arch Oral Biol. 1994; 39: 185-90.

186. Koçak A. Cercon smart sistemi ile posterior köprülerin klinik takibi. İstanbul, MÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2006.

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

188. Koray F. Diş çürükleri. İstanbul, Altın Matbaacılık, 1981: 3-35.

189. Koutsi V, Noonan RG, Horner JA, Simpson MD, Matthews WG, Pashley DH. The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. Pediatr Dent, 1994; 16(1): 29-35.

190. Kömürcüoğlu E. Üç değişik rezin esaslı fissür örtücünün polimerizasyonu sonucu ortaya çıkan artık monomeri uzaklaştırma yöntemlerinin incelenmesi. Ankara, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2002.

191. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. Am J Dent. 2000; 13: 60-76.

192. Krejci I, Lutz F, Reimer M, Heinzmann JL. Wear of ceramic inlays, their enamel antogonists and luting cements. J Prosthet Dent. 1993; 69: 425-30.

193. Kuboki Y, Ohgushi K, Fusayama T. Collegen biochemistry of the two layers of carious dentin. J Dent Res. 1977; 56: 1233-7.

194. Kugel G. Classificaiton and application of cementation alternatives. Signature, 1997; 4(3): 8-11.

195. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. JADA. 2000; 131: 21-5.

196. Kusunoki M, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S. The efficacy of dentine adhesive to sclerotic dentine. J Dent. 2002; 30: 91-7.

197. Kuybulu EO. Metal desteksiz adeziv köprülerin mekanik direncinin in-vitro olarak incelenmesi. İstanbul, Marmara Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2005.

198. Lee SY, Greener EH, Menis DL. Detection of leached moieties from dental composites in fluids simulating food and saliva. Dent Mater, 1995; 11: 348-53.

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

200. Lee IB, Um CM. Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. J of Oral Rehabil. 2001; 28: 186-97.

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

202. Linde A, Goldberg M. Dentinogenesis. Crit Rev Oral Biol Med. 1993; 4(5): 679-728.

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

204. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. Strenght and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. Dent Mater. 2005; 21: 930-7.

205. Lygre H, Hol PJ, Solheim E, Moe G. Organic leachables from polymer-based dental filling materials. Eur J Oral Sci. 1999; 107: 378-83.

206. Manisalı Y, Koray F. Ağız-Diş Embriyolojisi ve Histolojisi. İstanbul, Taş Matbaası, 1985.

207. Marshall Jr GW, Marshall SJ, Kinneyt JH, Ballooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. J Dent. 1997; 25(6): 441-58.

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

209. McCabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials. 8 th Edition. Malden, USA, Blackwell Science Ltd, 1998; 154-238.

210. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics Vol I. Quintessence Publishing Co Inc, Chicago, Berlin, Rio de Jeneiro, Tokyo, 1980.

211. McLean JW, Wilson AD, Prosser HJ. Development and use of water hardening glass-ionomer luting cements. J Prosthet Dent. 1984; 52: 175-81.

212. McLean JW. Evoluation of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001; 85: 61-6.

213. Meyer VR. Theoretical principals. In: Meyer VR, editor. Practical High-Performance Liquid Chromatography. Chichester, John Wiley& Sons Ltd,. 1988, Ch 2: 15-43.

214. Michelich VJ, Schuster GS, Pashley DH. Bacterial penetration of human dentin in vitro. J Dent Res. 1980; 59: 1398-403.

215. Miller WA, Massler M. Permeability and staining of active and arrested lesions in dentin. Br Dent J. 1962; 112: 187-97.

216. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J. 1999; 24: 388-91.

217. Mjör IA. Dentin and Pulp. In: Mjör IA, Fejerskov O, editors. Histology of the human tooth. 2nd Ed. Munksgaard, Copenhagen, 1979; Ch 4: 43-51.

218. Mjör IA. Dentin and pulp: reaction patterns in human teeth. Boca Raton: CRC Press, 1983.

219. Mjör IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. Archs Oral Biol. 1996; 41(5): 401-12.

220. Mjör IA. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 2: Initial reactions to preparation of teeth for restorative procedures. Quintessence Int. 2001; 32: 537-51.

221. Mjör IA. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. China, Quintessence Publishing Co Inc, 2002; 1-37.

222. Mohsen NM, Craig RG, Hanks CT. Cytotoxicity of urethane dimethacrylate composites before and after aging and leaching. J Biomed Mater Res. 1998; 39: 252-60.

223. Morse DR. Age-related changes of the dental pulp complex and their relationship to systemic aging. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1991; 72: 721-45.

224. Muller H, Olsson S, Soderholm KJ. The effect of comonomer composition, silane heating and filler type on aqueous TEGDMA leachability in model resin composites. Eur J Oral Sci. 1997; 105: 362-8.

