

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

**REZİN MODİFİYE CAM İYONOMER SİMANLARDA
HEMA SALINIMI VE SU ABSORBSİYONLARININ
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Nilüfer ÇELEBİ

TEZ YÖNETİCİSİ

Doç.Dr. A.Dilek NALBANT

ANKARA-2000

GAZİ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MÜDÜRLÜĞÜNE

BAŞKAN

ÜYE

ÜYE

ÜYE

ÜYE



Yukarıdaki imzaların adı geçen
öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

ENSTİTÜ MÜDÜRÜ

İÇİNDEKİLER

Giriş.....	1
Genel Bilgiler.....	3
Materyal ve Yöntem.....	28
Bulgular.....	44
Tartışma.....	62
Sonuç.....	78
Özet.....	79
Yabancı Dilde Özet.....	81
Kaynaklar.....	83
Özgeçmiş.....	98

GİRİŞ

Diş hekimliğinde çeşitli siman türleri; protetik diş tedavisinde sabit protezlerin geçici ya da daimi olarak yapıştırılmalarında ve restorasyon maddesi olarak, konservatif ve endodontik diş tedavisinde, ya da özel amaçlı olarak; ortodonti, periodontoloji ve cerrahi alanlarında da kullanılabilir.

Dental simanların çeşitli kullanım alanlarına göre fiziksel özelliklerini arttırmak ve geliştirmek için birçok çalışma yapılmaktadır.

Bu konuda yapılan çalışmalarda bir yandan simanların fiziksel özellikleri geliştirilirken diğer yandan da adezyon özellikleri arttırılmaya çalışılmaktadır.

Son yıllarda yapılan çalışmaların sonucunda üstün estetik özellikleri, biyolojik uyumları, flor salınımları, çürük önleyici özellikleri ile cam iyonomer simanlar gündemdedir. Ancak cam iyonomer simanların da, erken dönemde neme hassasiyet, kısa çalışma zamanı, uzun sertleşme zamanı gibi olumsuz özellikleri araştırmacıları bu simanları geliştirmeye yönlendirmiştir. Böylece cam iyonomer simanlar kompozitler ile güçlendirilerek kompomerler ve cam iyonomer simanlara rezin ilavesi ile rezin modifiye cam iyonomer simanlar oluşturulmuştur.

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, cam iyonomer simanlara hidrofilik monomer ; sıklıkla hidroksietil metakrilat (HEMA) ilavesi ile geliştirilmiştir.

Rezin modifiye cam iyonomer simanların kullanıma girmesi ile, cam iyonomer simanın olumsuz bazı özellikleri ortadan kaldırılmış, özellikle rezin

ilavesi ile adezyon özelliği kuvvetlendirilmiş, buna karşın biyouyumlulukları ve su absorbsiyonları üzerine olumsuz etkilerin oluşabileceği ileri sürölmüştür.

Araştırmamızın amacı, farklı rezin modifiye cam iyonomer simanların hidroksietil metakrilat (HEMA) salınımlarının ve su absorbsiyon miktarlarının saptanmasıdır.



GENEL BİLGİLER

Toz ve likit şeklinde olan simanlar genellikle, tek başlarına veya diğer materyallerle birlikte restorasyon maddeleri olarak ve ağız içi sabit uygulamalarda yapıştırıcı maddeler şekline kullanılırlar. Siman maddesi sadece tutucu değil aynı zamanda koruyucu, örtücü, izole edici, tamir edici ve ağrı giderici özellikleri de taşımaktadır^{1,2,3}. İyi bir siman; biyolojik olarak uyumlu ve hem destek diş dokusuna hem de metal iç yüzeyine yapışma özelliği iyi olmalıdır. Baskı, gerilim ve makaslama kuvvetlerine karşı direnç göstermeli, ortalama 25µ film kalınlığında şekillenebilmeli, viskozitesi düşük olmalı ancak işlem sonrasında çabuk sertleşmeli, çürük önleyici özelliği olmalı, renk dezavantajı bulunmamalıdır¹. Simanların kimyasal yapılarına göre sınıflandırılması şöyledir^{1,2} :

1.Fosfat Bağlı Simanlar

1.1.Çinko Fosfat Siman

1.2.Siliko Fosfat Siman

1.3.Hidro Fosfat Siman

2.Çinko Oksit Öjenol Siman

2.1.Çinko Oksit Öjenol Siman

2.2.Rezin Modifiye Çinko Oksit Öjenol Siman

2.3.Etoksi Benzoik Asit Siman (EBA)

3. Rezin Bağlı Simanlar

3.1. Akrilik Rezin Siman

3.2 Modifiye Akrilik Rezin Siman

4.Poliakrilik Asit Simanlar

4.1.Polikarboksilat Siman

4.2.Cam İyonomer Siman

1.Fosfat Bağlı Simanlar

1.1.Çinko Fosfat Siman

Tozun ana bileşeni çinko oksittir. Ayrıca magnezyum oksit, silikondioksit, bizmuttrioksit ve renk vermek amacıyla metal oksitleri bulunur. Likiti fosforik asidin sudaki çözeltisidir. Tampon olarak alüminyum hidroksit, çinko yada magnezyum oksit içerir. Tampon maddeleri fosforik asidin etkinliğini azaltır, sertleşme reaksiyonunu yavaşlatır. Böylece kolay karıştırılabilir ve yüzeyi pürüzsüz bir siman elde edilebilir. Siman karıştırılırken her seferinde az miktarda toz likide ilave edilir ve 15-20 saniye süreyle karıştırılır. Karıştırmadan sonraki pH 3.5 civarındadır. Nötr değere ancak 48 saat sonra ulaşılır. Bu nedenle uygulandığı dişte kavite astar maddeleri kullanılmalıdır. Karıştırma sırasında ve dişe uygulamada simanın nemden uzak kalması önemlidir. Eğer siman tükürük altında sertleşirse bir miktar fosforik asit süzülerek uzaklaşacağından mat ve yumuşak olur, ağız sıvılarından kolaylıkla etkilenir. Oda sıcaklığında (21-23°C) çalışma zamanı 3-6 dakika, sertleşme zamanı 5-14 dakikadır. Siman film kalınlığı

20-40 µm dir. Çinko fosfat siman diş yüzeyine mekanik olarak bağlanır. Siman artıkları kolay uzaklaştırılır. Antibakteriyal özelliği mevcut değildir^{1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12,13}.

1.2 Siliko Fosfat Siman

Tozunda asitte çözünen alüminyum silikat camı, metal oksitler ve floridler mevcuttur. Likiti, metal fosfat ve fosforik asittir. Siliko fosfat simanlar translusenttir. Bu nedenle sabit restorasyonların özellikle porselen restorasyonların simantasyonunda, ortodontik bantların sabitlenmesinde ve geçici posterior dolgu maddesi olarak kullanılırlar. Çürük önleyici özellikleri vardır. Çinko fosfat simanlara oranla daha dirençlidirler. Likitlerindeki fosforik asit ve metal fosfat, pulpa ve civar dokular için irritandır. Bir diğer dezavantajı da ince film tabakası oluşturmamalarıdır, pH değeri çinko fosfat simandan düşüktür^{1,2,3}.

1.3 Hidro Fosfat Siman

Tozu, silisyum, alüminyum, sodyum ve kalsiyum fosfat ile kalsiyum ve sodyum florür içermektedir. Likiti, fosforik asit, su (%45) ve tampon maddelerden oluşmaktadır. Bu tür simanlar su ile sertleşen siman olarak tanımlanır. Su ile karıştırılmalarına rağmen çinko fosfat simanlardan daha asidik yapıdadırlar. İnce film halinde uygulanamazlar ve dirençleri yetersizdir. Bu özellikleri kronun yapıştırılmasında dezavantaj oluşturmaktadır^{1,2}.

2.Çinko Oksit Öjenol Siman

2.1 Çinko Oksit Öjenol Siman

Tozu, çinko oksit, çinko stearat, çinko asetat ve rosin içermektedir. Likiti, öjenol ve yağ ihtiva etmektedir. Çinko oksit ile öjenolün karıştırılması ile çinko oksit öjenol siman elde edilir. Bu karışım çok yavaş sertleşmektedir. Sertleşmeyi hızlandırmak için toza az miktarda çinko asetat katılmıştır. Küçük tanecikli çinko oksit kullanılırsa ve fazla miktarda çinko oksit katılırsa da sertleşme süratlenir. Öjenolün pulpa ağrısını hafifletici özelliği vardır. Orta derecede bakterisid etkisi mevcuttur. Çinko oksit öjenol simanın biyolojik uyumu iyidir, pH 7 civarındadır. Çalışma zamanı 2 ile 5 dakika, sertleşme süresi 4 ile 14 dakika arasındadır. Çekme ve basma kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür. Çözünürlükleri yüksektir. Sıklıkla geçici ve daimi restorasyonların geçici simantasyonlarında kullanılır^{1,2,3,4,5,6,7,8,10,11,13}.

2.2 Rezin Modifiye Çinko Oksit Öjenol Siman

Tozu, çinko fosfat simanın içine %20 oranında polimetilmetakrilat ilavesi ile elde edilmiştir. Likitine ise, çinko oksit öjenol simanın likitine polistren ilave edilmiştir. Bu maddelerin ilave edilmesi ile çinko oksit öjenol simanın direnci ve sertliği artmıştır. Buna karşın biyolojik uyumu olumsuz yönde etkilenmiştir. Rezin ilavesi nedeniyle çözünürlükleri çinko oksit öjenol simanlardan daha düşüktür. Çalışma zamanı 5 dakika, sertleşme zamanı 7 ile 9 dakika arasındadır. Bu tür simanlar restorasyonların geçici simantasyonunda kullanılmaktadır^{1,2,5,6,7}.

2.3 Etoksibenzoik Asit Simanlar (EBA)

Tozu, çinko oksit, alüminyum oksit ve hidrojene edilmiş reçinelerden meydana gelmektedir. Likiti etoksibenzoik asit ve öjenolden oluşmuştur.

Etoksi benzoik asit siman çözünmeye karşı direnci ve sertliğinin iyi olmasının yanında çinko oksit öjenol simanın özelliklerini de kapsamaktadır. Akrilik rezinlere yapışmaktadır ve karıştırıldıktan sonra çabuk sertleşmektedir. Sertleşme süresi 10 dakika olup, artık siman zor temizlenmektedir. Sabit restorasyonların daimi simantasyonlarında kullanılır. Ancak ağız ortamından bile etkilenecek çabuk sertleşmesi nedeniyle izolasyona dikkat edilmelidir. Akrilik veneer kronların akrilik kısımları silikon yağı ile izole edilmelidir. Artık simanın temizlenmesi güç olacağından kron içine koyulan siman miktarı iyi ayarlanmalıdır. Kloroformda çözündüğü için hastalara kloroform içeren diş macunlarını kullanmamaları önerilmelidir ^{1,2,3,5,6,7}.

3. Rezin Bağlı Simanlar

3.1 Akrilik Rezin Siman

Tozu, metakrilat polimeri veya başlatıcı olarak benzoil peroksit içeren kopolimerdir. Mineral pigmentler de mevcut olabilir. Likiti, hızlandırıcı içeren metil metakrilat monomeridir. Akrilik rezin siman diğer simanlardan daha güçlüdür ve daha az çözünür ancak sertlikleri ve viskoelastik özellikleri daha düşüktür. Nem varlığında diş dokusuna tam olarak şekilde yapışmazlar, bu nedenle marjinal sızıntıya yol açarlar. Çalışma zamanı kısa olduğu için karıştırılan siman derhal kullanılmalıdır. Marjinlerdeki siman fazlalığını uzaklaştırmak zordur. Siman film kalınlığı fazladır. Bu tür simanlar ancak kontrollü olarak endodontik tedavili dişlerde yada implant desteklerde kullanılabilir. Destek diş vital ise çeşitli astar maddeleri ile yalıtılsa bile akrilik rezin simanların pulpayı irritasyonu engellenemez. Modifiye edilmiş akrilik rezin simanlarda adezyon

arttırıcı monomer mevcuttur ve başlatıcı olarak tributil boron ilave edilmiştir (4 META). Bunun sonucunda da hem dişe hem de metal alaşımlara adezyon artmış olur. Bu siman daha çok ortodontik braketlerin yapıştırılmasında kullanılır^{1,2,5,7,14}.

3.2 Kompozit Rezin Siman

Tozu, boroksilikat ve silika camıdır. Reaksiyon başlatıcı olarak organik peroksitler içerir. Likiti, Bis-GMA yada aromatik dimetakrilat içerir. Bu tip simanlar asit ile pürüzlendirilen döküm restorasyonların simantasyonu ve ortodontik bantların yapıştırılmasında kullanılır. Destek dişe uygulandıktan sonra 3 ile 4 dakika basınç altında tutulması gerekmektedir. Materyal önerilen oranlarda karıştırılırsa çalışma zamanı 4 dakika, sertleşme zamanı 6 ile 7 dakika arasındadır. Sertleşme zamanı yüksek oda sıcaklığında artar, uzun süre depolandığında ise azalır. Kompozit rezin simanların suda çözünmeye dirençli olmaları, şeffaflığı ve metale yapışma özelliği avantajlarıdır. Pulpaya iritan etkisi, sertleştikten sonra temizlenme güçlüğü ve ince tabaka şeklinde şekillendirme zorluğu dezavantajlarıdır^{1,2,6,7}.

4.Poliakrilik Asit Simanlar

4.1 Polikarboksilat Siman

Tozu, çinko oksit, magnezyum oksit ve kalay florür içerir. Likiti poliakrilik ve kopolimerlerin sulu çözeltisidir. Karıştırma süresi 30 saniye, çalışma süresi ise oda sıcaklığında 3 dakika, sertleşme süresi 37°C de 6 ile 9 dakika civarındadır. Polikarboksilat simanlar diş yapısına adezyon gösteren ilk geliştirilmiş simandır. Dentin ve mine dokularındaki Ca iyonları ile şelasyon

yaparak kimyasal bağlantı sağlarlar. Mine ve dentine bağlanma açısından fosfat simandan üstündür. Buna karşın kron metal yüzeylerine tutunması çinkofosfat ve güçlendirilmiş çinko oksit öjenol simandan daha kötüdür. Polikarboksilat siman çinko fosfat simandan daha visküz görünmesine rağmen 25 µm dan daha ince bir siman film kalınlığı oluşturur. Likitin 1.7 olan pH değeri toz ilavesi ile hızla nötralize olur. Başlangıçtaki yüksek asiditesine rağmen pulpada minimal irritasyon yapar^{1,2,3,4,5,6,7,9,11,12,13}.

4.2 Cam İyonomer Simanlar

Diş hekimliğinde kullanılan simanların diş dokusuna adezyonu önemli olduğu için ideal bir restoratif materyalinde; diş dokusu özelliklerine benzer özellikler taşıması gerekmektedir. Dentin ve mineye iyi yapışmalı ve ağız ortamında yapısal değişime uğramamalıdır. Bu özellikleri bir madde içerisinde toplama arayışı ile cam iyonomer simanlar, 1972 yılında Wilson ve Kent adlı araştırmacılar tarafından, silikat siman ve polikarboksilat simanın iyi özelliklerinden köken alınarak bulunmuştur. Daha sonra McLean tarafından geliştirilmiştir^{3,9,12,15,16,17}.

Tozu kuartz, alümino, kriyolit, alüminyum triflu ve alüminyum birleşimi olup, esas olarak yüksek flor içerikli bir alimüno silikat camdır. Likiti; genellikle poliakrilik asit ve polikarboksilik asitten oluşur. Bazı simanlarda ise polialkenoik asit veya tartarik asit dondurulup kurutularak cam tozuna ilave edilmektedir. Bu tür simanlar kullanımları esnasında deiyonize su ve tartarik asidin sulu solüsyonu ile karıştırılırlar^{1,2,3,4,5,12,15,16,18,19,20,21,22}.

Tablo 1: Cam iyonomer simanın tozunda kullanılan maddenin bileşimi

Bileşimi	Ağırlık %
SO ₂	29.0
Al ₂ O ₃	16.6
CaF ₂	34.3
Na ₃ AlF ₆	5.0
AlF ₃	5.3
AlPO ₄	9.9

Sertleşme reaksiyonu

Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu asidik poli elektrolit ile alüminosilikat camı arasında asit-baz reaksiyonu yolu ile olur²². Cam iyonomer simanlardaki asit- baz reaksiyonu; bozulma, jelasyon, sertleşme olmak üzere üç aşamadan oluşmaktadır^{7,22}.

Toz ve likit karıştırıldığında asit-baz reaksiyonu oluşur, asiteki hidrojen iyonları cam partiküllerini etkileyerek, florun yanısıra Al⁺⁺⁺, Ca⁺⁺ ve Na⁺ iyonlarının yerini alır. İlk önce kalsiyum sonra da aliminyum poli tuzları oluşarak polianyon zincirlerini çapraz bağlar. Tuzlar hidratize olarak bir jel matriksi oluşturur. Daha sonra reaksiyona girmemiş cam partikülü, partiküllerin yüzeylerinden anyon uzaklaşması ile meydana gelen silika jeli ile kaplanır. Sertleşmiş siman, silika jeli ile kaplanmış olan hidratize kalsiyum ve alüminyum poli tuzlarının amorf matriksinde bir arada tutulan reaksiyona girmemiş olan toz

partiküllerin birikmesinden meydana gelir. Sertleşme tamamlanmadan önce su bu yüzeye kontak kurarsa, Ca^{++} ve Al^{+++} iyonları yıkanıp uzaklaşır ve siman formasyonu engellenir. Bu olay siman yüzeyinde matlaşmaya ve zayıflamaya neden olur. Bu nedenle, işlemler sırasında yeni konulan restorasyonun oral sıvılara karşı korunmasına dikkat edilmelidir^{3,7,16,18}.