225. Munck JD, Landuyt KV, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. J Dent Res. 2005; 84: 118-32.

226. Munksgaard EC. Toxicology versus allergy in restorative dentistry. Adv Dent Res. 1992; 6: 17-21.

227. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. Eur J Oral Sci. 2000; 108: 341-5.

228. Murray PE, About I, Lumley PJ, Smith G, Franquin JC, Remusat M, Smith AJ. Postoperative pulpal and repair responses. J Am Dent Assoc. 2000; 131: 321-9.

229. Murray PE, Lumley PJ, Smith AJ. Preserving the vital pulp in operative dentistry: 3. Thickness of remaining cavity dentine as a key mediator of pulpal injury and repair responses. Dent Update. 2002; 29: 172-8.

230. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure paramaters of IPS Empress porcelain. Int J Prosthodont. 1994; 7: 549-53.

231. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. Dent Mater. 1992; 8: 125-30.

232. Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ. Dentin adhesion of “modified” 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. Dent Mater. 1992; 8: 259-64.

233. Nakabayashi N, Pashley D. Hybridization of dental hard tissues. Quintessence publishing Co Ltd, Tokyo, 1998; Ch II, III.

234. Nakamura M, Oshima H, Hashimoto Y. Monomer permeability of disposable dental gloves. J Prosthet Dent. 2003; 90: 81-5.

235. Nakaoki Y, Nikaido T, Pereira PNR, Inokoshi S, Tagami J. Dimensional changes of demineralized dentin treated with HEMA primers. Dent Mater. 2000; 16: 441-6.

236. Nayır E. Dişhekimliği maddeler bilgisi. Yedinci baskı. İstanbul, İÜ Diş Hek Fak, 1999; 131-45.

237. Naylor MN. The prevention of dental caries. Br Dent J. 1970; 149: 17-20.

238. Nicholson JW, Croll TP. Glass-ionmer cements in restorative dentistry. Quintessence Int. 1997; 28: 705-14.

239. Nordvi M (a). Oral&Craniofacial Histology. Section Listing: topics, enamel, section 64. 2002-2003. [cited 2008, May 8]. Available from: http://www.iob.uio.no/studier/undervisning/histologi/section/064/index.php.

240. Nordvi M (b). Oral&Craniofacial Histology. Section Listing: topics, dentin, section 52. 2002-2003. [cited 2008, May 8]. Available from: http://www.iob.uio.no/studier/undervisning/histologi/section/052/index.php.

241. Nordvi M (c). Oral&Craniofacial Histology. Section Listing: topics, dentin, section 56. 2002-2003. [cited 2008, May 8]. Available from: http://www.iob.uio.no/studier/undervisning/histologi/section/056/index.php.

242. Nordvi M (d). Oral&Craniofacial Histology. Section Listing: topics, dentin, section 54. 2002-2003. [cited 2008, May 8]. Available from: http://www.iob.uio.no/studier/undervisning/histologi/section/054/index.php.

243. Nordvi M (e). Oral&Craniofacial Histology. Section Listing: topics, dentin, section 57. 2002-2003. [cited 2008, May 8]. Available from: http://www.iob.uio.no/studier/undervisning/histologi/section/057/index.php.

244. O'Brien WJ. High expension feldspar porcelain and magnesia core materials. Ceramic Engineering and Science Proceedings. 1985; 6: 10-8.

245. O'Brien WJ, Broenke KM, Wagner WC. Properties of a hot pressed lithium disilicate glass ceramic. J Dent Res. 2000; 79: 179-84.

246. O' Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd Ed. Chicago, Quintessence Publishing Co Inc. 2002; 210-21.

247. Ogunyinka A. The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces. J Oral Rehabil. 2000; 27: 394-402.

248. Ohgushi K, Fusayama T. Electron microscopic structure of the two layers of carious dentin, J Dent Res, 1975; 54: 1019-26.

249. Olea N, Pulgar R, Perez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Fetrell AN, Pedraza V, Soto M, Sonnenschein C. Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. Environ Health Pers. 1996; 104(3): 298-305.

250. Oliveira SSA, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. Dent Mater. 2003; 19: 758-67.

251. Orchardson R, Cadden SW. An update on the physiology of the dentine-pulp complex. Dent Update, 2001; 28(4): 200-9.

252. Osborn JW, Ten Cate AR. Advanced dental histology. 3rd Ed. Bristol, John Wright and Sons Ltd, 1976; 155-8.

253. Outhwaite WC, Livingston MJ, Pashley DH. Effects of changes in surface area, thickness, temperature and post-extraction time on human dentine permeability. Arch Oral Biol. 1976; 21(10): 599-603.

254. Ödman P. A 3-year clinical evaluation of cerana prefabricated ceramic inlays. Int J Prosthodont. 2002; 15: 79-82.

255. Örtegren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. J Oral Rehabil. 2001; 28: 1106-15.

256. Özok AR, Wu MK, Wesselink PR. The effects of post extraction time on the hydraulic conductance of human dentin in vitro. Arch Oral Biol. 2002; 47(1): 41-6.

257. Özok AR, Wu MK, ten Cate JM, Wesselink PR. Effect of dentinal fluid composition on dentin demineralization in vitro. J Dent Res. 2004; 83(11): 849-53.

258. Öztürk AN. Farklı seramik inleylerin direkt, indirekt ve klasik tekniklerle dentine bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2001.

259. Pameijer CH. Retentive properties and film thickness of 18 luting agents and systems. Gen Dent. 1996; Nov-Dec: 524-30.

260. Paranjpe A, Bordador LCF, Wang M, Hume WR, Jewett A. Resin monomer 2-Hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of apoptotic cell death in human and mouse cells. J Dent Res. 2005; 84(2): 172-7.

261. Pashley DH, Livingstone MJ, Reeder OW, Horner J (a). Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentine in vitro. Archs Oral Biol. 1978; 23: 1127-33.

262. Pashley DH, Livingstone MJ, Greenhill JD (b). Regional resistance to fluid flow in human dentine in vitro. Arch Oral Biol. 1978; 23(9): 807-10.

263. Pashley DH, Augusta GA. The influence of dentin permeability and pulpal blood flow on pulpal solute concentrations. J Endod. 1979; 5(12): 355-61.

264. Pashley DH, Nelson R, Kepler EE. The effects of plasma and salivary constituents on dentin permeability. J Dent Res. 1982; 61: 978-81.

265. Pashley DH, Thompson SM, Stewart FP. Dentin permeability: effects of temperature on hydraulic conductance. J Dent Res. 1983; 62(9): 956-9.

266. Pashley DH. Dentin-predentin complex and its permeability: Physiologic overview. J Dent Res. 1985; 64(special issue): 613-20.

267. Pashley DH, Andringa HJ, Derkson GD, Derkson ME, Kalathaor SR. Regional variability in the permeability of human dentine. Archs Oral Biol. 1987; 32(7): 519-23.

268. Pashley DH. Consideration of dentine permeability in cytotoxicity testing. Int Endo J. 1988; 21: 143-54.

269. Pashley DH. Clinical considerations of microleakage. J Endod. 1990; 16(2): 70-7.

270. Pashley DH, Pashley EL. Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent. 1991; 4: 5-9.

271. Pashley EL, Talman K, Horner JA, Pashley DH. Permeability of normal versus carious dentin. Endod Dent Traumatol. 1991; 7: 207-11.

272. Pashley DH. The effects of acid etching on pulpo-dentine complex. Oper Dent. 1992; 17(6): 229-42.

273. Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. Oper Dent. 1992; 5: 137-50.

274. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. Quintessence Int. 1993; 24: 618-31.

275. Pashley DH, Matthews WG. The effects of outward forced convective flow on inward diffusion in human dentin in vitro. Arch Oral Biol. 1993; 38(7): 577-82.

276. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Carvalho RM, Russel CM. Bond strenght versus dentine structures: a modeling approach. Arch Oral Biol. 1995; 40(12): 1109-18.

277. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. Crit Rev Oral Biol Med. 1996; 7: 104-33.

278. Pashley DH, Matthews WG, Zhang Y, Johnson M. Fluid shifts across human dentine in vitro in response to hydrodynamic stimuli. Arch Oral Biol. 1996; 41(11): 1065-72.

279. Pashley EL, Zhang Y, Lockwood PE, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. Dent Mater. 1998; 14: 6-10.

280. Pashley DH. Pulpodentin Complex. In: Hargreaves KM, Goodis HE, editors. Seltzer and Bender's Dental Pulp. Quintessence Publishing Co Inc, 2002; Ch 4: 63-85.

281. Pashley DH, Carvalho RM. Dentin permeability and dentin adhesion. J Dent. 1997; 25(5): 355-72.

282. Paul SJ, Leach M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. J Dent 1999; 27: 209-14.

283. Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual-cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Ankara, HÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2005.

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

285. Permer D.Oral embryology and microskobic anatomy. 5th Ed. Philadelphia, Lea&Febiger, 1972; Ch 4: 54-61.

286. Peuttzfeld A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci. 1997; 105: 97-116.

287. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. J Biomaterials. 1999; 20: 1-25.

288. Pröbster L, Gerstorfer JG, Kirchner E, Kanjantra P. In-vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. Int J of Prosth. 1997; 24: 636-45.

289. Puapichartdumrong P, Ikeda H, Suda H. Influence of the pulpal components on human dentine permeability in vitro. Int Endod J. 2005; 38(3): 152-9.