Adezyon

Cam iyonomer siman dentin ve mineye fiziko kimyasal olarak bağlanma özelliğine sahiptir. Bağlanma; simanın likitindeki poliakrilat iyonların, hidroksi apatit kristalinin yapısındaki Ca ve PO_4 iyonları ile yer değiştirerek apatit yapı ile reaksiyona girmesi ile oluşmaktadır. Bağlanma çok kuvvetli değildir (2-7Mpa). Ancak klinik çalışmalar materyalin erozyon lezyonların restorasyonu için kullanıldığında dayanıklı olduğunu göstermiştir. Cam iyonomer simanların gerilmeye karşı dirençleri düşüktür^{3,4,7,16}.

Cam iyonomer simanların dentin bağlantısı mineye olan bağlantıdan daha zayıftır. Bunun nedeni minenin dentine oranla daha fazla inorganik yapı içermesi ve morfolojik olarak daha homojen olmasıdır. Dentin bağlantısı yüzey şartlandırıcı kullanılarak artırılmıştır. (poliakrilik asit, tannik asit, sitrik asit vs.) Yüzey şartlandırıcı maddeler smear tabakasını uzaklaştırmakta düzgün ve pürüzsüz yüzey elde edilmektedir. Dentin tübülleri açıksa sitrik asit kullanılmamalıdır. Bu durum dentinin hassasiyetini artırarak pulpal reaksiyon oluşmasına neden olmaktadır. Dentin bağlantısını arttırmanın diğer bir yolu da, dentin yüzeyindeki mineral yapıyı yapay olarak arttırmaktır. Dentin yüzeyine

kalsiyum fosfat, kalsiyum sülfat gibi kristalize yapılar uygulanmaktadır. Karboksilik asit grupları ile sement ve kollojen içindeki reaktif gruplar arası bağlantı ya hidrojen ya da iyonik tip bağlantıdır^{3,4,7,16}.

Estetik

Cam iyonomer simanlar translusenttir. Cam iyonomer simanlar boyalardan silikat simanlara göre daha az etkilenirler. Kompozitlerle kıyaslandığına ise çok daha az etkilendikleri görülmüştür. Bu olay cam iyonomer siman cam ve matriks arasındaki adezyonun , kompozit içerisindeki rezin ve doldurucu maddeler arasındaki bağlantıdan üstün olmasına bağlanmıştır^{7,23}.

Cözünürlük

Cam iyonomer simanların yapısındaki çözünme safhalarını, immatür simanın bozulması, uzun sürede erozyon, abrazyon olmak üzere üç ana grupta inceleyebiliriz^{7,16}.

İmmatür simanın bozulması materyal tamamen sertleşmeden önce olur, bu yirmi dört saat içerisinde. Vernik gibi etki gösteren metil metakrilat veya amid rezin bozulmayı minimize ederek nitro selüloz tabakasının geçici olarak korunmasını sağlar. Bu koruma en az bir saat sürmektedir . Bu süre zarfında cam iyonomer siman tam sertleşmiş halindeki özelliklere yakın özellikler kazanmıştır. Farklı tip verniklerin mevcut olması korumanın niteliği ve süresi hakkında tartışmaya neden olmaktadır. Bazı araştırmacılar doldurucu içermeyen ışınlı sertleşen rezin kullanımının daha uzun koruma sağladığını ileri sürmüşlerdir. Yüksek toz:likit oranı da sertleşme reaksiyonunu hızlandırdığı için etkili

olmaktadır ancak bu mekanik özellikleri olumuz yönde etkilediği söylenmektedir^{7,16}.

Siman sertleşme reaksiyonunu tamamladığında (2-3 gün), simanın bozulması durmaktadır. Bu aşamadan sonra, simanın ağız ortamında çözünmesi uzun sürede meydana gelmektedir. Uzun sürede oluşan bu materyal kaybı asit ataklar veya mekaniksel abrazyonlar şeklinde olmaktadır. Cam iyonomer simanlar genellikle mekaniksel abrazyonların oluşabileceği bölgelerde kullanılmaktadır. Ancak bu simanların abrazyona karşı dirençleri zayıf olduğu için, posterior dişlerde daimi restoratif madde olarak kullanılması çoğunlukla tavsiye edilmemektedir^{4,7,16}.

Siman test örneklerinin invitro olarak, dilüe edilmiş asit içerisindeki çözünürlükleri incelenmiştir. Bu incelemede, poliakrilik asit bazlı simanların polimaleik asit bazlı simanlara göre abrazyona ve erozyona karşı daha dirençli olduğu saptanmıştır. Ancak bu sonuçların laboratuvar testleri ile elde edildiği ve klinik çalışmalarla doğrulanması gerektiği unutulmamalıdır²⁴.

Flor salınımı

Diş hekimliğinde kullanılan simanların ağız ortamında çözünmeleri bu maddelerin dezavantajları arasında yer almaktadır. Ancak cam iyonomer simanlardan flor salınması ile restorasyon etrafındaki minde çürüğe karşı direnç artmaktadır. Cam iyonomer simanın sertleşmesi sırasında oluşan matriks fazda, florid iyonları oluşmaktadır ve bu iyonlar oldukça mobildir. Florid iyonları tükürük ile yıkandığında sement yüzeyinden difüze olurlar ve reaksiyona girerler.

Florid iyonları, apatit yapıdaki hidroksil grupları ile yer değiştirir ve bu değişim apatidi asit ataklarına karşı daha dirençli yapar. Bu olay cam iyonomer simanların anti-karyojenik özelliklerinin ortaya çıkmasında rol oynamaktadır. Flor yalnızca matriks fazda salınmaz, sürekli salınım vardır^{19,25,26,27,28,29,30,31}.

Biyolojik uyum

Bir çok araştırmacı cam iyonomer simanın asit yapıda olmasına rağmen biyouyumluluğunun iyi olduğu görüşündedir. Bununla birlikte poliasit bazlı simanlar, fosforik asit bazlı simanlardan iki sebepten dolayı daha az zarar vericidirler. Kullanılan asitin fosforik asitten daha zayıf olması birinci sebeptir. İkinci sebep ise poliasit zincirlerinin daha geniş ve hareketsiz olmasıdır³².

Cam iyonomer simanlar orta derecede pulpa cevabına neden olmaktadır. Pulpal cevabın derecesinde kalan dentin kalınlığı önemlidir. Derin kavitelerde ince dentin tabakası kalmış ise kavite astarı kullanılmalıdır. Bu gibi durumlara seçilen astar kalsiyum hidroksit maddesi olabilir. Kullanılan kalsiyum hidroksit maddesinin miktarı iyi ayarlanmalı, pulpa kapatılmalı ancak dentinin tamamı kapatılmamalıdır. Eğer dentin kapatılacak olursa cam iyonomer siman ile dentin arasındaki adezyon kaybolur^{2,3}.

Cam iyonomer simanlar için kullanılan ham cam maddesi içerisinde az miktarda arsenik ve kurşun mevcuttur. ISO standartlarının belirlediği , milyonda iki kısım asitte çözünebilir arsenik ve milyonda yüz kısım asitte çözünebilir kurşun değerinin üzerine çıkılırsa zararlı etkiler göstereceği bildirilmektedir³.

Cam iyonomer simanın ısısal yayılımı dentinin ısısal yayılımına benzemektedir. Böylece siman pulpayı termal etkilerden izole eder ve pulpayı termal travmadan korumuş olur. Cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu ekzotermiktir, ancak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir. Cam iyonomer simanın ısısal genleşmesi (13-16 ppm°C) diş dokusunun ısısal genleşmesine çok yakındır (8-11ppm°C). Bu yakınlık adezyonu olumlu yönde etkilemekte ve pulpaya mikrosızıntı yoluyla invazyonu engellemektedir¹⁶.

Radyografik görünüm

Cam iyonomer siman zayıf radyoopasiteye sahiptir ve bu radyoopasite dental radyografik tekniklerle tam olarak saptanamaz. Cam iyonomer siman çevresindeki çürüğün tespiti güçtür. Düşük radyoopasitenin nedeni metal iyonlarını az içermesi ve kullanılan metallerin atom numaralarının düşük olmasıdır. Metal form (gümüş vs.) veya oksit formdaki (baryum oksit vs.) yüksek atom numaralı metallerin katılması ile radiopasite artar fakat translusensi ve renk uyumu kaybolur. Bu durum restoratif amaçlı kullanımlarda estetik açıdan dezavantaj oluşturmalarına rağmen, simanın farklı amaçlarla örneğin kor yapımı ve kavite astar maddesi gibi kullanımlarında sorun meydana getirmemektedir¹⁶.

Cam İyonomer Siman Tipleri

1- Klinik kullanımlarına göre ^{3,22}

1.1 Simantasyon için kullanılan cam iyonomer simanlar

1.2 Restoratif amaçlı kullanılan cam iyonomer simanlar

1.3 Fissür örtücü olarak kullanılan cam iyonomer simanlar

1.4 Adeziv kavite astar maddesi olarak kullanılan cam iyonomer simanlar

2- Yapısal özelliklerine göre ^{3,4}

2.1 Su ile sertleşen cam iyonomer simanlar

2.2 Takviye edilmiş cam iyonomer simanlar

2.3 Kermet iyonomer simanlar

2.4 Rezin modifiye cam iyonomer simanlar.

1.1 Simantasyon için kullanılan cam iyonomer simanlar:

Simantasyon için kullanılan cam iyonomer simanların özellikleri diğer siman ve dolgu maddelerinden farklı olmalıdır. Diş dokusu ve restorasyon arasında en fazla 20 ile 30µm boşluk olabilmesi için film kalınlığı ince olmalıdır. Siman diş ve restorasyon arasındaki boşluğu tamamen doldurmalıdır. Eğer film kalınlığı fazla olan simanın kullanılırsa restorasyon oturması gereken yere oturmaz ve yükseklik yapar, okluzal problemler ortaya çıkar. Simanın marjinal uyumu da iyi olmalıdır. Eğer siman ağız ortamında çözünüyorsa, plak birikimi, renk değişikliği ve sekonder çürüğe neden olmaktadır ^{7,16}.

Çalışma zamanı genellikle film kalınlığını etkiler. Uzun çalışma zamanı olan siman daha akışkandır ve restorasyonun oturmasına önemli rol oynar. Materyal sertleşmeye başladığı andan itibaren viskozite azalır ve akışkanlık sona erer. Simanın karıştırılması ve yerleştirilmesinin 2 ile 2.5 dakika arasında tamamlanması gerekmektedir. Siman bu dakikalardan sonra sertleşmeye başlar. Cam iyonomer simanın toz:likit oranı ile oynayarak çalışma ve sertleşme zamanını veya film kalınlığını değiştirmek mümkündür ^{3,4}.

1.2 Restoratif amaçlı kullanılan cam iyonomer simanlar:

Cam iyonomer siman estetik bir simandır. Çürük ya da abrazyon nedeniyle kökte oluşan kavitelerin restorasyonunda sıklıkla kullanılır. Bu iki kullanımda da kavite marjınları bıçak sırtı gibi değil de künt tarzda olmalıdır⁷.

Cam iyonomer siman klass III tip kavitelerin restorasyonunda da kullanılmaktadır. Bu amaçla kullanımda materyalin opak olması nedeniyle silikat ve kompozitten daha büyük avantaj sağlamaktadır^{3,7}.

Süt dişlerinde cam iyonomer simanın dolgu maddesi olarak kullanılmasının nedenlerinden birisi de kavite preparasyonunun minimum düzeyde yapılmasıdır³.

Son zamanlarda restoratif diş hekimliğinde geleneksel klass I ve klass II kavitelere alternatif yöntemler ileri sürülmüştür. Kavite preparasyonu okluzal yüzeyden orijin alan ufak tünellerden oluşmaktadır. Tüneller çürük dentine ulaşmayı sağlamakta ve el aletleri ile çürük temizlenmektedir. Daha sonra enjeksiyon yöntemi ile cam iyonomer siman kavite içine verilmektedir. Bu yöntemin avantajı dişin marjinal sınırlarının korunmasıdır^{7,16}.

1.5 Fissür örtücü olarak kullanılan cam iyonomer simanlar

Cam iyonomer siman posterior dişlerin pit ve fissürlerine akacak şekilde çok akıcı kıvamda karıştırılır. Geniş cam partikül büyüklüğüne sahip olan

simanların, fissür genişliği dar olan(100µm) dişlerde kullanılmaları sorun yaratabilir. Bu durumda simantasyon için kullanılan ve daha küçük cam partikülleri içeren simanların kullanılmaları daha uygun olmaktadır. Cam iyonomer simanların flor içermeleri fissür örtücü olarak kullanılmalarında önemli bir etkidir ^{7,16}.

1.3 Adeziv kavite astar maddesi olarak kullanılan cam iyonomer

Cam iyonomer simanları flor salınımları, sekonder çürüğü azaltmaları ve dentine bağlanmaları gibi bir çok avantajları vardır. Bu nedenle amalgam ve kompozit resinlerin altında kullanılmaktadırlar. Kompozitin altında cam iyonomer siman kullanılmasına “sandviç teknik ” denilmektedir. Bu tekniğin kullanılmasının bir avantajı da cam iyonomer simanın radyolusent ve kompozitin radyopak olması ve böylelikle sekonder çürüklerin daha iyi tespit edilebilmesidir ^{33,34,35,36}.

2- Yapısal özelliklerine göre :

2.1 Su ile sertleşen simanlar:

Toz:likit oranı cam iyonomer simanların özelliklerini etkilemektedir. Fazla likit kullanıldığında simanın fiziksel özelliklerinde düşme meydana gelir. Bu durum, kapsül kullanımı ve mekanik karıştırma ile çözümlenebilir. Likiti su olan cam iyonomer simanı el ile karıştırmak daha kolaydır. Su ile sertleşen cam iyonomer simanlar kolay uygulanmaları ve ince bir film tabakası oluşturmaları nedeniyle tercih edilmektedir. Ancak bu tip simanlarda postoperatif hassasiyet olduğu görülmüştür. Bunun sebepleri arasında; sertleşmenin erken safhalarındaki

düşük pH, yerleştirme sırasında dentin tübüllerine uygulanan hidrostatik basınç, viskozitesi düşük olduğu için metal ile diş arasındaki boşluk veya metal diş kontağı oluşması ve çok ince karışımın mikrosızıntı sonucu simanı oluşturan Ca^{+} ve Al^{+} iyonlarının uzaklaşması sayılabilir^{3,37,38}.

Siman karıştırılırken çok dikkat edilmelidir ve karıştırmadan sonra siman diş yüzeyine ve kron içine fırça ile sürülmelidir. Böylece hidrostatik basınç oluşması engellenebilir³.

Cam iyonomer siman içerisindeki camda bulunan alüminyum, silisyum oranı silikat simandan fazladır, çünkü poliakrilik asit ve benzer asitler fosforik asitten daha zayıftır. Bu oranın arttırılmasını bir sebebi de çalışma zamanının azaltılmasıdır. Doğru oranda tartarik asit ilavesi ile sertleşme zamanı değişmeden uzun çalışma zamanı elde edilmiştir³.

2.2 Takviye edilmiş cam iyonomer simanlar:

Şeffaf camlar içeren simanlar, dağınık faz partiküllerine sahip camlara oranla daha zayıftır. Dağınık fazın atırılmasıyla bükülme dayancında da önemli ölçüde artış olur. Uygun dağınık fazlar ; korundum(Al_2O_3), rutil (TiO_2), baddeleyit (ZrO_2) ve tielit (Al_2TiO_5)'dir. Dağınık faz kullanımı faz ayırıcı kristallerin kullanımı anlamına gelir³.

Alümino parçacıkları ve diğer parçacıklar kullanılarak cam iyonomer simanın bükülme dayancı arttırılmaya çalışılmıştır. Dayançta önemli bir artış elde etmek için yüksek oranda parçacık ilavesi durumunda bu maddeleri karıştırmak çok zor olmaktadır³.

2.3 Kermet iyonomer simanlar:

Cam iyonomer simanların fazla aşınmaları ve basınca dayanıklı olmamaları klinik kullanımda başarısızlığa neden olan önemli unsurlardır. Cam iyonomer simanın bazı özelliklerini düzeltmeye yönelik çalışmalar yapılmıştır. 1983 yılında Simmon adlı bir araştırmacı cam iyonomer simanların tozuna amalgam tozu ilave etmiştir. Araştırmacı bu yeni karışımın cam iyonomer simanın kırılma veya fazla aşınma gibi dezavantajlarını giderebileceğini ileri sürmüştür. Daha sonra Mc Lean ve Gasser adlı araştırmacılar bu yöntemi geliştirerek cam iyonomer simanlara soy metal alaşımlardan alınan lifler ve partiküller ilave etmişlerdir. Bu yeni simana Kermet siman denilmektedir. Bu simanlarda altın, titanyum, palladyum ve çoğunlukla gümüş kullanılmaktadır^{1,3}.

Yapıda bulunan metal parçacıkları yüksek ısıda cama bağlanırlar. 800°C 'de metal ve cam tozları basınç altında atomik düzeyde kimyasal bir karışım meydana getirirler. Oluşan yeni fazın öğütülmesi ile elde edilen toz taneciklerinin yapısı farklı özellikler taşır. Bu yapı daha iyi işlenir , daha az pörözdür ve daha yoğun bir kitle oluşmasını sağlar. Kimyasal olarak bağlanmış metal camdan kolaylıkla ayıramayacağından, yapının aşınmaya karşı direncini artırır. Bu tip simanın dezavantajı rengin bozulmasıdır. Karışımın renginin diş rengine yaklaştırılması için cam tozuna %5 ağırlık oranında titan oksit ilave edilmiştir. Ancak bu yöntemde tam anlamıyla başarı sağlamamıştır³⁹.