290. Qualtrough AJE, Wılson NHF, Smith GA. The porcelain inlay: A historical view. Oper Dent. 1990; 15: 61-70.

291. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. J Dent. 1997; 25: 91-5.

292. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. Dent Mater. 2003; 19: 603-11.

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

294. Rakich DR,Wataha JC, Lefebvre CA, Weelr RN. Effects of dentin bonding agents on macrophage mitochondrial activity. J Endod. 1998; 24: 528-33.

295. Ramos RP, Chinelatti MA, Chimello DT, Borsatto MC, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Bonding of self-etching and total-etch systems to Er:YAG laser-irradiated dentin. Tensile bond strenght and scanning electron microscopy. Braz Dent J. 2004; 15: 9-20.

296. Ratanasathien S, Wataha JC, Hanks CT, Dennison JB. Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. J Dent Res. 1995; 74: 1602-6.

297. Rathke A, Alt A, Gambin N, Haller B. Dentin diffusion of HEMA released from etch-and-rinse and self-etch bonding systems. Eur J Oral Sci. 2007; 115: 510-6.

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

299. Rickles NH. Allergy in surface lesions of the oral mucosa. Oral Surg. 1972; 33: 744-54.

300. Robbins JW, Fasbinder DJ. Esthetic inlays and onlays, In: JB Summit, JW Robbins, TJ Hilton, RS Schwartz, editors. Fundamentals of operative dentistry, a contemporary approach. Illionis, Quintessence Publishing Co Inc, 2006; 514-37.

301. Robinson JW. Undergraduate instrumental analysis. 5th Ed. New York, Marcel Dekker Inc, 1995; Ch 13: 576-660.

302. Rosenblum MR, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997; 128: 297-307.

303. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 1st ed. St Louis, Toronto, London, The CV Mosby Company, 1988.

304. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. J Prosthet Dent; 1998; 80(3): 280-301.

305. Roulet JF, Degrange M. Adhesion: The silent revolution in dentistry. London, Quintessence Publishing Co Inc, 2000, 13-329.

306. Roulet JF, Wilson NHF, Fuzzi M. Operatif dişhekimliğinde gelişmeler: güncel pratik uygulamalar. Cilt 1. In: Bouillaguet S, Ciucchi B, editors. İstanbul, Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti, 2006; 27-34.

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

308. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr, Davis HC. A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. Int J Prosthodon. 1994; 7: 159-66.

309. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. J Prosthet Dent. 2002; 87: 364-79.

310. Sadek PC. Troubleshooting HPLC systems. New York, John Wiley&Sons Inc, 2000; Ch 1: 7-37.

311. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. J Dent Res. 1994; 73: 1205-11.

312. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. J Dent Res. 1999; 78: 906-11.

313. Santamaria M Jr, Milagres D, Iyomasa MM, Stuani MBS, Ruellas ACO. Initial pulp changes during orthodontic movement: histomorphological evaluation, Braz Dent J. 2007; 18(1), 34-9.

314. Sarıdağ S. İnley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarının incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2007.

315. Schedle A, Franz A, Rausch-Fan X, Spitter A, Lucas T, Samorapompichit P, Speer W, boltz-Niteliscu G. Cytotoxic effects of dental composites, adhesive substances, compomers and cements. Dent Mater. 1998; 14: 429-40.

316. Schedle A, Ivanova M, Kenndler E. Determination of ethoxylated bisphenol A dimethacrylate monomers in dental composites by micellar electrokinetic chromatography. J Chromatogr A. 2003; 990: 231-7.

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

318. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd ed. Chicago, Illinois, Quintessence Publishing Co Inc, 1997; Chapter 2: 11-6; Chapter 24: 433-454.

319. Schmalz G. The biocompatibility of non-amalgam dental filling materials. Eur J Oral Sci. 1998; 106: 696-706.

320. Schmalz G, Schuster U, Koch A, Schweiki H. Cytotoxicity of low pH dentin-bonding agents in a dentin barrier test in vitro. J Endod. 2002; 28(3): 188-92.

321. Schuster GS, Caughman GB, Rueggeberg FA. Changes in cell phospholipid metabolism in vitro in the presence of HEMA and its degradation products. Dent Mater. 2000; 16: 297-302.

322. Schweikl H, Schmalz G. Triethylene glycol dimethacrylate induces large deletions in the hprt gene of V79 cells. Mutation Res. 1999; 438:71-8.

323. Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehec K, Seiss M, Walther UI, Hickel R, Reichl RX. In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. J Dent. 2005; 33: 49-55.

324. Scientific Documentation: Targis/Vectris, research and development scientific service. Ivoclar, April, 1997.

325. Seiber C. In the light of nature. Quintessence Dent Technol. 1993; 16: 60-8.

326. Seltzer S, Bender IB. The dental pulp. 3rd Ed. Philadelphia, JB Lippincott Comp, 1984; 195-280.

327. Shaljii L, Santarre JP. Effect of filler content on the profile of released biodegration products in micro-filled Bis-GMA/TEGDMA dental composite resins. Biomaterials. 1999; 20: 1897-1908.

328. Shen C. Dental cements. In: Anusavice KJ, editor. Science of Dental Materials. Missouri, Saunders, 2003; Chapter 16.

329. Sideridou ID, Achilias DS. 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 Part B: Appl Biomater. 2005; 74B: 617-26.

330. Skoog DA, Leary JJ. High-performance liquid chromatography. In: Skoog DA, Leary JJ, editors. Principals of instrumental analysis. Philadelphia, Saunders Company, 4th Ed. 1992; Ch 26: 628-69.

331. Smith RM. Gas and Liquid chromatography in analytical chemistry. Suffolk, St. Edmunsbury Press, 1998; Ch 12: 263-310.

332. Sorensen JA, Munksgaard EC (a). Relative gap formation of resin cemented ceramic inlays and dentin bonding agents. J Prosthet Dent. 1996; 76: 374-8.

333. Sorensen JA, Munksgaard EC (b). Relatıve gap formation adjacent to ceramic inlays wıth combinations of resin cements and dentin bonding agents. J Prosthet Dent. 1996; 76: 472-6.

334. Sorensen JA. The Lava All-Ceramic System: CAD/CAM zirconia prosthodontics for the 21st century. Syner Dent. 2003; 2: 1-12.

335. Spagnuolo G, Mauro C, Leonardi A, Santillo M, Paterno R, Schweikl H, Avvedimento EV, Rengo S. NF-kappaB protection against apoptosis induced by HEMA. J Dent Res. 2004; 83: 837-42.

336. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. J Dent. 1998; 26: 137-45.

337. Stanley HR. Criteria for standardizing and increasing credibility of direct pulp capping studies. Am J Dent. 1998; 11:17-34.

338. Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. Dent Mater. 2001; 17: 71-9.

339. Stead WJ, Orchardson R, Warren PB. A mathematical model of potassium diffusion in dentinal tubules. Arch Oral Biol. 1996; 41(7): 679-87.

340. Stungis TE, Fink JN. Hypersensitivity to acrylic resin. J Prosthet Dent. 1969; 22: 425-8.

341. Sturdevant JR, Lundeen TF, Studer TB. Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology and occlusion. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. Sturdevant's art & science of operative dentistry. 4th Ed. St. Louis, Mosby , 2002; Ch 2: 22-31.

342. Swartz RS, Summit JB, Robins JW. Fundamentals of Operative Dentistry. Chicago, Quintessence Publishing Co Inc, 1994.

343. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. Quintessence Int. 1995; 26: 95-110.

344. Tagami J, Hosoda H, Burrow MF, Nakajima M. Effect of aging and caries on dentin permeability. Proc Finn Dent Soc. 1992; 88(1): 149-54.

345. Takahashi A, Inoue S, Kawamoto C, Ominato R, Tanaka T, Sato Y, Pereira PN, Sano H. In vivo long-term durability of the bond to dentin using two adhesive systems. J Adhes Den. 2002; 4: 151-9.

346. Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible- light- cured dental composite resin when immersed in water. J Oral Rehabil. 1991; 18: 353-62.

347. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. Dent Mater. 2000; 16: 180-7.

348. Tarumi H, Imazato S, Ehara A, Kato S, Ebi N, Ebisu S. Post-irradiation polymerization of composites containing bis-GMA and TEGDMA. Dent Mater. 1999; 15: 238-42.

349. Tarumi H, Imazato S, Narimatsu M, Matsua M, Ebisu S. Estrogenicity of fissure sealants and adhesive resins determined by reporter gene assay. J Dent Res. 2000; 79(11): 1838-43.

350. Taşeli T. Geleneksel ve yeni metod ile yapıştırma porelen lamine venerlerde kenar adaptasyonunun incelenmesi. İstanbul, YTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2006; 12.

351. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetonebased single-bottle primer/adhesives. Dent Mater. 1996; 12:236-44.

352. Teixeira HM, Do Nascimento ABL, Hebling J, De Souza CA. In vivo evaluation of the biocompatibility of three current bonding agent. J Oral Rehabil. 2006; 33: 542-50.

353. Ten Cate AR. Oral Histology: Development, structure and function. 4th Edition, St Louis: Mosby Year Book, 1994; 169-217; 213-27.

354. The Acedemy of Prosthodontics. The glossory of prostodontics term. 7th edition. J Proshet Dent. 1999; 81: 39-110.

355. Thompson LR, Miller EG, Bowles WH. Leaching of unpolymerized materials from orthodontic bonding resin. J Dent Res. 1982; 61(8): 989-92.