Kermet simanlarda florid salınımı cam iyonomer simanlardan daha düşüktür. Bu sertleşme reaksiyonu sırasında camın bir kısmını yerini metalin alması nedeniyle reaksiyonun daha geniş kapsamlı oluşamamasına bağlanmaktadır^{3,16}.

2.4 Rezin modifiye cam iyonomer simanlar:

Cam iyonomer simanın kısa çalışma ve uzun sertleşme zamanı, nem kaybı sonucu çatlaklar oluşması, asit ataklarına karşı zayıf olması gibi bazı dezavantajları vardır⁷. Cam iyonomer simanın bu olumsuz yönleri göz önüne alınarak bu simanlara rezin ilave edilerek 1992 yılında yeni grup siman geliştirilmiştir. Yeni geliştirilen bu simanlar rezin modifiye cam iyonomer simanlardır^{7, 40,41,42,43,44,45,46,47,48,49,50,51,52}.

Rezin modifiye cam iyonomer siman toz/likit sistemi veya kapsül formunda piyasaya sunulmuştur. Tozu, floroaminosilikat cam içermektedir. Likit kompozisyonu ise, üründen ürüne değişmektedir. Genellikle hidroksietil metakrilat (HEMA) , poliakrilik asit veya pendent metakriloksit ile poliakrilik asitin kopolimeri, tartarik asit ve ışık-başlatıcı içermektedir^{7,42,51,53,54,55,56,57,58}.

Sertleşme reaksiyonu

Rezin modifiye cam iyonomer simanlarda; asit-baz reaksiyonu, ışık aktivasyonu ile polimerizasyon, kimyasal aktivasyon ile polimerizasyon olmak üzere üç çeşit sertleşme reaksiyonu görülmektedir^{16,41}.

Rezin modifiye cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonunda simanın karıştırılmasından hemen sonra, ışık, aktivasyonundan önce, asit-baz

reaksiyonu olmaktadır. Bazı materyaller ise kimyasal aktivatör ve başlatıcı içermektedir ve ışık aktivasyonu olmadan reaksiyon ilerlemektedir. Bu materyaller çevredeki görünür ışığa çok hassastır. Sensitif yapıya sahip bu materyaller homojen olarak karıştırıldığında çevredeki görünür ışığa maruz kalmasından 30 saniye sonra sertleşme reaksiyonu başlamaktadır^{56,57,59,60,61,62,63,64,65,66,67,68}.

Adezyon

Rezin modifiye cam iyonomer simanın diş yapısına adezyonu konvansiyonel cam iyonomer simandan daha iyidir.^{57,64,68,69,70,71,72} Rezin modifiye cam iyonomer simanlar dentin ve mineye kimyasal olarak bağlanır^{41,60}. Rezin modifiye cam iyonomer simanın cam partikülleri etrafında ışıkla sertleşme ve poly-HEMA ve poliakrilik metal tuzlar ile homojen matriks oluşurken asit-baz reaksiyonu devam etmektedir. Son geliştirilen rezin modifiye cam iyonomer simanlarda nemli ortamda bağlanma stabildir ve 24 saatte tamamlanmıştır. Bütün bu faktörler rezin modifiye cam iyonomer simanın fiziksel özelliklerini geliştirmiştir ve buna bağlı olarak dentine bağlantıda artmıştır. Rezin modifiye cam iyonomer simanın mine ve dentine adezyonunu arttırmanın bir yolu da çeşitli asit şartlandırıcı ve primer kullanarak smear tabakasını uzaklaştırmak ve dentinin yüzeysel tabakasını demineralize ederek rezin modifiye cam iyonomer siman içerisindeki HEMA' ın (hidroksietil metakrilat) penetre olması ve kollojen fiberleri açarak ağ oluşturmastır^{16,68}.

Rezin modifiye cam iyonomer simanların esneme dayanıklılığı elastisite modülleri ile ilişkilidir. Elastisite modülü arttıkça esneme dayanıklılığı artar. Bu

simanın sıkışma dayanıklılığı hibrit kompozit rezinlerden önemli oranda düşük cam iyonomer simandan yüksektir ^{61,73,74,75}. Bu simanların düşük sıkışma ve esneme dayanıklılığına sahip olmaları, bu materyallerin okluzal stresin yoğun olmadığı küçük kavitelerde kullanılmalarını gerektirmektedir ⁷³.

Estetik

Rezin modifiye cam iyonomer simanların estetik özelliği konvansiyonel cam iyonomer simanlar ile hemen hemen aynı ancak restoratif rezin simanlardan daha kötüdür ^{57,72,73,76}.

Çözünürlük

Rezin modifiye cam iyonomer simanların, cam iyonomer simanlara göre erken dönemde neme hassasiyeti, dehidratasyonu ve çözünürlüğe karşı dirençleri daha iyidir. Cam iyonomer simanlar rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha fazla çözünürlük özelliğine sahiptirler ^{61,77,78}.

Flor salınımı

Cam iyonomer simanlardan flor salınması çok önemli bir özelliktir. Spesifik klinik uygulamalarda materyal seçiminde bu özellikleri ile tercih edilmektedirler. Bazı araştırmacılar materyale rezin ilavesinin , flor salınımını etkileyebileceğini ileri sürmektedir ^{45,57,58,79}. Yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda rezin modifiye cam iyonomer simanlardan da cam iyonomer simanlar kadar flor salındığı gösterilmiştir. Flor salınımı , başlangıç çürüklerinde remineralizasyonu artırırken, demineralizasyonun ve mikrobiyal aktivitenin azalmasını sağlar ^{80,81,82,83,84,85,86}. Rezin modifiye cam iyonomer simanların çürük

önleyici özellikleri incelenmiş, çürük önleyici etkilerinin iyi olduğu ve dentin duvarlarındaki rekürrent çürüklere karşı direnç gösterdikleri yapılan birçok çalışmada saptanmıştır^{87,88,89,90,91,92,93,94,95,96}.

Biyolojik uyum

Rezin modifiye cam iyonomer simanların biyolojik uyumu ,cam iyonomer simanların biyolojik uyumuna oranla daha zayıftır. Resin modifiye cam iyonomer simanlar egzotermik reaksiyon gösterirler. Yapılan araştırmalarda rezin içermeleri nedeniyle az miktarda sitotoksik oldukları belirtilmiştir^{45,63,71,79,96,97,98,99,100}.

Radyolojik görünüm

Restoratif materyaller için ,erken dönemde çürüğü tespit edebilecek kadar temiz radyografik görüntü verecek densiteye sahip olmak önemli bir özelliktir. Resin modifiye cam iyonomer simanın radyoopasitesi konvansiyonel cam iyonomer simanlardan üstündür. Bileşimine radyoopasiteyi sağlamak için ağır metaller (strontiyum vs.) ilave edilmiştir^{16, 76,101,102}.

Klinik kullanım

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar klinikde;

- Yapıştırıcı siman olarak
- Class II restorasyonlarda
- Class V restorasyonlarda
- Erozyon- abrazyon lezyonlarında

- Süt dişlerinde, restorasyon materyali olarak^{72,73,103,104,105} kullanılmaktadır.

Rezin modifiye cam iyonomer siman ile cam iyonomer simanın klinik kullanımları hemen hemen aynıdır. Rezin modifiye cam iyonomer simanları cam iyonomer simanlardan ayıran en önemli faktör rezin modifiye cam iyonomer simanın yapısındaki hidroksietil metakrilat (HEMA)'tır.

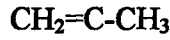
Hidroksietil Metakrilat (HEMA)

Polimerler en basit tanımıyla, çok sayıda aynı veya farklı atomik grupların kimyasal bağlarla, az veya çok düzenli bir biçimde, bağlanarak oluşturduğu uzun zincirli, başka bir ifadeyle yüksek molekül ağırlıklı bileşiklerdir¹⁰⁶.

Doğal polimerik maddenin kullanımı çok eski tarihlere kadar uzanır. Doğal polimerik maddelerin endüstriyel kullanımında ortaya çıkan problemlerin başında hammaddenin isimlendirilmesindeki zorluklar ve ürünlerin mekaniksel ve fiziksel özelliklerinin yetersiz olması sayılabilir. Bu ve diğer dezavantajları nedeniyle doğal polimerler yerlerini tarihsel gelişim içinde modifiye edilmiş doğal polimerlere , başka bir ifade ile yarı sentetik polimerlere bırakmışlardır¹⁰⁶.

Sentetik polimerler genellikle çok sayıda tekrarlanan “mer” veya “monomer” denilen basit birimlerden oluşur. “Poli” latince bir sözcük olup çok sayıda anlamına gelirken “mer” sözcüğü ile birleştirilerek, bu yüksek ağırlıklı moleküllerin adlandırılmasında kullanılır¹⁰⁶.

Hidroksietil metakrilat (HEMA)'ın açık formülü aşağıdaki gibidir.



I



Hidrofobik monomer için süspansiyon polimerizasyonu çok iyi anlaşılmış ve geliştirilmiş olmasına rağmen, hidrofilik monomerler için aynı durum geçerli değildir. Bu durumun başlıca nedeni hidrofilik monomerlerin su ortamında süspansiyon haline getirilmesindeki zorluklardır. Genellikle, bu tür monomerler için organik süspansiyon ortamı kullanılır. Fakat bu kez de elde edilen ürünlerdeki safsızlıkların fazlalığı, istenmeyen bir durum olarak ortaya çıkmaktadır. Özellikle biyotıp uygulamaları ve iyon değiştiriciler için yüksek saflıkta polimerik mikropartiküller istenmektedir¹⁰⁷.

Son yıllarda yeni polimerizasyon teknikleri geliştirilmiş olup, 2-Hidroksietil metakrilat (HEMA) monomerlerinin polimerizasyonunda kullanılmıştır¹⁰⁷. Poli HEMA (hidroksietil metakrilat) ve HEMA monomerinin uygun başlatıcılar (azobisisobutyronitril, amonyum persülfat, redoks çiftleri vs)kullanılarak polimerleştirilmesi ile elde edilmektedir. Yapısındaki hidroksil grubu nedeniyle hidrofilik bir polimer olan poli(HEMA) yığın süspansiyon ve emülsiyon işlemleri ile üretilmektedir^{61,108,109,110}.

Poli (HEMA) ilk olarak 1936 yılında Dupond araştırmacıları tarafından üretilmiştir. Biyolojik amaçlı Poli (HEMA) ise 1960'lı yıllarda Lim ve Wichterle tarafından sentezlenmiştir ve ilk uygulaması kontakt lens yapımıdır¹⁰⁷.

Çok yakın bir zamana kadar hidrofilik HEMA monomerini süspanse duruma getirebilecek uygun bir ajanın bulunmaması nedeniyle çapraz bağlı Poli (HEMA) mikropartiküllerinin üretimi gerçekleştirilememiştir. Bazı araştırmacılar tarafından yürütülen çalışmalarla yeni teknikler geliştirilmiştir. Yöntemlerin tümünde Poli (HEMA) partiküller HEMA monomerinin az miktarda çapraz bağlayıcı ajanla (EGDMA veya TEGDMA) kopolimerizasyon / çapraz bağlama reaksiyonu sonucu hazırlanmaktadır¹⁰⁷.

Poli(HEMA) partiküllerinin biyomedikal ve biyoteknolojik uygulamaları

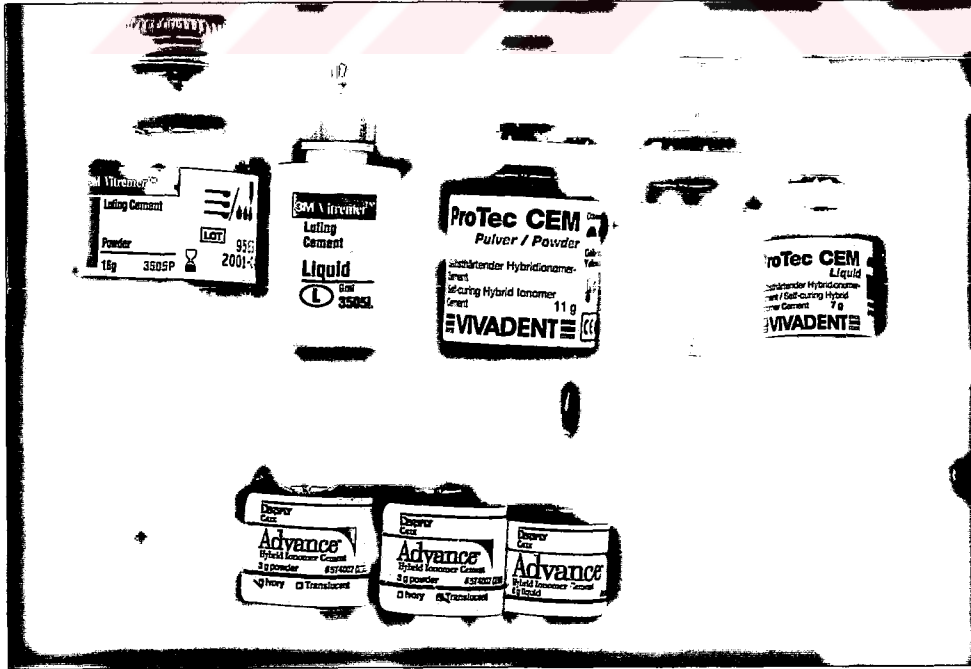
Yüksek biyoyumluluğu, ayarlanabilir gözenek yapısı, saflaştırma ve steril edilebilme kolaylığı ve ayrıca yüzey özelliklerinin çeşitli yöntemlerle modifiye edilebilir oluşu gibi nedenlerle çapraz bağlı Poli (HEMA) partikülleri; farmasotillerin kontrollü salınımı, hayvansal hücre immobilizasyonu, çeşitli enzimlerin immobilizasyonu, sorbent olarak kullanım, diş hekimliğinde kullanımı gibi çeşitli biyotıp ve biyoteknolojik uygulamalarda yaygın olarak kullanılabilir duruma gelmiştir¹⁰⁷.

Sentetik bir rezinin diş hekimliğinde kullanılabilmesi için kimyasal ve fiziksel stabilite açısından olağanüstü özellikler göstermesi, kolaylıkla işlenebilmesi, dayanıklı ve sert olup, kırılgan olmaması gerekir. Diş hekimliğinde protetik alanda , adezyonu ve fiziksel özellikleri arttırmak amacıyla , protez kaide materyallerine, yumuşak astar maddelerine, bonding ajanlara, simanlara v.s farklı tipte rezin ilavesi yapılmaktadır³.

MATERYAL VE YÖNTEM

Araştırma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarları ve Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi, Kimya Mühendisliği Bölümü Kinetik Laboratuvarlarında yapıldı.

Araştırmada farklı rezin modifiye cam iyonomer simanların bileşimlerinden biri olan hidroksi etilmetakrilat (HEMA) salınımı ve farklı rezin modifiye cam iyonomer simanların su absorpsiyon davranışları incelenmesi amacıyla %18-20 civarında rezin (hidroksietil metakrilat)(HEMA) içeren Advance(Caulk/Denstpley Inc.,U.S.A), Vitramer(3M Dental Products, U.S.A.), Protec-Cem(R&D Vivadent, Liechtenstein), isimli rezin modifiye cam iyonomer simantasyon simanları kullanıldı(Resim 1) (Tablo 1).



Resim 1: Araştırmada kullanılan simanlar

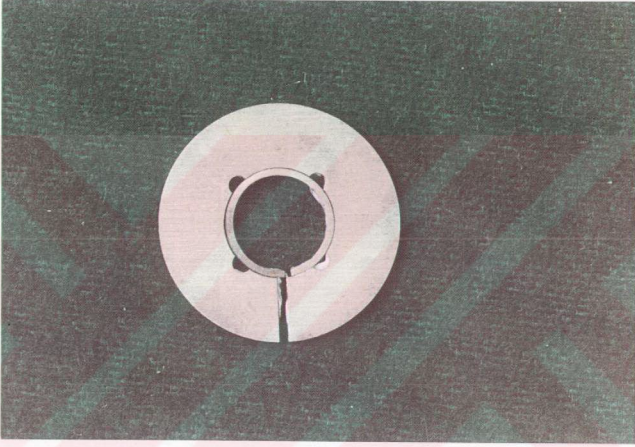
Tablo 1: Araştırmada kullanılan simanların içerikleri

MATERYAL	BİLEŞİMİ	TİPİ	UYGULAMA ALANI	ÜRETİCİ FİRMA VE ÜRETİM YERİ
Advance	Toz: Stronsiyum aluminum florosilikat cam Likit: OEMA asit monomer	Rezin modifiye cam iyonomer siman	Yapıştırıcı	Caulk/Denstply Inc., U.S.A.
Vitramer	Toz: Floroalümino silikat cam, Likit: Metakrilat ile modifiye edildi Polikarboksilat asit, HEMA	Rezin modifiye cam iyonomer siman	Yapıştırıcı	3MDental Products, U.S.A.
Protec-Cem	Toz: Ba-Al- Florosilikat cam, Ytterbiumtrifluoride, Silika, Katalist, Likit: Deiyonize su, HEMA, Dimetakrilat, Poliakrilik asit	Rezin modifiye cam iyonomer siman	Yapıştırıcı	R&D Vivadent, Liechtenstein

Hidroksietil metakrilat salınım miktarının tayini

Araştırmada hidroksietil metakrilat salınımının tayini için simantasyon amacı ile kullanılan 3 farklı rezin modifiye cam iyonomer siman maddeleri ve %

98 saflıkta HEMA (ALDRICH, Germany) maddesi ile çalışıldı. Test örneklerinin hazırlanmaında ADA 9 standartı temel olarak alındı ¹¹¹. Bu standartta göre, test örneklerini hazırlamak için 10mm çapında 1mm yüksekliğinde paslanmaz çelik kalıp hazırlandı (Resim 2).