356. Thonemann B, Schmalz G, Hiller KA, Schweikl H. Responses of L929 mouse fibroblasts, primary and immortalized bovine dental papilla-derived cell lines to dental resin components. Dent Mater. 2002; 18: 318-23.

357. Thylstrup A. Clinical evidence of the role of pre-eruptive fluoride in caries prevention. J Dent Res. 1990; 69: 742-50.

358. Tiba A. Development of dental restorative materials based on visible light-cured multi-metacrylates. The school of Ohio State University Thesis, 1998.

359. Tinschert J, Natt G, Maustsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. Int J Prosthodont. 2001; 14, 231-8.

360. Trowbridge HO. 2. Pathogenesis of pulpitis resulting from dental caries. J Endod. 1988; 7: 52.

361. Trowbridge H, Kim S, Suda H. Structure and functions of the dentin and pulp complex. In: Cohen S, Burns RC, editors. Pathways of the pulp. 8th Ed. St. Louis, Mosby, 2002; Ch 11: 411-19.

362. Tulunoğlu Ö. Sağlıklı ve enfekte pulpa dokusunda antioksidan bir enzim olan süperoksit dismütaz (SOD) aktivitesinin incelenmesi. Ankara, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora tezi, 1995.

363. Tuna EB. Süt ve sürekli dişlerde kullanılan dört farklı kompozit materyalden monomer salınımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2006.

364. Turner DF, Marfurt CF, Sattelberg C. Demonstration of physiological barrier between pulpal odontoblasts and its perturbation following routine restorative procedures: a horseradish peroxidase tracing study in the rat. J Dent Res. 1989; 68: 1262-8.

365. Türk E. Farklı seramik materyallerinin densitometrik analizi ve x-ışınının etkisinin değerlendirilmesi. Ankara, AÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2007.

366. Uzun İ. Seramik ve kompozit rezin inley restorasyonların kenar sızıntısı ve bu restorasyonlarda kullanılan materyallerin renk değişimi yönünden in vitro olarak incelenmesi. Ankara, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Entitüsü Doktora Tezi, 2006.

367. Ülker M. Yapay yaşlandırma işlemlerinin self-etch adezivlerin dentine bağlanam dayanımlarına ve bağlanma ara yüzeylerine etkisinin incelenmesi (mikrotensile, SEM, TEM çalışması). Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2006.

368. Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: a pilot study. J Prosthet Dent. 2004; 91: 241-6.

369. Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. J Dent Res. 2005; 4: 183-8.

369. Van Meerbeck B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. Oper Dent, 1992; 5: 111-24.

370. Van Meerbeek B, Perdigao J, Gladys S, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesives In: EM Solaro, editor. Fundamentals of operative dentistry. Illınois, Quintessence Pub Co Inc, 1996; 141-86.

371. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. Dental Ceramics. 2nd ed. St Louis, Mosby Yearbook, 2002; Chapter 3, 4.

372. Vargas MA, Cobb DS, Armstrong SR. Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. Oper Dent. 1997; 22: 159-66.

373. Vongosavan N, Matthews B. Fluid flow through cat dentin in vivo. Arch of Oral Biol 1992; 37: 175-85.

374. Yaluğ S. Dentin adeziv sistemlerinin gelişimi, kullanımı ve sınıflandırılması. GÜ Dişhek Fak Derg, 1999; 16: 41-9.

375. Yıldız, A, Genç, Ö. Enstrümental Analiz, Hacettepe Üniversitesi Yayınları. 1993; 421-38.

376. Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, Horner JA, Brewer PD, Pashley DH. Regional bond strengths of resins to human root dentine. J Dent. 1996 Nov; 24(6): 435-42.

377. Yöndem İ. Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2006.

378. Yüksel G, Çekiç G, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. Atatürk Ünv Diş Hek Fak Derg. 2000; 10: 79-88.

379. Wada H, Tarumi H, Imazato S, Ebisu S. In vitro estrogenicity of resin composites. J Dent Res. 2004; 83(3): 222-6.

380. Wall JG, Cipra DL. Alternatives crown systems. Dent Clin North Am. 1992; 36: 765-81.

381. Walshaw PR, McComb D. Clinical considerations for optimal dentinal bonding. Quintessence Int. 1996; 27: 619-25.

382. Walton R, Torabinejad M. Principles and Practice of Endodontics. 1st Edition. 1989; 7-51.

383. Waters corporation. 2006, USA.

384. Weeke B, Weeke E, Mygind N. Medicinsk-allergiske sygdomme. In Medicinsk kompendium, vol 1, 13 ed Copenhagen: FADL' s Forlag, 1986; 68-149.