Resim 2: HEMA salınım örneklerinin elde edilmesinde kullanılan kalıp

HEMA salınımının tespit edileceği örnekler 3 gruba ayrıldı.

Bunlar;

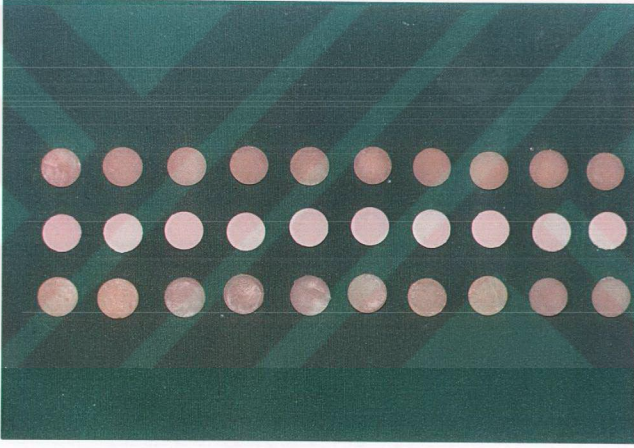
A grubu: Advance

B grubu: Vitramer

C grubu: Protec-Cem

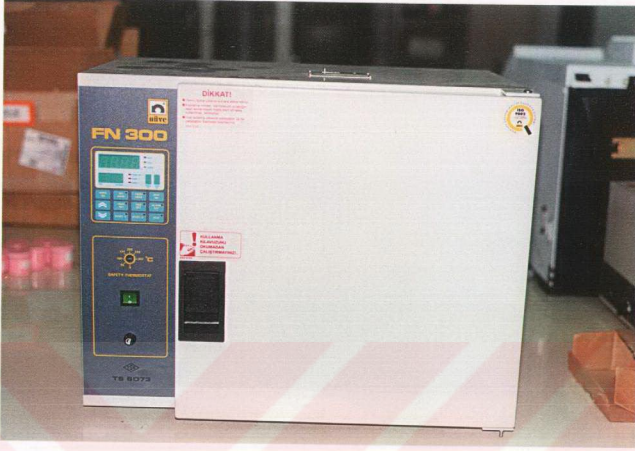
Simanların standart bir şekle sahip olması için hazırlanan kalıp paslanmaz çelik plaka üzerine yerleştirildi. Her grup siman üretici firmanın önerisi doğrultusunda karıştırıldı. Hazırlanan siman, siman spatülü ile kalıp içerisine

yerleştirildi ve üst yüzey düzeltildikten sonra diğer paslanmaz çelik plaka kalıp içerisindeki simanın üzerine kapatıldı ve üstteki plakanın üzerine fazla siman uzaklaşınca kadar bastırıldı. Hazırlanan siman karışımının sertleşmesi için gerekli süre beklenerek ve sertleşen örnekler kalıptan çıkartıldı. Her siman grubundan eşit çap ve yükseklikte 10'ar örnek elde edilene kadar bu işlem tekrarlandı ve sonuçta 30 adet deney örneği hazırlandı(Resim 3)

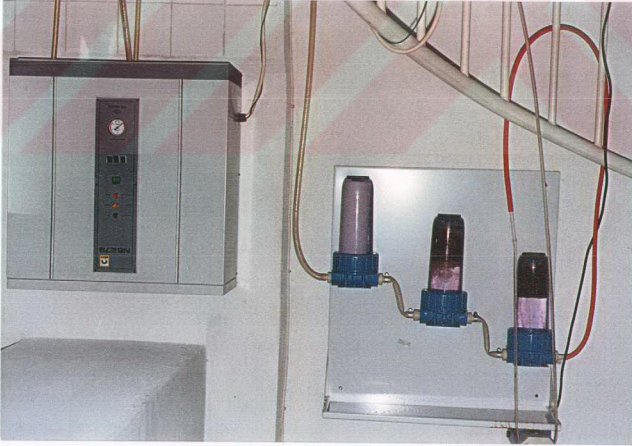


Resim 3: Hazırlanan siman örnekler

Hazırlanan örnekler etüve (FN 300 NÜVE, Türkiye)konularak $37\pm1^{\circ}\text{C}$ de 1 saat süresince bekletildi(Resim 4). Daha sonra örnekler içerisinde 20 ml deiyonize su bulunan ağzı kapaklı 50 cc'lik cam şişelere konuldu. Deiyonize su, çeşme suyunun iyon tutucu reçinelerin bulunduğu kolonlardan (NS 278 NÜVE, Türkiye) geçirilmesi ile elde edildi (Resim 5).



Resim 4: Araştırmada kullanılan etüv



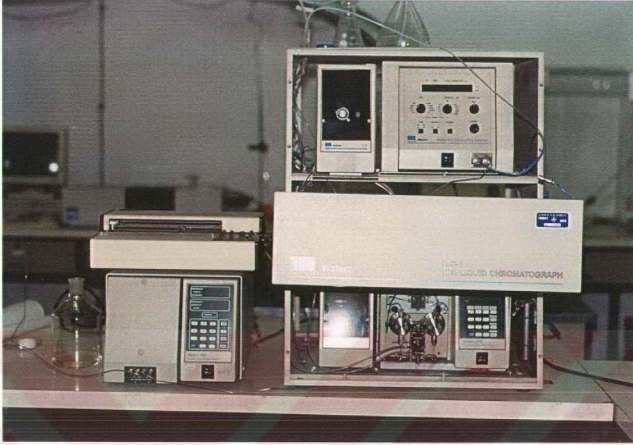
Resim 5: Araştırmada kullanılan deiyonize su cihazı

Siman örnekleri şişe içerisine atıldıktan 10 dakika sonra şişe içerisindeki sıvıdan mikropipet yardımı ile 1ml alınarak ağzı kapaklı cam tüp içerisine konuldu. Aynı işlem 30 örneğe hızlı bir şekilde yapıldı. Daha sonra mikropipet yardımı ile şişelere 1ml deiyonize su ilave edildi. Örneklerin karışmaması için önceden şişelere etiket yapıştırılarak numaralandırıldı(Resim 6).



Resim 6: Deiyonize su içerisinde bulunan örnekler

Elde edilen solüsyonlarda hidroksi etilmetakrilat (HEMA) maddesinin olup olmadığının araştırılması ve eğer mevcutsa miktarının tespiti için Yüksek Performans Likit Kromatografi (High Performance Likit Chromatography (HPLC))cihazı (MILLIPORE ILC-1, U.S.A) kullanıldı(Resim 7)(Tablo 2).

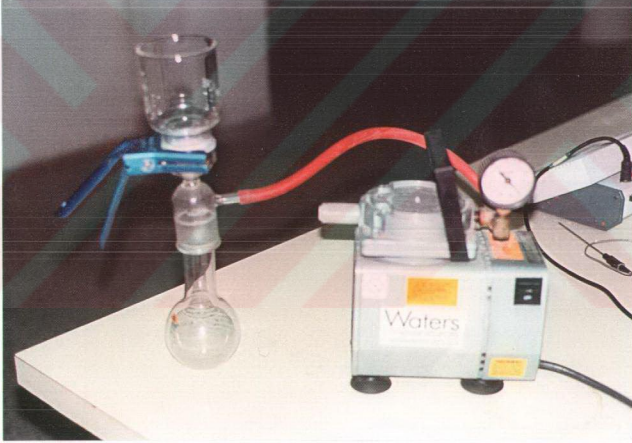


Resim 7: Araştırmada kullanılan HPLC cihazı

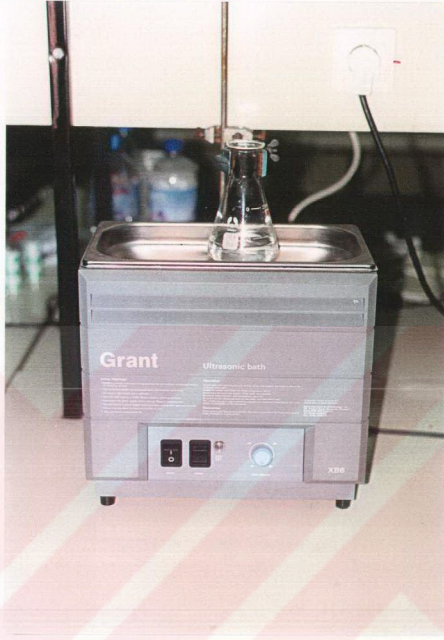
Tablo 2 :HPLC cihazının çalışma koşulları

Kolon	3,9 mm x 300 mm C18 μ BONDOPAK
Akış oranı	1,7 ml/min
Grafik hızı	2 cm/min
Dedektör	484 WATERS UV
Dalgaboyu	215 nm
Filtre	1,0
Ayar	WATERS 590 PUMP ILC (WATERS HPLC)
Örnek enjeksiyonu	100 μ l LOOP
Mobil faz	15% METHANOL + 85% DEİYONİZE SU (18 megahm)

HPLC cihazının çalışmasında önemli bir faktör olan mobil faz %15 metanol ve %85 deiyonize su kullanılarak hazırlandı. Hazırlanan çözelti makro partiküllerin uzaklaştırılması için vakumlu filtre cihazında(MILLIPORE, U.S.A) filtre edildi (Resim 8). Hazırlanan çözelti daha sonra ultrasonik banyo cihazına (GrantX-B6, England) konularak 1 saat süresince“degassing” işlemi yapıldıktan sonra HPLC’ye konuldu (resim 9). Bu işlem HPLC cihazında kullanılan çözelti bittikçe tekrarlandı.

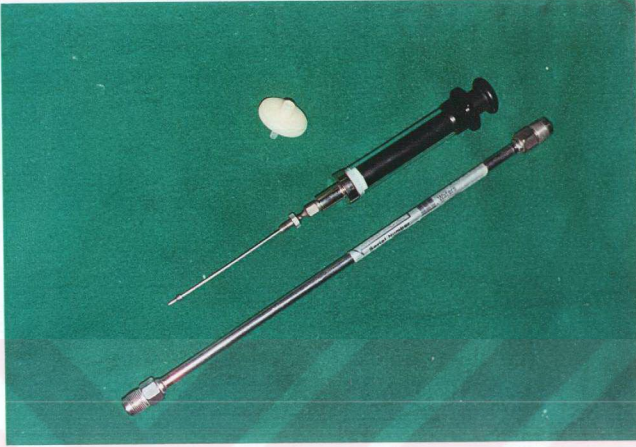


Resim 8 : Araştırmada kullanılan filtre cihazı



Resim 9 : Araştırmada kullanılan ultrasonik banyo cihazı

HEMA piklerinin oluşması için %98 saflıktaki HEMA'dan , deiyonize su ilave edilerek 107 ppm, 50 ppm, 10.7 ppm'lik çözeltiler hazırlanarak,107 ppm'den dört adet , 50 ppm'den dört adet, 10.7 ppm'den iki adet HPLC'ye enjeksiyon yapıldı(Resim 10)(Resim11). Yaklaşık 7 dakika sonra HEMA piklerinin çıkışı gözlemlendi.



Resim 10: Araştırmada kullanılan kolon, enjektör ve filtre



Resim 11: Araştırma için hazırlanan çözeltiler ve kullanılan saf HEMA

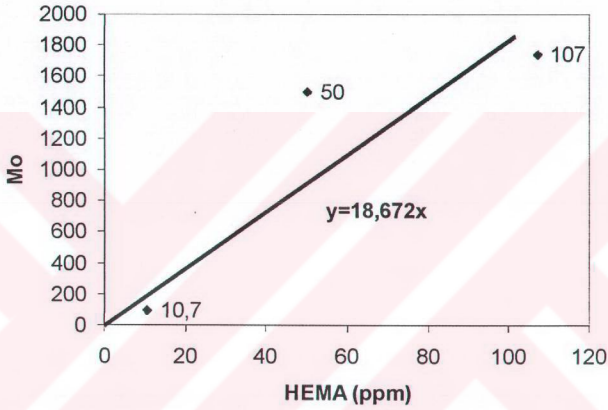
Siman örneklerin şişelere konulmasından 1 saat sonra şişelerden mikropipet yardımı ile 1'er ml sıvı alarak cam tüplere konuldu. Daha sonra cam şişelere 1 ml deiyonize su ilave edildi. Cam tüpler önceden tüm gruplar için numaralandırıldı. Tüpler içerisindeki sıvı teker teker enjektör ile HPLC cihazına enjekte edildi. Yazıcıdan bazı piklerin çıktığı gözlemlendi. Bu piklerin değerlendirmesinde HEMA piki olup olmadığına daha önce standart olarak verilen %98'lik saf HEMA pikine bakılarak karar verildi.

Benzer şekilde HEMA salınım kinetiğinin incelenmesi için siman örnekler şişelere atıldıktan 24 saat ve 7 gün sonra şişelerden mikropipet yardımı ile 1'er ml sıvı alındı ve cam tüplere konuldu. Daha sonra cam şişelere 1 ml deiyonize su ilave edildi. Tüplerdeki sıvı enjektör ile HPLC cihazına enjekte edildi. Yazıcıdan bazı piklerin çıktığı gözlemlendi. Bu piklerin değerlendirmesinde HEMA piki olup olmadığına daha önce standart olarak verilen %98'lik saf HEMA pikine bakılarak karar verildi.

Bir şeffaf milimetrik kağıt üzerine satır aralığı 2 , sütun aralığı 5 olmak üzere 0'dan başlayarak numara verildi. Yazıcıdan çıkan pikler enjeksiyonun yapıldığı andaki çizgi 0 noktasına gelecek şekilde yerleştirildi ve değerler okunarak yazıldı. 10 adet HEMA değeri ve 120 adet örnek bu şekilde okunarak yazıldı ve elde edilen sonuçlar basic bilgisayar programına yüklenerek değerlendirildi.

Konsantrasyon değerleri ppm cinsinden bilinen saf HEMA ve diğer örneklerin M_0 değerleri bilgisayarda $M_0 = \int C_t \cdot dt$ (M_0 : Pik altında kalan alan, C_t : Konsantrasyon, dt : Zaman) formülüne göre hesaplandı.

Kalibrasyon eğrisinin (Grafik 1) oluşması amacı ile enjeksiyon miktarına karşı elde edilen alan değerleri (M_0) grafiğe geçirildi. Bu grafik yardımı ile daha önce pik alanları hesaplandı olan (M_0) örneklerin HEMA konsantrasyon değerleri hesaplandı.



Grafik 1 : Kalibrasyon eğrisi

Su absorpsiyon miktarının saptanması

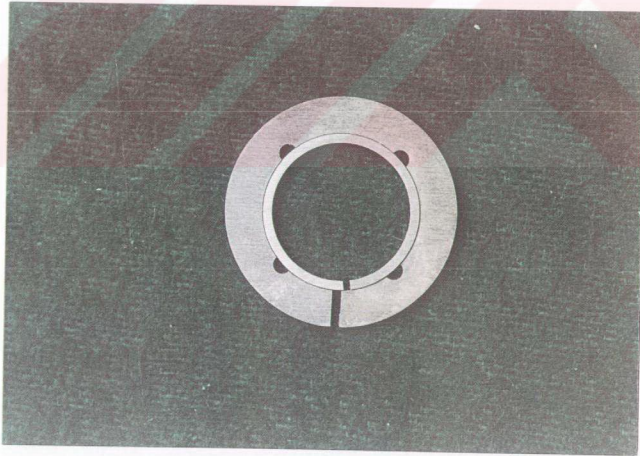
Su absorpsiyon miktarının belirlenmesi için yaptığımız deneyde aynı rezin modifiye cam iyonomer simanlar kullanıldı; Protec-Cem (R&D Vivadent, Liechtenstein), Advance (Caulk/Denstply Inc.,U.S.A), Vitramer(3M Dental Products). Simanlar üç grupta incelendi(Tablo 1).

A grubu : Advance

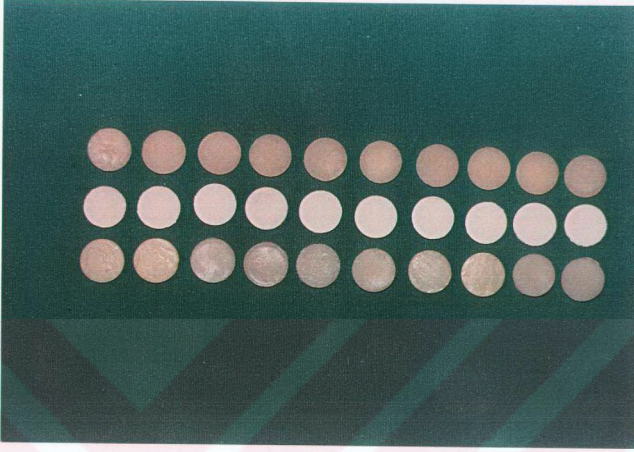
B grubu : Vitramer

C grubu : Protec-Cem

Su absorpsiyon deneyi ISO 4049 (1998) standardına göre yapıldı¹¹². Bu standarda göre 15 ± 1 mm çapında ve $1 \pm 0,1$ mm kalınlığında paslanmaz çelikten kalıp hazırlandı (Resim 12). Hazırlanan kalıp paslanmaz çelik plaka üzerine konuldu. Simanlar üretici firmanın önerisine uyularak karıştırılarak siman spatülü ile kalıp içerisine yerleştirildi. Daha sonra siman spatülü ile simanın üst yüzeyi düzeltildi ve siman üzerine paslanmaz çelik plaka kapatılarak fazla siman uzaklaşana kadar basınç uygulandı. Simanın sertleşmesi için gerekli sürenin sonunda sertleşen siman örnekler kalıptan çıkartıldı. Bu işlem her siman grubundan 10'ar örnek olmak üzere toplam 30 örnek elde edilinceye kadar tekrarlandı (Resim 13).