385. White SN, Yu Z. Film thickness of new adhesive luting agents. J Prosthet Dent. 1992; 67: 782-5.

386. Wu W, Mckinney JE. Influence of chemicals on wear of dental composites. J Dent Res. 1982; 61: 1180-3.

389. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Dişhekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara, AÜ Diş Hek Fak Yayınları, 1993.

390. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. 2004; 281-96.

9. EKLER

EK-A. Rezin simanlardan salınan HEMA miktarları

Örnek	Rezin siman	Çürüklülük	Dentin kalınlığı	Zaman periyodu	
				4 dk	24 saat
1	RelyX ARC	Çürüksüz	1,7	0	1,70E-06
2	RelyX ARC	Çürüksüz	1,6	1,14E-06	0
3	RelyX ARC	Çürüksüz	1,9	7,94E-07	0
4	RelyX ARC	Çürüksüz	1,5	0	0
5	RelyX ARC	Çürüksüz	0,9	6,39E-06	9,72E-06
6	RelyX ARC	Çürüksüz	1,6	1,79E-06	0
7	RelyX ARC	Çürüksüz	1,3	6,09E-06	9,33E-06
8	RelyX ARC	Çürüksüz	1,4	0	4,50E-06
9	RelyX ARC	Çürüksüz	1,8	1,19E-05	2,85E-05
10	RelyX ARC	Çürüksüz	0,8	6,42E-06	1,30E-05
11	RelyX ARC	Çürüksüz	2,8	3,21E-06	1,89E-06
12	RelyX ARC	Çürüksüz	2,1	1,66E-06	4,96E-07
13	RelyX ARC	Çürüksüz	3,1	9,56E-07	0
14	RelyX ARC	Çürüksüz	2,9	0	7,74E-07
15	RelyX ARC	Çürüksüz	2,6	0	0
16	RelyX ARC	Çürüksüz	2,3	2,40E-06	1,21E-05
17	RelyX ARC	Çürüksüz	2,2	3,99E-07	0
18	RelyX ARC	Çürüksüz	2	0	0
19	RelyX ARC	Çürüksüz	2,5	2,33E-06	0
20	RelyX ARC	Çürüksüz	2,4	9,78E-07	0
21	Multilink	Çürüksüz	1	1,47E-04	0
22	Multilink	Çürüksüz	1,7	0	1,27E-06
23	Multilink	Çürüksüz	1,6	0	0
24	Multilink	Çürüksüz	0,7	0	0
25	Multilink	Çürüksüz	1,5	8,41E-05	6,46E-05
26	Multilink	Çürüksüz	1,8	4,72E-07	0
27	Multilink	Çürüksüz	1,9	6,52E-04	1,54E-04
28	Multilink	Çürüksüz	1,4	0	0
29	Multilink	Çürüksüz	1,6	8,67E-05	1,02E-04
30	Multilink	Çürüksüz	1,3	2,00E-06	0
31	Multilink	Çürüksüz	2,5	0	0
32	Multilink	Çürüksüz	2,1	1,59E-06	0
33	Multilink	Çürüksüz	2,6	8,51E-06	0
34	Multilink	Çürüksüz	2,8	0	0
35	Multilink	Çürüksüz	2,4	2,21E-06	0
36	Multilink	Çürüksüz	2,2	3,08E-06	0
37	Multilink	Çürüksüz	3,2	0	0
38	Multilink	Çürüksüz	2,8	1,44E-05	1,83E-04
39	Multilink	Çürüksüz	2,3	0	0
40	Multilink	Çürüksüz	2	0	0
41	Panavia F	Çürüksüz	1,7	6,12E-05	2,16E-04
42	Panavia F	Çürüksüz	0,6	2,39E-05	6,96E-05
43	Panavia F	Çürüksüz	1,7	0	5,83E-05
44	Panavia F	Çürüksüz	1	2,72E-06	7,00E-06
45	Panavia F	Çürüksüz	1,8	3,14E-05	4,14E-05
46	Panavia F	Çürüksüz	1,9	5,59E-06	6,30E-05
47	Panavia F	Çürüksüz	1,4	0	1,77E-05