Resim 12: Su absorpsiyonu deneyinde kullanılan kalıp



Resim 13: Araştırmada kullanılan siman örnekler

Deney için 2 adet desikatör kullanıldı. Desikatörün alt bölümüne nemin alınması için kalsiyum klorür konuldu(Resim14). Örnekler daha önce numaralandırıldı olan cam şişeler içine yerleştirildikten sonra desikatör içine konularak etüvde $37\pm1^{\circ}\text{C}$ 'de 24 saat bekletildi (Resim 4). Daha sonra $23\pm1^{\circ}\text{C}$ 'de desikatörde 1 saat bekletildi ve işleme $\pm 0,2$ mg ağırlık kaybı olmayana kadar devam edildi.



Resim 14: Araştırmada kullanılan desikatörler.

Örnekler sonra cam şişelerden presel yardımı ile alınarak hassas terazide (METTLER A J150, Switzerland) tartıldı(Resim 15). Burada elde edilen ağırlık M_1 dir. Bu işlem sabit bir M_1 ağırlığı elde edilinceye kadar tekrarlandı. Sabit bir M_1 ağırlığı elde edildikten sonra cam şişelere deiyonize su ilave edildi. Cam şişeler etüve yerleştirilerek $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 'de 7 gün süresince bekletildi. 7. gün sonunda cam şişeler etüvden alındı. Örnekler presel ile cam şişeden alınıp su altında yıkandıktan sonra 15 sn.hava sıkılarak kurutularak 1 dakika sonra hassas terazide tartıldı. Bu işlem sonunda elde edilen kütle M_2 dir. Bütün örnekler için aynı işlem yapıldıktan ve hassas terazide tartıldıktan sonra örnekler desikatör içine konuldu. $23 \pm 1^\circ\text{C}$ 'de 1 saat süre ile beklendikten sonra tekrar hassas terazide tartıldı. Aynı işlem 7-8 kez yapıldıktan sonra tartım değeri sabitleşti. Bu işlem sonunda sabitleşen tartım M_3 değeridir.



Resim 15: Araştırmada kullanılan hassas terazi

Su absorpsiyon miktarları şu formüle göre hesaplandı: $W_{sp} = \frac{M_2 - M_3}{V}$

V: silindirin hacmi (mm^3)

M_2 ve M_3 değerleri mikrogram(μgr) ve silindirin hacmi milimetreküp (mm^3) cinsinden hesaplandı. Sonuçlar $\mu gr/mm^3$ cinsinden hesaplandı(Tablo 3).

Sonuçların istatistiksel olarak, guplarası karşılaştırması Kruskal-Wallis testi, grupların ikişer ikişer değerlendirilmesi Mann- Whitney U testi, grup içi karşılaştırma Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek testi ile yapıldı.

BULGULAR

Araştırmada kullanılan, Advance, Vitramer, Protec-Cem rezin modifiye cam iyonomer simanlarının HEMA salınım değerleri ve su absorpsiyon değerleri Tablo 2 ve Tablo 3’de gösterilmiştir.

Advance simanın HEMA salınımı ve su absorpsiyonundan elde edilen değerlerin ortalamaları ($\bar{x}$), standart hataları (S.Hata), standart sapmaları (S. Sapma), minimum(Min.) ve maksimum (Max.) değerleri Tablo 4’de gösterilmiştir.

Tablo 4 : Advance simanın istatistiksel verileri (n : örnek sayısı)

Advance Siman	n	$\bar{x}$	S.Hata	S.Sapma	Min.	Max.	Max-Min
10 Dakikadaki HEMA Salınımı	10	5,50550	0,65681	2,07702	1,285	9,211	7,926
1 Saatteki HEMA Salınımı	10	18,85180	1,22440	3,87188	14,996	26,350	11,354
24 Saatteki HEMA Salınımı	10	34,66150	1,73642	5,49104	29,349	46,272	16,923
7 Gündeki HEMA Salınımı	10	37,10350	2,02649	6,40831	28,063	48,843	20,780
Su Absorpsiyonu	10	132,86960	6,25482	19,77948	99,030	162,409	63,379

Vitramer simanın HEMA salınımı ve su absorpsiyonundan elde edilen değerlerin ortalamaları ($\bar{x}$), standart hataları (S.Hata), standart sapmaları (S. Sapma), minimum(Min.) ve maksimum (Max.) değerleri Tablo 5’de gösterilmiştir.

Tablo 2: Araştırmada kullanılan simanlardan elde edilen HEMA salınım değerleri (X:ppm)

	Advance			Vitramer			Protec-Cem		
	PIK ADI	Mo	X=Mo/18,672	PIK ADI	Mo	X=Mo/18,672	PIK ADI	Mo	X=Mo/18,672
10 dakikadaki HEMA salınım değerleri	A ₁	120	6,426735219	B ₁	972	52,05655527	C ₁	712	38,1319623
	A ₂	108	5,784061697	B ₂	1028	55,05569837	C ₂	344	18,42330763
	A ₃	108	5,784061697	B ₃	1008	53,98457584	C ₃	200	10,71122536
	A ₄	172	9,211653813	B ₄	972	52,05655527	C ₄	168	8,997429306
	A ₅	108	5,784061697	B ₅	972	52,05655527	C ₅	164	8,783204799
	A ₆	84	4,498714653	B ₆	900	48,20051414	C ₆	176	9,42587832
	A ₇	132	7,06940874	B ₇	972	52,05655527	C ₇	332	17,7806341
	A ₈	72	3,856041131	B ₈	920	49,27163668	C ₈	300	16,06683805
	A ₉	100	5,355612682	B ₉	1256	67,26649529	C ₉	228	12,21079692
	A ₁₀	24	1,285347044	B ₁₀	1128	60,41131105	C ₁₀	144	7,712082262
1 saatteki HEMA salınım değerleri	A ₁ ^I	288	15,42416452	B ₁ ^I	1252	67,05227078	C ₁ ^I	476	25,49271637
	A ₂ ^I	328	17,5664096	B ₂ ^I	1320	70,6940874	C ₂ ^I	512	27,42073693
	A ₃ ^I	320	17,13796058	B ₃ ^I	1508	80,76263925	C ₃ ^I	496	26,5638389
	A ₄ ^I	492	26,3496144	B ₄ ^I	1748	93,61610968	C ₄ ^I	460	24,63581834
	A ₅ ^I	280	14,99571551	B ₅ ^I	1620	86,76092545	C ₅ ^I	304	16,28106255
	A ₆ ^I	284	15,20994002	B ₆ ^I	1540	82,4764353	C ₆ ^I	372	19,92287918
	A ₇ ^I	436	23,35047129	B ₇ ^I	1784	95,54413025	C ₇ ^I	532	28,49185947
	A ₈ ^I	312	16,70951157	B ₈ ^I	1944	104,1131105	C ₈ ^I	480	25,70694087
	A ₉ ^I	376	20,13710368	B ₉ ^I	1944	104,1131105	C ₉ ^I	404	21,63667524
	A ₁₀ ^I	404	21,63667524	B ₁₀ ^I	1556	83,33333333	C ₁₀ ^I	364	19,49443016
24 saatteki HEMA salınım değerleri	A ₁ ^{II}	548	29,3487575	B ₁ ^{II}	1588	85,04712939	C ₁ ^{II}	452	24,20736932
	A ₂ ^{II}	568	30,41988003	B ₂ ^{II}	1584	84,83290488	C ₂ ^{II}	560	29,99143102
	A ₃ ^{II}	620	33,20479863	B ₃ ^{II}	1460	78,19194516	C ₃ ^{II}	436	23,35047129
	A ₄ ^{II}	864	46,27249357	B ₄ ^{II}	1800	96,40102828	C ₄ ^{II}	508	27,20651243
	A ₅ ^{II}	608	32,56212511	B ₅ ^{II}	1740	93,18766067	C ₅ ^{II}	376	20,13710368
	A ₆ ^{II}	564	30,20565553	B ₆ ^{II}	1540	82,4764353	C ₆ ^{II}	448	23,99314482
	A ₇ ^{II}	656	35,13281919	B ₇ ^{II}	2052	109,8971722	C ₇ ^{II}	432	23,13624679
	A ₈ ^{II}	572	30,63410454	B ₈ ^{II}	1924	103,041988	C ₈ ^{II}	620	33,20479863
	A ₉ ^{II}	756	40,48843188	B ₉ ^{II}	1880	100,6855184	C ₉ ^{II}	708	37,91773779
	A ₁₀ ^{II}	716	38,3461868	B ₁₀ ^{II}	1884	100,8997429	C ₁₀ ^{II}	508	27,20651243
7 gündeki HEMA salınım değerleri	A ₁ ^{III}	912	48,84318766	B ₁ ^{III}	1200	64,26735219	C ₁ ^{III}	584	31,27677806
	A ₂ ^{III}	716	38,3461868	B ₂ ^{III}	1644	88,04627249	C ₂ ^{III}	628	33,63324764
	A ₃ ^{III}	568	30,41988003	B ₃ ^{III}	1756	94,0445587	C ₃ ^{III}	524	28,06341045
	A ₄ ^{III}	696	37,2506427	B ₄ ^{III}	1756	94,0445587	C ₄ ^{III}	552	29,56298201
	A ₅ ^{III}	572	30,63410454	B ₅ ^{III}	1764	94,47300771	C ₅ ^{III}	404	21,63667524
	A ₆ ^{III}	524	28,06341045	B ₆ ^{III}	1188	63,62467866	C ₆ ^{III}	476	25,49271637
	A ₇ ^{III}	784	41,98800343	B ₇ ^{III}	1904	101,9708655	C ₇ ^{III}	576	30,84832905
	A ₈ ^{III}	632	33,84747215	B ₈ ^{III}	1868	100,0428449	C ₈ ^{III}	472	25,27849186
	A ₉ ^{III}	760	40,70265638	B ₉ ^{III}	1888	101,1139674	C ₉ ^{III}	504	26,99228792
	A ₁₀ ^{III}	764	40,91688089	B ₁₀ ^{III}	1856	99,40017138	C ₁₀ ^{III}	624	33,41902314

Tablo 3: Su absorpsiyon deney sonuçları

TARTIMLAR (m1, m2, m3)(gr.) (v=176,7145867875 mm³)																			
No	M ₁	M ₁ ¹	M ₁ ²	M ₁ ³	M ₁ ⁴	M ₂	M ₂ ¹	M ₂ ²	M ₂ ³	M ₂ ⁴	M ₃	M ₃ ¹	M ₃ ²	M ₃ ³	M ₃ ⁴	M ₃ ^v	M ₃ ^{vi}	M ₃ ^{vn}	W _{ab} =(M ₂ -M ₂ ^{vn})/v (µg/mm³)
A ₁	0.4557	0.4713	0.4703	0.4703	0.6297	0.6190	0.6131	0.6093	0.6077	0.6063	0.6048	0.6024	0.6010	0.6010	162.4088				
A ₂	0.2988	0.3348	0.3331	0.3331	0.4381	0.4273	0.4243	0.4219	0.4205	0.4192	0.4183	0.4176	0.4160	0.4160	125.0804				
A ₃	0.5344	0.7488	0.7475	0.7472	0.5699	0.5663	0.5619	0.5677	0.5527	0.5509	0.5489	0.5477	0.5461	0.5461	134.6804				
A ₄	0.5879	0.6474	0.6463	0.6464	0.6244	0.6110	0.6098	0.6077	0.6067	0.6056	0.6046	0.6034	0.6020	0.6020	126.7581				
A ₅	0.2869	0.3473	0.3459	0.3451	0.3769	0.3681	0.3628	0.3596	0.3565	0.3548	0.3535	0.3528	0.3515	0.3515	143.7346				
A ₆	0.4898	1.2443	1.2428	1.2429	0.5276	0.5117	0.5087	0.5064	0.5054	0.5042	0.5033	0.5028	0.5017	0.5017	146.5640				
A ₇	0.3669	0.2961	0.2954	0.2953	0.3971	0.3851	0.3824	0.3800	0.3787	0.3776	0.3764	0.3757	0.3748	0.3748	126.1922				
A ₈	0.4774	1.2441	1.2435	1.2427	0.5059	0.4960	0.4942	0.4920	0.4910	0.4899	0.4888	0.4878	0.4866	0.4866	109.2157				
A ₉	0.6169	0.6532	0.6524	0.6530	0.6647	0.6508	0.6490	0.6459	0.6447	0.6429	0.6413	0.6392	0.6373	0.6373	155.0523				
A ₁₀	0.5041	1.1849	1.1834	1.1832	0.5409	0.5307	0.5291	0.5279	0.5268	0.5257	0.5255	0.5247	0.5234	0.5234	99.0297				
B ₁	0.4120	0.5925	0.5903	0.5908	0.4775	0.4035	0.4003	0.3967	0.3938	0.3909	0.3892	0.3875	0.3861	0.3861	177.6877				
B ₂	0.4525	1.0521	1.0508	1.0502	0.4772	0.4622	0.4587	0.4563	0.4535	0.4499	0.4479	0.4472	0.4455	0.4455	179.3853				
B ₃	0.3754	0.3911	0.3885	0.3886	0.4852	0.4751	0.4696	0.4647	0.4597	0.4566	0.4539	0.4524	0.4500	0.4500	199.1913				
B ₄	0.3771	1.0287	1.0286	1.0278	0.3842	0.3749	0.3708	0.3665	0.3609	0.3567	0.3534	0.3521	0.3494	0.3494	196.9277				
B ₅	0.4285	0.5509	0.5499	0.5493	0.4436	0.4341	0.4306	0.4260	0.4184	0.4154	0.4115	0.4082	0.4047	0.4047	220.1290				
B ₆	0.3898	0.5638	0.5622	0.5621	0.3918	0.3817	0.3758	0.3730	0.3685	0.3659	0.3628	0.3618	0.3594	0.3594	183.3465				
B ₇	0.4569	1.2480	1.2466	1.2472	0.4923	0.4756	0.4723	0.4651	0.4563	0.4529	0.4494	0.4471	0.4441	0.4441	216.1678				
B ₈	0.3835	1.1747	1.1727	1.1831	0.3728	0.3589	0.3559	0.3535	0.3515	0.3496	0.3475	0.3466	0.3450	0.3450	157.3158				
B ₉	0.4858	0.4872	0.4852	0.4843	0.5068	0.4960	0.4902	0.4835	0.4799	0.4749	0.4739	0.4723	0.4706	0.4706	204.8501				
B ₁₀	0.3752	0.5168	0.5153	0.5153	0.3792	0.3640	0.3622	0.3598	0.3574	0.3558	0.3544	0.3532	0.3519	0.3519	154.4864				
C ₁	0.5266	1.1892	1.1881	1.1881	0.5370	0.5275	0.5256	0.5248	0.5242	0.5233	0.5230	0.5224	0.5214	0.5214	88.2779				
C ₂	0.3657	0.3917	0.3910	0.3908	0.4788	0.4687	0.4591	0.4541	0.4473	0.4446	0.4412	0.4401	0.4392	0.4392	224.0902				
C ₃	0.5068	0.5137	0.5130	0.5117	0.5206	0.5070	0.5020	0.4989	0.4909	0.4889	0.4873	0.4861	0.4849	0.4849	202.0207				
C ₄	0.5347	1.3375	1.3364	1.3347	0.5532	0.5488	0.5479	0.5433	0.5361	0.5349	0.5341	0.5334	0.5325	0.5325	117.1380				
C ₅	0.5203	1.3293	1.3286	1.3278	0.5348	0.5257	0.5233	0.5200	0.5189	0.5171	0.5166	0.5163	0.5147	0.5147	113.7427				
C ₆	0.5057	1.2821	1.2807	1.2608	0.5150	0.5095	0.5059	0.4997	0.4989	0.4979	0.4973	0.4965	0.4956	0.4956	109.7815				
C ₇	0.5072	1.3019	1.3004	1.3010	0.5176	0.5036	0.4995	0.4985	0.4979	0.4971	0.4963	0.4958	0.4950	0.4950	127.8698				
C ₈	0.5009	1.2822	1.2804	1.2604	0.5144	0.5115	0.5088	0.5029	0.4947	0.4888	0.4879	0.4868	0.4860	0.4860	160.7111				
C ₉	0.5254	0.6615	0.6602	0.6602	0.5378	0.5275	0.5250	0.5158	0.5122	0.5072	0.5063	0.5050	0.5045	0.5045	188.4395				
C ₁₀	0.5348	0.5673	0.5666	0.5668	0.5221	0.5408	0.5362	0.5349	0.5340	0.5329	0.5316	0.5312	0.5271	0.5271	-28.1810				

M₁: Örneğin ilk tartımı (gr)M₁' : Örneğin etüde 37°C de 24 saat ve desikatörde 22°C de 1 saat bekletildikten sonraki tartımları (gr)M₁'' , M₁''' : Sabit değer elde etmek için işlemi yeniden uygulandıktan sonraki tartımlarM₂ : Örneğin etüde 37°C de 7 gün bekletildikten sonraki tartımları (gr)M₂ : Örneğin etüde 37°C de 7 gün bekletildikten sonraki tartımları (gr)M₂' : Örneğin etüde 37°C de 7 gün bekletildikten sonraki tartımları (gr)M₂'' , M₂''' , M₂'''' , M₂' , M₂'' , M₂''' : Örneğin etüde 37°C de 7 gün bekletildikten sonraki tartımları (gr)M₃ : Örneğin etüde 37°C de 7 gün bekletildikten sonraki tartımları (gr)M₃' : Örneğin etüde 37°C de 7 gün bekletildikten sonraki tartımları (gr)M₃'' , M₃''' , M₃'''' , M₃' , M₃'' , M₃''' : Örneğin etüde 37°C de 7 gün bekletildikten sonraki tartımları (gr)

A: Advance Siman

B: Vitramer Siman

C: Protec-Cem Siman

Tablo 5 : Vitramer simanın istatistiksel verileri (n : örnek sayısı)

Vitrimer Siman	n	x	S.Hata	S.Sapma	Min.	Max.	Max-Min
10 Dakikadaki HEMA Salınımı	10	54,24190	1,79103	5,66374	48,201	67,266	19,065
1 Saatteki HEMA Salınımı	10	86,83650	4,00021	12,64977	67,052	104,113	37,061
24 Saatteki HEMA Salınımı	10	93,46610	3,29516	10,42021	78,192	109,897	31,705
7 Gündeki HEMA Salınımı	10	90,12460	4,55762	14,41245	63,625	101,971	38,346
Su Absorbsiyonu	10	188,94870	7,12779	22,54006	154,486	220,129	65,643

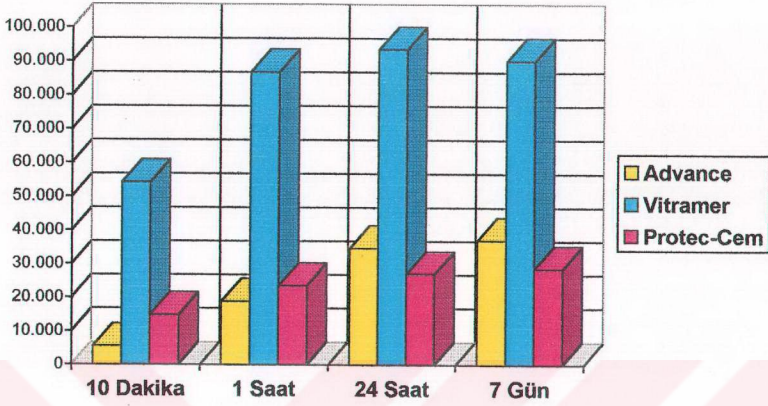
Protec-Cem simanın HEMA salınımı ve su absorpsiyonundan elde edilen değerlerin ortalamaları (x), standart hataları (S.Hata), standart sapmaları (S. Sapma), minimum(Min.) ve maksimum (Max.) değerleri Tablo 6'da gösterilmiştir.

Tablo 6 : Protec-Cem simanın istatistiksel verileri (n : örnek sayısı)

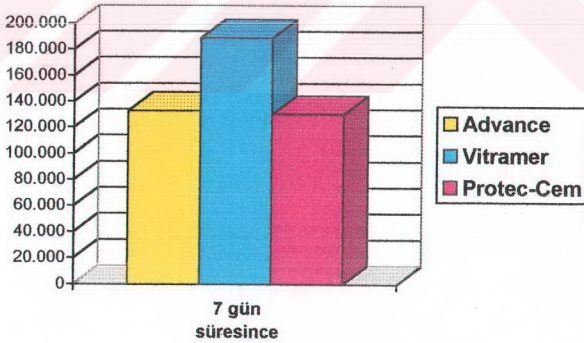
Protec-Cem Siman	n	x	S.Hata	S.Sapma	Min.	Max.	Max-Min
10 Dakikadaki HEMA Salınımı	10	14,82430	2,86825	9,07019	7,712	38,132	30,420
1 Saatteki HEMA Salınımı	10	23,59480	1,27626	4,03590	16,281	28,492	12,211
24 Saatteki HEMA Salınımı	10	27,03510	1,69614	5,36367	20,137	37,918	17,781
7 Gündeki HEMA Salınımı	10	28,62030	1,21903	3,85492	21,637	33,633	11,996
Su Absorbsiyonu	10	130,39110	22,60816	71,49328	-28,181	224,090	252,271

Advance, Vitramer, Protec-Cem siman örneklerine ait HEMA salınımı ortalama değerleri Grafik 2'de gösterilmektedir.

Advance, Vitramer, Protec-Cem siman örneklerine ait su absorpsiyon ortalama değerleri Grafik 3'de gösterilmektedir.



Grafik 2: Kullanılan simanların ortalama değerleri (ppm).



Grafik 3: Kullanılan simanların su absorpsiyon değerlerinin ortalaması ($\mu\text{gr}/\text{mm}^3$).

Araştırmada kullanılan tüm istatistiksel testlerde α değeri 0.05 alınmıştır.

Gruplararası Karşılaştırma

Araştırmada kullanılan Advance, Vitramer, Protec-Cem rezin modifiye cam iyonomer simanlarının gruplararası karşılaştırması Kruskal – Wallis testi ile yapılmıştır.

Advance siman ,Vitramer simanın ve Protec-Cem simanın HEMA salınımı ve su absorpsiyonundan elde edilen değerlerin Kruskal- Wallis testi ile karşılaştırılması Tablo 7’de gösterilmiştir.

Tablo 7 : Advance,Vitramer, Protec-Cem simanın Kruskal-Wallis testi ile karşılaştırılması

	Grup	n	Sıra numaraları ortalamaları
10 Dakikadaki HEMA Salınımı	Advance	10	5,80
	Vitramer	10	25,50
	Protec-Cem	10	15,20
	Toplam	30	
1 Saatteki HEMA Salınımı	Advance	10	7,55
	Vitramer	10	25,50
	Protec-Cem	10	13,45
	Toplam	30	
24 Saatteki HEMA Salınımı	Advance	10	14,15
	Vitramer	10	25,50
	Protec-Cem	10	6,85
	Toplam	30	
7 Gündeki HEMA Salınımı	Advance	10	14,15
	Vitramer	10	25,50
	Protec-Cem	10	6,85
	Toplam	30	
Su Absorpsiyonu	Advance	10	10,80
	Vitramer	10	22,80
	Protec-Cem	10	12,90
	Toplam	30	

Gruplararası karşılaştırma yapıldığında, 10 dakika için siman grupları arası fark önemlidir, ($\chi^2=25,134$, $p=0,0001$) .

Gruplararası karşılaştırma yapıldığında 1 saat için siman grupları arası fark önemlidir, ($\chi^2=21,610$, $p=0,0001$).

Gruplararası karşılaştırma yapıldığında 24 saat için siman grupları arası fark önemlidir, ($\chi^2=22,800$, $p=0,0001$).

Gruplar arası karşılaştırma yapıldığında 7 gün için siman grupları arası fark önemlidir, ($\chi^2=22,803$, $p=0,0001$).

Su absorpsiyonu için siman grupları arası fark önemlidir, ($\chi^2=10,599$, $p=0,005$) .

Su absorpsiyonu dışında, zamanlar açısından değişkenlere ilişkin tüm gruplararası fark önemli olduğu için gruplar ikişer ikişer Mann –Whitney U Testi ile karşılaştırılmıştır.

Mann –Whitney U Testi

Advance ve Protec-Cem simanın, HEMA salınımı ve su absorpsiyonundan elde edilen değerlerin Mann –Whitney U Testi ile karşılaştırılması Tablo 8’de gösterilmiştir.

Tablo 8 : Advance ve Protec-Cem simanın Mann –Whitney U Testi ile karşılaştırılması

	Grup	n	Sıra numaraları ortalamaları	Sıra numaralar toplamı
10 Dakikadaki HEMA Salınımı	Advance	10	5,80	58,00
	Protec-Cem	10	15,20	152,00
	Toplam	20		
1 Saatteki HEMA Salınımı	Advance	10	7,55	75,50
	Protec-Cem	10	13,45	134,50
	Toplam	20		
24 Saatteki HEMA Salınımı	Advance	10	14,15	141,50
	Protec-Cem	10	6,85	68,50
	Toplam	20		
7 Gündeki HEMA Salınımı	Advance	10	14,15	141,50
	Protec-Cem	10	6,85	68,50
	Toplam	20		
Su Absorbsiyonu	Advance	10	10,50	105,00
	Protec-Cem	10	10,50	105,00
	Toplam	20		

Advance ve Protec-Cem rezin modifiye cam iyonomer simanın 10 dakika sonundaki HEMA salınım sonuçları, istatistiksel olarak Mann –Whitney U Testi ile değerlendirildiğinde, Advance ve Protec-Cem siman grupları arası fark önemli bulunmuştur,($U= 3,0$, $p=0,0001$).

Advance ve Protec-Cem rezin modifiye cam iyonomer simanın 1 saat sonundaki HEMA salınım sonuçları, istatistiksel olarak Mann –Whitney U Testi ile değerlendirildiğinde, Advance ve Protec-Cem siman grupları arası fark önemli bulunmuştur,($U= 20,5$, $p=0,023$).

Advance ve Protec-Cem rezin modifiye cam iyonomer simanın 24 saat sonundaki HEMA salınım sonuçları, istatistiksel olarak Mann –Whitney U Testi ile değerlendirildiğinde, Advance ve Protec-Cem siman grupları arası fark önemli bulunmuştur,($U= 13.5$, $p=0,004$).

Advance ve Protec-Cem rezin modifiye cam iyonomer simanın 7 gün sonundaki HEMA salınım sonuçları, istatistiksel olarak Mann –Whitney U Testi ile değerlendirildiğinde,Advance ve Protec-Cem siman grupları arası fark önemli bulunmuştur,(U= 13.5 , p=0,004).

Advance ve Protec-Cem rezin modifiye cam iyonomer simanın su absorpsiyonu deney sonuçları Mann –Whitney U Testi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde, Advance ve Protec-Cem siman grupları arası fark önemsiz bulunmuştur,(U=50,0 , p=1,000).

Advance ve Vitramer simanın, HEMA salınımı ve su absorpsiyonundan elde edilen değerlerin Mann –Whitney U Testi ile karşılaştırılması Tablo 9’da gösterilmiştir.

Tablo 9 : Advance ve Vitramer simanın Mann –Whitney U Testi ile karşılaştırılması

	Grup	n	Sıra numaraları ortalamaları	Sıra numaralar toplamı
10 Dakikadaki HEMA Salınımı	Advance	10	5,50	55,00
	Vitrimer	10	15,50	155,00
	Toplam	20		
1 Saatteki HEMA Salınımı	Advance	10	5,50	55,00
	Vitrimer	10	15,50	155,00
	Toplam	20		
24 Saatteki HEMA Salınımı	Advance	10	5,50	55,00
	Vitrimer	10	15,50	155,00
	Toplam	20		
7 Gündeki HEMA Salınımı	Advance	10	5,50	55,00
	Vitrimer	10	15,50	155,00
	Toplam	20		
Su Absorpsiyonu	Advance	10	5,80	58,00
	Vitrimer	10	15,20	152,00
	Toplam	20		

Vitrimer ve Advance rezin modifiye cam iyonomer simanın 10 dakika sonundaki HEMA salınım sonuçları, istatistiksel olarak Mann –Whitney U Testi

ile değerlendirildiğinde, Vitramer ve Advance siman grupları arası fark önemli bulunmuştur, ($U=0,0$, $p=0,0001$).

Vitrimer ve Advance rezin modifiye cam iyonomer simanın 1 saat sonundaki HEMA salınım sonuçları, istatistiksel olarak Mann –Whitney U Testi ile değerlendirildiğinde, Protec-Cem ve Vitramer siman grupları arası fark önemli bulunmuştur, ($U=0,0$, $p=0,0001$).

Vitrimer ve Advance rezin modifiye cam iyonomer simanın 24 saat sonundaki HEMA salınım sonuçları, istatistiksel olarak Mann –Whitney U Testi ile değerlendirildiğinde, Vitramer ve Advance siman grupları arası fark önemli bulunmuştur, ($U=0,0$, $p=0,0001$).

Vitrimer ve Advance rezin modifiye cam iyonomer siman 7 gün sonundaki HEMA salınım sonuçları, istatistiksel olarak Mann –Whitney U Testi ile değerlendirildiğinde Vitramer ve Advance siman grupları arası fark önemli bulunmuştur, ($U=0,0$, $p=0,0001$).

Vitrimer ve Advance rezin modifiye cam iyonomer simanın su absorpsiyonu deney sonuçları Mann –Whitney U Testi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde, Vitramer ve Advance siman grupları arası fark önemli bulunmuştur, ($U=3,0$, $p=0,0001$).

Vitrimer ve Protec-Cem simanın, HEMA salınımı ve su absorpsiyonundan elde edilen değerlerin Mann –Whitney U Testi ile karşılaştırılması Tablo 10’da gösterilmiştir.

Tablo 10 : Vitramer ve Protec –Cem simanın Mann –Whitney U Testi ile karşılaştırılması

	Grup	n	Sıra numaraları ortalamaları	Sıra numaraları toplamı
10 Dakikadaki HEMA Salınımı	Vitrimer	10	15,50	155,00
	Protec-Cem	10	5,50	55,00
	Toplam	20		
1 Saatteki HEMA Salınımı	Vitrimer	10	15,50	155,00
	Protec-Cem	10	5,50	55,00
	Toplam	20		
24 Saatteki HEMA Salınımı	Vitrimer	10	15,50	155,00
	Protec-Cem	10	5,50	55,00
	Toplam	20		
7 Gündeki HEMA Salınımı	Vitrimer	10	15,50	155,00
	Protec-Cem	10	5,50	55,00
	Toplam	20		
Su Absorbsiyonu	Vitrimer	10	13,10	131,00
	Protec-Cem	10	7,90	79,00
	Toplam	20		

Protec-Cem ve Vitramer rezin modifiye cam iyonomer simanın 10 dakika sonundaki HEMA salınım sonuçları, istatistiksel olarak Mann –Whitney U Testi ile değerlendirildiğinde Protec-Cem ve Vitramer siman grupları arası fark önemli bulunmuştur,(U= 0,0 , p=0,0001).

Protec-Cem ve Vitramer rezin modifiye cam iyonomer simanın 1 saat sonundaki HEMA salınım sonuçları, istatistiksel olarak Mann –Whitney U Testi ile değerlendirildiğinde Protec-Cem ve Vitramer siman grupları arası fark önemli bulunmuştur,(U=0,0 , p=0,0001).

Protec-Cem ve Vitramer rezin modifiye cam iyonomer simanın 24 saat sonundaki HEMA salınım sonuçları, istatistiksel olarak Mann –Whitney U Testi ile değerlendirildiğinde Protec-Cem ve Vitramer siman grupları arası fark önemli bulunmuştur,(U=0,0 , p=0,0001).

Protec-Cem ve Vitramer rezin modifiye cam iyonomer simanın 7 gün sonundaki HEMA salınım sonuçları, istatistiksel olarak Mann –Whitney U Testi ile değerlendirildiğinde Protec-Cem ve Vitramer siman grupları arası fark önemli bulunmuştur,($U=0,0$, $p=0,0001$).

Protec-Cem ve Vitramer rezin modifiye cam iyonomer simanın su absorpsiyonu deney sonuçları Mann –Whitney U Testi ile istatistiksel olarak değerlendirildiğinde Protec-Cem ve Vitramer siman grupları arası fark sınırda önemsiz bulunmuştur,($U=24$, $p=0,052$).

Grup içi Karşılaştırma

Araştırmada kullanılan Advance, Vitramer ve Protec- Cem rezin modifiye cam iyonomer simanların grup içinde, 10 dakika,1 saat, 24 saat, 7 gün sonunda elde edilen değerlerin zamana göre değişimini istatistiksel olarak incelemek için ikişer ikişer Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi kullanılmıştır.

Advance simanın 10 dakika, 1 saat, 24 saat, 7 gün sonundaki HEMA salınım değerlerinin birbirlerine göre ikişer ikişer istatistiksel olarak karşılaştırması Tablo 11’de gösterilmiştir.

Tablo 11 : Advance simandan HEMA salınımının zamanlar açısından karşılaştırması

Advance		n	Sıra numaraları ortalamaları	Sıra numaralar toplamı
10 Dakika-1 Saat Sonundaki HEMA Salınımı	Eksi işaretliler	0	0,00	0,00
	Pozitif işaretliler	10	5,50	55,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
10 Dakika-24 Saat Sonundaki HEMA Salınımı	Eksi işaretliler	0	0,00	0,00
	Pozitif işaretliler	10	5,50	55,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
10 Dakika-7 Gün Sonundaki HEMA Salınımı	Eksi işaretliler	0	0,00	0,00
	Pozitif işaretliler	10	5,50	55,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
1 Saat-24 Saat Sonundaki HEMA Salınımı	Eksi işaretliler	0	0,00	0,00
	Pozitif işaretliler	10	5,50	55,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
1 Saat-7 Gün Sonundaki HEMA Salınımı	Eksi işaretliler	0	0,00	0,00
	Pozitif işaretliler	10	5,50	55,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
24 Saat-7 Gün	Eksi işaretliler	4	4,75	19,00
	Pozitif işaretliler	6	6,00	36,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		

Advance simandan 10 dakika- 1 saat sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 10 dakika ve 1 saat arasındaki fark önemli bulunmuştur,(p=0,005).

Advance simandan 10 dakika- 24 saat sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 10 dakikada ve 1 saatte arasındaki fark önemli bulunmuştur,(p=0,005).

Advance simandan 10 dakika- 7 gün sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 10 dakikada ve 7 gün arasındaki fark önemli bulunmuştur,(p=0,005).

Advance simandan 1 saat-24 saat sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 1 saat ve 24 saat arasındaki fark önemli bulunmuştur,($p=0,005$).

Advance simandan 1 saat-7 gün sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 1 saat ve 7 gün arasındaki fark önemli bulunmuştur,($p=0,005$).

Advance simandan 24 saat-7 gün sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 24 saat ve 7 gün arasındaki fark önemsiz bulunmuştur,($p=0,386$).

Vitramer simanın 10 dakika, 1 saat, 24 saat, 7 gün sonundaki HEMA salınım değerlerinin birbirlerine göre ikişer ikişer istatistiksel olarak karşılaştırması Tablo 12'de gösterilmiştir.