48	Panavia F	Çürüksüz	1,5	7,32E-05	1,23E-04
49	Panavia F	Çürüksüz	1,3	1,10E-04	5,63E-04
50	Panavia F	Çürüksüz	1,6	4,30E-06	2,80E-05
51	Panavia F	Çürüksüz	2,1	1,01E-04	0
52	Panavia F	Çürüksüz	2,5	0	0
53	Panavia F	Çürüksüz	2,6	0	0
54	Panavia F	Çürüksüz	2,4	3,55E-05	9,19E-05
55	Panavia F	Çürüksüz	2	2,63E-05	6,09E-05
56	Panavia F	Çürüksüz	2,2	9,50E-06	0
57	Panavia F	Çürüksüz	2,3	0	1,03E-05
58	Panavia F	Çürüksüz	3,3	0	0
59	Panavia F	Çürüksüz	2,8	0	0
60	Panavia F	Çürüksüz	2,7	7,63E-06	3,78E-05
61	RelyX ARC	Çürüklü	1,3	0	1,18E-05
62	RelyX ARC	Çürüklü	1,6	0	7,49E-06
63	RelyX ARC	Çürüklü	0,7	9,72E-06	6,56E-06
64	RelyX ARC	Çürüklü	1	0	6,14E-06
65	RelyX ARC	Çürüklü	1,6	0	8,33E-06
66	RelyX ARC	Çürüklü	1,4	9,84E-06	4,84E-06
67	RelyX ARC	Çürüklü	1,5	0	0
68	RelyX ARC	Çürüklü	1,8	0	6,76E-06
69	RelyX ARC	Çürüklü	1,9	7,15E-06	4,16E-05
70	RelyX ARC	Çürüklü	1,7	0	7,64E-06
71	RelyX ARC	Çürüklü	2,3	0	0
72	RelyX ARC	Çürüklü	2,1	0	7,93E-06
73	RelyX ARC	Çürüklü	2,5	0	6,07E-06
74	RelyX ARC	Çürüklü	2,2	0	4,94E-06
75	RelyX ARC	Çürüklü	2	0	3,61E-06
76	RelyX ARC	Çürüklü	2,9	0	1,07E-05
77	RelyX ARC	Çürüklü	2,4	0	6,25E-06
78	RelyX ARC	Çürüklü	2,8	0	3,97E-06
79	RelyX ARC	Çürüklü	2,6	1,55E-06	7,01E-06
80	RelyX ARC	Çürüklü	3,1	0	5,31E-06
81	Multilink	Çürüklü	1,3	0	0
82	Multilink	Çürüklü	1,6	0	0
83	Multilink	Çürüklü	1,7	0	0
84	Multilink	Çürüklü	1,4	0	0
85	Multilink	Çürüklü	1,1	0	0
86	Multilink	Çürüklü	1,8	0	0
87	Multilink	Çürüklü	1,7	7,27E-05	1,99E-04
88	Multilink	Çürüklü	1,5	4,59E-04	0
89	Multilink	Çürüklü	1,9	0	2,43E-05
90	Multilink	Çürüklü	0,5	3,47E-04	6,78E-04
91	Multilink	Çürüklü	2,8	0	0
92	Multilink	Çürüklü	2,3	0	5,73E-05
93	Multilink	Çürüklü	2,5	1,34E-06	0
94	Multilink	Çürüklü	2,2	0	0
95	Multilink	Çürüklü	2	1,31E-04	0
96	Multilink	Çürüklü	2,6	0	0
97	Multilink	Çürüklü	2,8	0	0
98	Multilink	Çürüklü	2	6,39E-07	0
99	Multilink	Çürüklü	2,4	1,05E-05	0

100	Multilink	Çürüklü	3,3	0	0
101	Panavia F	Çürüklü	1,4	0	2,54E-05
102	Panavia F	Çürüklü	1,6	0	4,60E-06
103	Panavia F	Çürüklü	1,8	0	6,23E-06
104	Panavia F	Çürüklü	1,5	1,30E-05	0
105	Panavia F	Çürüklü	0,7	0	1,25E-06
106	Panavia F	Çürüklü	1,5	0	4,67E-06
107	Panavia F	Çürüklü	1,9	6,91E-06	9,19E-06
108	Panavia F	Çürüklü	1,5	0	1,78E-05
109	Panavia F	Çürüklü	1,7	1,11E-05	7,50E-06
110	Panavia F	Çürüklü	0,9	1,13E-05	3,16E-05
111	Panavia F	Çürüklü	2,9	0	5,88E-06
112	Panavia F	Çürüklü	2,3	0	6,41E-06
113	Panavia F	Çürüklü	2,6	0	6,77E-06
114	Panavia F	Çürüklü	2,5	0	6,07E-06
115	Panavia F	Çürüklü	2,2	0	2,28E-05
116	Panavia F	Çürüklü	2	0	5,79E-06
117	Panavia F	Çürüklü	2,7	0	4,23E-06
118	Panavia F	Çürüklü	2,4	0	2,48E-05
119	Panavia F	Çürüklü	3,3	7,01E-06	1,65E-05
120	Panavia F	Çürüklü	2	0	5,70E-06

10. ÖZGEÇMİŞ

05.02.1981 yılında Karadeniz Ereğli' de doğdu.

İlköğrenimini Bakırköy Pilot Cengiz Topel İlkokulunda, orta ve lise öğrenimini İstanbul Cağaloğlu Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 1999 yılında girdiği İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2004 yılında mezun oldu. Aynı yıl Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sağlık Bilmleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı.

Almanca ve ingilizce bilmektedir.