Tablo 12 : Vitramer simandan HEMA salınımının zamanlar açısından karşılaştırması

Vitrimer		n	Sıra numaraları ortalamaları	Sıra numaraları toplamı
10 Dakika-1 Saat	Eksi işaretliler	0	0,00	0,00
	Pozitif işaretliler	10	5,50	55,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
10 Dakika-24 Saat	Eksi işaretliler	0	0,00	0,00
	Pozitif işaretliler	10	5,50	55,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
10 Dakika-7 Gün	Eksi işaretliler	0	0,00	0,00
	Pozitif işaretliler	10	5,50	55,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
1 Saat-24 Saat	Eksi işaretliler	3	2,33	7,00
	Pozitif işaretliler	6	6,33	38,00
	Sıralanmış hali	1		
	Toplam	10		
1 Saat-7 Gün	Eksi işaretliler	4	4,75	19,00
	Pozitif işaretliler	6	6,00	36,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
24 Saat-7 Gün	Eksi işaretliler	6	6,33	38,00
	Pozitif işaretliler	4	4,25	17,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		

Vitrimer simandan 10 dakika-1 saat sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 10 dakika ve 1 saat arasındaki fark önemli bulunmuştur,(p=0,005).

Vitrimer simandan 10 dakika-24 saat sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 10 dakikada ve 1 saatte arasındaki fark önemli bulunmuştur,(p=0,005).

Vitrimer simandan 10 dakika-7 gün sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 10 dakikada ve 7 gün arasındaki fark önemli bulunmuştur,(p=0,005).

Vitrimer simandan 1 saat-24 saat sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 1 saat ve 24 saat arasındaki fark önemsiz bulunmuştur,($p=0,066$).

Vitrimer simandan 1 saat-7 gün sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 1 saat ve 7 gün arasındaki fark önemsiz bulunmuştur,($p=0,386$).

Vitrimer simandan 24 saat-7 gün sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 24 saat ve 7 gün arasındaki fark önemsiz bulunmuştur,($p=0,285$).

Protec-Cem simanın 10 dakika, 1 saat, 24 saat, 7 gün sonundaki HEMA salınım değerlerinin birbirlerine göre ikişer ikişer istatistiksel olarak karşılaştırması Tablo 13’de gösterilmiştir.

Tablo 13 : Protec-Cem simandan HEMA salınımının zamanlar açısından karşılaştırması

Protec-Cem		n	Sıra numaraları ortalamaları	Sıra numaralar toplamı
10 Dakika-1 Saat	Eksi işaretliler	1	8,00	8,00
	Pozitif işaretliler	9	5,22	47,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
10 Dakika-24 Saat	Eksi işaretliler	1	5,00	5,00
	Pozitif işaretliler	9	5,56	50,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
10 Dakika-7 Gün	Eksi işaretliler	1	1,00	1,00
	Pozitif işaretliler	9	6,00	54,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
1 Saat-24 Saat	Eksi işaretliler	3	4,00	12,00
	Pozitif işaretliler	7	6,14	43,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
1 Saat-7 Gün	Eksi işaretliler	1	1,00	1,00
	Pozitif işaretliler	9	6,00	54,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		
24 Saat-7 Gün	Eksi işaretliler	2	9,50	19,00
	Pozitif işaretliler	8	4,50	36,00
	Sıralanmış hali	0		
	Toplam	10		

Protec-Cem simandan 10 dakika-1 saat sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 10 dakika ve 1 saat arasındaki fark önemli bulunmuştur,(p=0,047).

Protec-Cem simandan 10 dakika-24 saat sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 10 dakikada ve 1 saatte arasındaki fark önemli bulunmuştur,(p=0,022).

Protec-Cem simandan 10 dakika-7 gün sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 10 dakikada ve 7 gün arasındaki fark önemli bulunmuştur,(p=0,007).

Protec-Cem simandan 1 saat-24 saat sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 1 saat ve 24 saat arasındaki fark önemsiz bulunmuştur, ($p=0,114$).

Protec-Cem simandan 1 saat-7 gün sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 1 saat ve 7 gün arasındaki fark önemli bulunmuştur, ($p=0,007$).

Protec-Cem simandan 24 saat-7 gün sonunda salınan HEMA değerleri istatistiksel olarak Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile karşılaştırıldığında 24 saat ve 7 gün arasındaki fark önemsiz bulunmuştur, ($p=0,386$).

TARTIŞMA

Simanlar diş hekimliğinin çeşitli dallarında farklı amaçlarla kullanılmaktadır. Kullanım alanlarındaki bu çeşitlilik nedeni ile değişik amaçlara dönük ve değişik fiziksel özellikte simanlara gereksinim duyulmaktadır. Öte yandan, simanların fiziksel niteliklerini belirlemek veya geliştirmek amacıyla birçok araştırma yapılmaktadır^{3,6}.

Son yıllarda cam iyonomer simanların kullanılan diğer simanlar ile karşılaştırıldığında, biyolojik uyumları, flor salınımları, çürüğü önleyici etkileri gibi olumlu özellikleri nedeni ile kullanımları artmıştır. Ancak cam iyonomer simanların kısa çalışma zamanı, uzun sertleşme zamanı, erken dönemde neme hassasiyeti, kırılabilirlik gibi olumsuz özellikleri de vardır^{40,42,49,50,87,95,104}. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak amacı ile cam iyonomer simanlara rezin (hidroksietil metakrilat) ilave edilerek rezin modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Resin modifiye cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu, hidroksietil metakrilat (HEMA) monomerinin polimerizasyonu ve cam partiküller içerisindeki alüminyum, kalsiyum, flor maddeleri arasındaki asit-baz reaksiyonudur^{20,42,56,69,97}.

Resin modifiye cam iyonomer simanlar rezin içermeleri nedeni ile adezyonları güçlüdür^{64,69}. Ancak resin ilavesinin cam iyonomer simanların iyi olan biyoyumlulukları, sertleşme reaksiyonu sırasında minimal egzotermik reaksiyon göstermeleri, faydalı iyonların yavaş salınması gibi olumlu özelliklerini de ortadan kaldıracak olduğu düşünülmektedir. Konvansiyonel cam iyonomer

simanlardan organik madde salınması çok az miktarda olmakta ya da hiç olmamaktadır. Yapılan in vitro çalışmalarda rezin modifiye cam iyonomer simanın biyouyumluluğu konvansiyonel cam iyonomer simana göre daha zayıf bulunmuştur ve sertleşme reaksiyonunun egzotermik olduğu vurgulanmaktadır⁹⁷.

Yerleştirilme kolaylığı, erken nem kontaminasyonuna dirençli olması, çürük önleyici etkileri gibi olumlu özellikleri ve yeni yeni tanınması rezin modifiye cam iyonomer simanların kullanılmasını cazip hale getirmektedir. Bu simanların kullanım sıklığının artması ve bu konudaki araştırmaların henüz kısıtlı olması nedeniyle araştırmamızda rezin modifiye cam iyonomer simanlar kullanılmıştır. Resin modifiye cam iyonomer simanlardan salınan hidroksietil metakrilat (HEMA) miktarları saptanmasının nedeni ise yapılan araştırmalarda hidrofilik bir monomer olan HEMA'nın , resin modifiye cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonları, biyouyumlulukları, adezyonları, mekaniksel özellikleri ve su absorpsiyonları gibi birçok özelliğinin oluşmasında belirleyici faktör olduğunun düşünülmesidir^{68,78}.

Çalışmamızda kullanılan Vitramer siman ve Advance siman klinikte rutin olarak kullanıma girmişlerdir, ancak Protec-Cem siman ise ilk kez 1998 yılında kullanıma sunulmuş ve özellikleri henüz tam olarak araştırılmamış yeni bir simandır. Her üç siman türü de kimyasal olarak sertleşmektedir. Araştırmada kullanılan simanlar, resin modifiye cam iyonomer simanların yapıştırma amaçlı kullanılan tipidir.

Resin modifiye cam iyonomer simanlardan HEMA salınımı ile ilgili literatürlerdeki örnek boyutlarının farklılık göstermesi nedeniyle çalışmamızda

örneklerin elde edilmesi için gerekli kalıpların hazırlanmasında ADA 9 standardı kullanılmıştır¹¹¹.

Örneklerden salınan HEMA miktarının belirlenmesinde Yüksek Performans Likit Kromatografi (HPLC) cihazı kullanılmıştır. Yüksek performans likit kromatografi cihazı makromolekülleri ve iyonik maddeleri, doğal ürünleri, polimerik materyalleri ve yüksek molekül ağırlıklı polifonksiyonel grupları ayırt etme özelliğine sahiptir^{113,114,115}. HPLC daha önce diş hekimliğinde, artık monomer içeren dental polimerlerin analizi gibi araştırmalarda kullanılmış ve güçlü bir teknik olduğu belirtilmiştir¹¹⁶.

Silikas ve arkadaşları¹¹⁶ HPLC kullanarak dentin bonding sistemlerinin kompozisyonunu incelemişlerdir. Araştırmalarının sonucunda HPLC cihazında analizin güçlü ve başarılı bir analitik teknik olduğunu ve dentin bonding sistemlerinden hidroksietil metakrilat(HEMA), metil metakrilat(MMA), bisfenol A (di)glisidil metakrilat(BİS-GMA), üretan di-metakrilat(UDMA) salınımı gözlemlendiğini belirtmişlerdir.

Araştırmamızda kullanılan HPLC cihazının özellikleri bu konu ile ilgili var olan literatürlerden yararlanılarak ayarlanmıştır (Tablo 2). HPLC cihazının çalışmasının dengeye gelmesi ve doğru bir analiz yapması için gerekli koşulların ayarlanması için uzun süre beklenmiştir. HPLC çok duyarlı bir cihaz olduğu için en ufak bir etken HPLC'nin dengede çalışmasını değiştirmektedir.

Araştırmamızdaki HPLC cihazına elde edilen HEMA değerlerinin hesaplanabilmesi için standart olarak %98 saflıkta 25 ml HEMA kullanılmıştır.

Saf HEMA kullanılmasının nedeni, bir kalibrasyon eğrisi oluşturarak rezin modifiye cam iyonomer simanlardan salınan HEMA miktarının belirlenmesidir.

Araştırma sonunda elde edilen rezin modifiye cam iyonomer simanlardan salınan HEMA miktarları istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Gruplar arası istatistiksel değerlendirmede Kruskal-Wallis varyans analizi kullanılmıştır. Bu testin kullanılmasının nedenleri çalışmamızdaki grupların 2'den fazla olması, kullanılan örnek sayısının bu test için uygun olmasıdır. Bu teste göre kullanılan siman grupları arası fark önemli bulunmuştur. Bu nedenle, grupların birbirinden farklı olduğunu tespit için siman grupları 2'şer 2'şer Mann-Whitney U testi ile karşılaştırılmıştır. Grup içi karşılaştırmada zamanın siman salınımına etkisini değerlendirmek için araştırmamızdaki örnek sayısı nedeniyle Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek testi kullanılmıştır.

Sidhu ve arkadaşları¹¹⁷, yaptıkları araştırmada rezin modifiye cam iyonomer simanlardan salınan hidrofilik HEMA monomerinin dentin ıslanabilirliğini arttırma özelliği nedeni ile, sement ve siman arasında afinite gelişmesine yardım ettiği sonucuna varmışlardır. Resin modifiye cam iyonomer simanın ıslatabilirlik özelliğinin olmasının, restorasyonun retansiyonunda kesinlikle önemli bir faktör olduğunu bildirmişlerdir.

Friedl ve arkadaşları⁵², resin modifiye cam iyonomer simanların bağlanma kuvvetini etkileyen farklı faktörlerin bulunması konulu araştırmalarında farklı resin modifiye cam iyonomer siman, konvansiyonel cam iyonomer siman ve kemet iyonomer siman kullanmışlardır. Dentine bağlanma kuvvetinde yalnızca siman uygulaması öncesi yüzey hazırlığının önemli olmadığını, bununla birlikte

cam iyonomer siman içerisindeki rezin kompozisyonunun da önemli olduğunu, yüksek miktarda HEMA içeriğinin, dentinin ıslanabilirlik özelliğini arttırdığını dolayısıyla bağlanma kuvvetini de arttığını belirtmişlerdir.

Simanlardaki rezin miktarının artırılması ile diş dokusuna adezyonun arttığını belirten araştırmaları referans alarak^{52,68,99,117,118}, araştırmamızda kullanılan simanların HEMA salınım değerlerinin bulunması ile diş dokusuna adezyonları arasında paralellik kurmak mümkündür. Araştırmamızda 10 dakika, 1 saat , 24 saat ve 7 gündeki en yüksek HEMA salınım değeri Vitramer simana aittir. Pereira ve arkadaşları⁶⁹, farklı rezin bonding sistemleri kullanarak rezin modifiye cam iyonomer simanın adezyonunu incelemişlerdir. Dentin yüzeyine uygulanan asidik yüzey şartlandırıcıların smear tabakasını uzaklaştırdığını ve dentinin üst yüzeyindeki tabakayı demineralize ederek rezin modifiye cam iyonomer siman içerisindeki HEMA'nın kollojen fibril ağlarına penetre olmasını sağladığını bildirmişlerdir.

Miyazaki ve arkadaşları⁶⁸, çeşitli rezin modifiye cam iyonomer ve konvansiyonel cam iyonomer siman kullanarak yaptıkları araştırmada rezin modifiye cam iyonomer simanın çeşitli zamanlarda ki dentin bağlantısını incelemişlerdir. Yapılan çalışma sonucunda rezin modifiye cam iyonomer simanın dentine bağlanma kuvvetinin konvansiyonel cam iyonomer simandan daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Resin modifiye cam iyonomer simanın mine ve dentine bağlanma mekanizması henüz tam olarak bilinmemesine rağmen, dişin sement yüzeyinin ıslanması ve iyonik bağlanma formasyonun oluşmasının rol oynadığını düşünmektedirler. Resin modifiye cam iyonomer siman içerisindeki HEMA

konsantrasyonun, iyi ıslanabilirlik özelliği sağlaması ve dentin bağlantısını bu yolla arttırması nedeniyle önemli olduğunu belirtmişlerdir.

Bazı araştırmacılar rezin modifiye cam iyonomer siman uygulamasından önce semear tabakasının uzaklaştırılması gerektiğini düşünmektedir. Böylece düzgün bir yüzey elde edilmesi ile hidroksietil metakrilat (HEMA) ve diğer monomerler kollojen ağa daha iyi penetre olabilirler ve mikromekaniksel bağlantı sağlanır.^{52,119}

Gerzina ve arkadaşları⁹⁹, çeşitli rezin-bonding, rezin-kompozit kombinasyonlarını dentine uygulayarak, komponent salınımını ve dentine difüzyonunu incelemişlerdir. HEMA ve TEGDMA (triötilen glikol dimetilakrilat) salınımının olduğunu ve bu komponentlerin dentinden pulpaya doğru difüz olduğunu kanıtlamışlardır. HEMA'nın hidrofilik bir madde olduğunu mikromekaniksel ve kimyasal bağlanmayı arttırdığını bildirmişlerdir.

Pashley ve arkadaşları¹¹⁸, demineralize dentin tabakasındaki HEMA miktarının arttırılmasının kollojen fibril ağlarındaki ekspansiyonun derecesine etkisi olup olmadığını incelemişlerdir. Yaptıkları araştırma sonucunda demineralize dentin tabakasındaki HEMA'nın kollojen fibril ağlarındaki ekspansiyonun derecesini etkilediğini belirtmişlerdir.

Nakabayasashi ve arkadaşları¹¹⁹, adeziv rezin kullanımasından önce dentine HEMA uygulamanın dentin bağlantısında etkili olup olmadığını araştırmışlardır. HEMA uygulanmasının monomer difüzyonunu arttırdığı ve

dentinal komponentler ile karışarak hibrid tabakasının oluşmasını kolaylaştırdığını bildirmişlerdir.

Guertzen ve arkadaşları⁹⁶, cam iyonomer simanlar ve kompomerlerden monomer ve diğer komponentlerin salınması ile ilgili geniş bir araştırma yapmışlardır. Yaptıkları araştırmada 5 materyal test edilmiş ancak HEMA, difenilodoniyumklorid (DPICI) nın çıkışı tespit edilmiştir. Araştırmacılar sitotoksik reaksiyonlardan primer olarak HEMA ve DPICI materyallerini sorumlu tutmuşlardır.

Hamid ve arkadaşları¹²⁰, dişin preparasyonundan sonra kalan dentin kalınlığının rezin monomerlerin (HEMA, TEGDMA) difüzyonuna etkisini in vitro olarak incelemişlerdir. Daimi üçünü molar dişlerin okluzal yüzeylerine 6mm çapında kavite hazırlamışlardır. Kavite derinliği, preparasyondan sonra kalan dentin kalınlığını 3.4-3.6, 2.4-2.6, 1.4-1.6 ve 0.4-0.6 mm olacak şekilde hazırlanmıştır. Daha sonra dişler içlerinde sement-mine sınırından içerisinde 1ml deiyonize su bulunan propiyolen odacıklarına gömülmüştür. Kavite içerisine içinde HEMA bulunan Scotchbond primer uygulandıktan sonra TEGDMA ve Bis-GMA içeren Z-100 maddesi ile restore edilmiştir. Odacık içerisinde solüsyondan belirli zaman aralıkları (14.4, 43.2, 144, ve 432 dakika , 1, 3, 10, 30 gün) ile alınmıştır. Alınan solüsyonlar Yüksek Performans Likit Kromatografi (HPLC) cihazında incelemiştir. İncelenen solüsyonda HEMA ve TEGDMA bulunmuştur. Yapılan incelemede HEMA ve TEGDMA artışının 3. güne kadar olduğu daha sonraki günlerde artış olmadığı saptanmıştır. Solüsyonda Bis-GMA bulunamamıştır. Kalan dentin tabakasını ince olmasının daha fazla monomer

geçişine yol açtığı gözlenmiştir. TEGDMA bazı bonding ajanlarda ve rezin kompozitlerde viskoziteyi düşürmek ve çalışma kolaylığı sağlamak için kullanılmaktadır. TEGDMA' nın sitotoksik etkisinin olduğu daha önceki araştırmalarda gösterilmiştir. HEMA'ın da sitotoksik etkisi vardır . HEMA bonding ajanlara ve simanlara dentine bağlanma kuvvetini arttırdığı için ilave edilmektedir. Bu çalışmada ince dentinin kimyasal toksinlere karşı koruyuculuk sağlamadığı, koruma sağlayacak dentin kalınlığının da rezin komponente göre değiştiği sonucuna varılmıştır.

Araştırmamızdaki rezin modifiye cam iyonomer simanlardan salınan HEMA'ın zamana bağlı olarak artışı bu araştırmanın bulgularıyla paralellik göstermektedir. Araştırmada kullanılan her bir rezin modifiye cam iyonomer simanın zamana bağlı olarak artışının incelemesinde 24 saat ve 7 gün arasındaki HEMA salınım değerlerinin istatistiksel olarak önemsiz olduğu bulunmuştur.

Boillaguet ve arkadaşları¹²¹ in vitro çalışmada HEMA'ın sitotoksitesini ve dentin permeabilitesini incelemiştir. Preparasyondan sonra kalan dentin tabakasının ince olmasının ve uygulanan maddenin ağızda uzun süre kalmasının sitotoksitesiyi arttırdığını bildirmişlerdir. Araştırmada kullanılan rezin modifiye cam iyonomer simanlardan salınan HEMA'ın sitotoksik etkilerinin kabul edilebilir düzeyde olduğunu belirtmişlerdir. Salınan HEMA hipersensitivite, kompleman aktivasyonu dönüşümlü reaksiyonlar oluşturmaktadır. HEMA gibi suda çözünebilen komponentler dentin tübüllerinden kolayca difüze olurlar ve alttaki odontoblastik tabakayı etkilerler. Diğer geniş rezin molekülleri ile

karşılaştırıldığında HEMA'nın düşük molekül ağırlığına sahip olması dentin difüzyonunun hızlı olmasını sağlamaktadır¹²¹.

Adeziv restoratif materyallerin ve adezyon özelliği yüksek olan rezin modifiye cam iyonomer simanların tüm özellikleri iyi olsa da hasta ve diş hekimi açısından bazı riskler taşımaktadır. Toksisite ve allerji olmak üzere iki temel risk söz konusudur. Genellikle kullanılan maddeden salınan miktarın vücutta çok az kalması nedeniyle sistemik toksisite riski azdır. Bununla birlikte lokal toksisite, özellikle pulpa toksisitesi oluşturabilecek düzeyde komponent dentinden pulpaya difüz etmektedir^{100,120,121}. Bu tip materyalleri ellerine temas ettiren diş hekimlerinde ve çok az sayıda hastada allerjik reaksiyon görülmüştür.

Rezin modifiye cam iyonomerlerin HEMA salınımları tespit edilerek, az miktarda salınım gösteren HEMA'nın klinik olarak kullanılması ile bu riskler azaltılabilir. Araştırmamızda tespit edilen HEMA salınım değerleri incelendiğinde, ilk 10 dakikada ve 1 saatte Advance simanın HEMA salınım değeri düşük iken, uzun süreli salınımda (24 saat, 7 gün) Protec-Cem simanın değeri düşük bulunmuştur. Daimi simantasyon amacıyla kullanımlarda bizim için önemli olan HEMA salınımının en az düzeyde olmasıdır.

Palmer ve arkadaşları⁹⁷ yaptıkları çalışmada çeşitli polimerizasyon sistemlerinin, rezin modifiye cam iyonomer simanlardan HEMA salınımına etkisini incelemişlerdir. Hazırladıkları örnekleri, materyal için üretici firmanın önerdiği zamanda, önerilen zamandan daha az süre ile, önerilen zamandan daha fazla süre ile ışık ile ve ışık uygulamadan sertleştirmişlerdir. Sertleşme için 37°C'de 10 dakika, 40 dakika, 24 saat sürelerini bekledikten sonra örnekleri

deiyonize su içerisinde 4 saat süresince bırakmışlardır. 4 saat süresince bırakmalarının sebebinin, daha önce yaptıkları pilot çalışmada HEMA salınımının 4 saatte hemen hemen tamamlandığının tespit edilmiş olması şeklinde açıklamışlardır. Deiyonize su içerisine salınan HEMA miktarını bulmak için HPLC cihazını kullanmışlardır. Araştırma sonucunda kullandıkları astar materyali olan Fuji LC'nin en yüksek ve rezin modifiye cam iyonomer siman olan Vitramerin en düşük HEMA içeriğine sahip olduğunu tespit etmişlerdir. Işık uygulama zamanlarının ve daha sonra sertleşme için bekleme zamanlarının farklı olması nedeni ile farklı örnekler oluşturmuşlardır. Işık uygulama süresinin HEMA salınımına etkisini incelediklerinde; aynı zaman sonunda deiyonize su içerisine atılan örnekler içerisinde en yüksek HEMA salınım değerine sahip olduğunu bulmuşlardır. Özellikle 10.dakika ve 40.dk. beklettikten sonra 4 saat süre ile deiyonize su içinde bekletilen Vitramer örneklerindeki farkı daha belirgin bulmuşlardır. 24 saat süreli örneklerde ise belirgin fark bulamamışlardır. Işıktaki sertleşmeyip kimyasal olarak sertleşen Vitramer simana farklı sürelerde ışık uygulamasının HEMA salınımını etkilemediğini belirtmişlerdir. Fuji LC simanda ise üreticinin önerdiği zamandan daha az süre ile ışık uygulanmasını HEMA salınım değerinin artmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Fuji II LC dışındaki diğer örneklerde deiyonize suya atılmadan önce sürelerin (10 dakika, 40 dakika, 24 saat) HEMA salınımını etkilemediği bildirilmiştir. Fuji II LC de ise 40 dakika sonraki HEMA salınımının 10 dakika sonraki HEMA salınımından daha fazla olduğu belirtilmiştir. Sonuç olarak; ışıkla sertleşen rezin modifiye cam iyonomer simanlar, kimyasal olarak sertleşen rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve

restoratif amaçlı kullanılan simanların, astar olarak kullanılan materyallere oranla daha az HEMA salınımı yaptığı bildirilmiştir.

Bu çalışmada yapılan pilot çalışmaya paralellik gösteren çalışmamızda kullanılan, Advance siman dışındaki diğer rezin modifiye cam iyonomer simanlarda, 1 saatteki HEMA salınımından sonraki, salınım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

Hamid ve arkadaşları¹⁰⁰, araştırmalarında ışıkla sertleşen 6 değişik rezin modifiye cam iyonomer siman (Fuji Bond LC, Fuji II LC, Fuji Lining LC, Photac Fil, Vitrabond, Vitramer) ve 1 adet kompomer (Dyract) kullanmışlardır. 6mm çapında ve 1mm derinliğinde örnekler hazırlamışlardır. Bu örnekleri 4.32, 14.4, 43.2, 144 ve 432 dakika, 1,3,10,30 gün süresince deiyonize su içerisinde bekletmişler ve süre bitiminde örnekleri deiyonize su içerisinden alarak, şişeleri 4°C’de depolamışlardır. 30 adet çürüksüz dişe 6mm çapında derinliği kalan dentin kalınlığı 1.6-2.0 mm olacak şekilde kavite açmışlardır. Dişlerin köklerini mine- sement sınırının 2mm altından keserek içerisinde 1ml deiyonize su olan propiyolen odacıklara gömmüşlerdir. Daha sonra kalınlığı 1mm olacak şekilde Photac Fil, Vitrabond ve Fuji II LC ile doldurmuşlardır. Örnekler aynı logaritmik sürelerde deiyonize suda bekletilmiş ve daha sonra 4°C’de depolanmıştır. Örneklerden salınan maddelerin incelemesini HPLC cihazında yapmışlardır. Salınan madde miktarlarının tespiti için standart Bis-GMA, TEGDMA, HEMA maddelerini kullanmışlardır. Sonuç olarak yalnızca HEMA salınımını tespit edebilmişlerdir. Dişsiz örneklerde en yüksek HEMA salınımının 0 ile 4.32. dakikalar arasında olduğunu bildirmişlerdir. Dişli örneklerden de HEMA

salınımının tespit edilmesi ile HEMA'nın dentinden difüz olarak pulpaya ulaştığını açıklamışlardır.

Bu çalışmada ve bizim çalışmamızda Vitramer siman kullanılmış olmasına rağmen örnek boyutunun ve çalışma zamanlarının farklı olması, çalışmalarında ışıkla sertleşen cam iyonomer kullanmaları nedeni ile karşılaştırma yapılamamaktadır. Bu çalışmadaki dişsiz örneklerden HEMA salınımının zaman açısından değerlendirilmesinde araştırmamıza paralellik göstermektedir. Çalışmamızda da Advance siman dışındaki diğer simanlarda en yüksek HEMA salınım değerlerinin ilk 10 dakikada olduğu tespit edilmiştir.

Yoshikawa ve arkadaşları¹²² ışıkla sertleşen rezin modifiye cam iyonomer simanlardan HEMA salınımını araştırmışlardır. Araştırmalarında Fuji II LC ve Vitramer siman kullanmışlardır. 10mm çap ve 5mm yükseklikte hazırlanan kalıplara simanları karıştırıp yerleştirdikten sonra 40 saniye ışık uygulamışlardır. Örnekleri 37°C'de 5ml deiyonize su içerisine atarak 10 dakika ve 24 saat bekletmişlerdir. HEMA salınımını HPLC cihazını kullanarak incelemişlerdir. Fuji II LC'nin 10 dakika sonraki HEMA miktarını 15.8 ppm ve 24 saat sonraki HEMA miktarını 0.5 ppm, Vitramer'in 10 dakika sonraki HEMA miktarını 21.9 ppm ve 24 saat sonraki HEMA miktarını 10.1 ppm olarak vermişlerdir.

Çalışmamızdaki HEMA salınım değerlerini incelediğimizde kullandığımız rezin modifiye cam iyonomer simanların hepsinde farklı sonuçlar elde edilmiştir. En fazla HEMA salınımının ilk 10 dakika içerisinde olduğu tespit edilmiştir. Araştırmamızda elde edilen sonuçlar Advance siman dışındaki simanlarda ilk 10 dakikada salınım miktarının fazla olması açısından diğer araştırmalara paralellik

göstermektedir. 1 saat, 24 saat ve 7 gündeki HEMA salınımları ilk 10 dakikadaki kadar belirgin bir artış göstermemektedir. Araştırmamız farklı koşullar altında gerçekleştirildiği, örnek boyutlarını farklı olması ve ışıkla değil kimyasal olarak sertleşen cam iyonomer simanlar kullanılması nedeni ile diğer araştırmalar ile tam bir karşılaştırma yapılamamaktadır. Advance siman dışında, Vitramer ve Protec-Cem simanlarda 1 saat süresinden sonraki HEMA salınım artış değerlerinin istatistiksel olarak önemsiz olduğu tespit edilmiştir. 10 dakika, 1 saat, 24 saat ve 7 gün sonunda HEMA salınımının en çok Vitramer simanda olduğu görülmüştür. 10 dakika sonunda en az HEMA salınımı gösteren Advance siman olmasına karşın, 1 saat, 24 saat ve 7 gün süre zarfında en az salınım gösteren siman Protec-Cem simandır.

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, cam iyonomer simanlardan farklı olarak rezin (sıklıkla HEMA) içerirler. Rezin sentetik hidrojeldir ve suyu absorbe eder ve sıklıkla rezin modifiye cam iyonomer simanlarda sertleşme süresince ekspansiyon olur¹²³. Rezin modifiye cam iyonomer simanlarda hidrofilik monomer bulunması su absorpsiyon özelliğini arttırmaktadır^{68,78}.

Rezin modifiye cam iyonomer simanların yapısındaki hidrofilik moleküller (HEMA) nedeniyle flor salınımı için gerekli olan suyu absorbe etmeye meyilli oldukları ve polialkeonik asit matriks içinde gömülü kaldıkları için, cam iyonomer simanlardan daha az flor salınımı gösterdikleri Wilson ve arkadaşları¹⁹ tarafından rapor edilmiştir.

Irie ve Suzuki¹²⁴ yaptıkları invitro çalışmada Fuji II LC (rezin modifiye cam iyonomer siman) ve Fuji II'yi (konvansiyonel cam iyonomer siman)

kullanmışlardır. Her grup için 30 adet olmak üzere toplam 60 adet premolar dişe 3.5mm çapında, 1.5mm derinliğinde silindirik kavite açmışlar ve içlerini Fuji II LC ve Fuji LC ile doldurmuşlardır. 37°C’de 1gün ve 1 hafta deiyonize su içerisinde beklettikten sonra ışık mikroskopunda restorasyon marjinlerini incelemişlerdir. Sonuç olarak, simanlardaki su absorpsiyonu ve marjinal açıklık değerlendirildiğinde simanlar arasında istatistiksel olarak fark olmadığını rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda su absorpsiyon deneyi; Advance, Vitramer, Protec-Cem rezin modifiye cam iyonomer simanları kullanılarak yapılmıştır. Kalıpların hazırlanması ve yöntemin belirlenmesinde ISO 4049 standardı kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan simanların su absorpsiyonu istatistiksel olarak değerlendirildiğinde siman grupları arası fark önemli bulunmuştur.

Iwami ve arkadaşları¹²⁵ çalışmalarında çeşitli ışıkla sertleşen restoratif materyallerin su absorpsiyon davranışlarını in vitro olarak incelemişlerdir. Bu amaçla 3 ışıkla sertleşen rezin modifiye cam iyonomer siman (Fuji iyonomer tip II LC, Photac-Fil, Vitramer), 2 poliasit modifiye kompozit rezin (VariGlass, Geristore), 1 konvansiyonel cam iyonomer siman (Fuji iyonomer tip II LC) ve 1 adet ışıkla sertleşen kompozit rezin (Clearfil AP-X) kullanmışlardır. 10mm çapında ve 2mm derinliğindeki teflon kalıplara materyalleri yerleştirdikten sonra 120 saniye ışık uygulamışlardır. Örnekleri 50 ml deiyonize su içeren kap içerisine atarak 37°C’de 6 hafta beklemişlerdir. 6 hafta sonunda rezin modifiye cam iyonomer siman olan Photac-Fil’in su absorpsiyon değerine sahip olduğunu açıklamışlardır. Resin modifiye cam iyonomer simanların hidrofilik monomer

içermeleri nedeniyle, poliasit modifiye kompozit rezin simanlardan daha fazla su absorpsiyon özelliğine sahip olduklarını belirtilmişlerdir.

Bu çalışmada elde edilen sonuca paralel olarak araştırmamızda en fazla HEMA salınım değeri gösteren Vitramer siman aynı zamanda en fazla su absorpsiyonu gösteren simandır. Aynı şekilde en az HEMA salınım değeri gösteren Protec-Cem siman ise en az su absorpsiyonu gösteren simandır.

Metal desteksiz seramik kronların simantasyonlarında, su absorpsiyon özelliği fazla olan rezin modifiye cam iyonomer simanlar kullanılırsa , simanın genleşmesi nedeni ile seramik kronların kırılmasına neden olabileceği bildirilmektedir.

Rezin modifiye cam iyonomer siman ve diğer bazı simanların su emme davranışlarının , kök kırıklarına etkisi araştırılmış ve 12 ay sonunda kök kırığının olduğu görülmüştür⁶⁷.

Sidhu ve Watson¹²⁶ yaptıkları çalışmada, rezin modifiye cam iyonomer simanın, diş dokuları ile arasındaki yüzey ilişkisinin çok az anlaşıldığını belirtmişler ve bu konuda yaptıkları araştırmada özellikle siman-dentin bağlantısını incelenmiştir. Dentin ve materyal arasında “structureless” (non-particular) adı verilen bir tabaka oluşmaktadır. Bu tabakanın, bir çok faktörün kombinasyonu sonucu olduğu düşünülmektedir; materyalin içerisindeki hidrofilik HEMA ve poly HEMA rezin komponentlerinin varlığı ile materyal su absorbe eder. Bu olay cam iyonomer simanda rezin komponent olmadığı için gelişmez. Çünkü HEMA dentinal tübüllerden ve pulpadan su absorbe etmesi ile

bu tabaka oluşmaktadır. Sidhu ve Watson bu tabakanın “absorbsiyon tabakası” olarak isimlendirilmesini tartışmaktadır.

Yap ve Lee¹²⁷, araştırmalarında 6 adet ışıkla sertleşen rezin modifiye cam iyonomer simanın (Variglass, Fuji II LC, Fuji Lining LC, Vitramer, Vitrabond, Photac-Bond, Variglass) su absorpsiyonlarını in vitre olarak araştırmışlardır. Çapları 15 ± 1 mm ve derinlikleri yaklaşık 1 mm olan siman örnekleri $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 'de desikatörde bekletmişlerdir. 22 saat sonra desikatörden aldıkları örnekleri $23 \pm 1^\circ\text{C}$ 'de 2 saat bekletmişlerdir. Daha sonra örnekleri deiyonize su içine koyarak $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 'de 7 gün süresince tutmuşlardır. En az su absorpsiyonunu Vitrabond, Variglass göstermiştir.

Bu araştırmada kullanılan Vitramer siman ışıkla sertleşen rezin modifiye cam iyonomer siman olmasına rağmen, çalışmamızda kullanılan kimyasal olarak sertleşen rezin modifiye cam iyonomer siman ile benzer su absorpsiyon değerleri elde edilmiştir. Yap ve Lee¹²⁷'nin bulduğu Vitramer siman su absorpsiyon değeri $182.11 \mu\text{gr}/\text{mm}^3$ dür. Çalışmamızda bulunan Vitramer su absorpsiyon değeri ise ortalama $188.9 \mu\text{gr}/\text{mm}^3$ dür. Bu araştırmanın sonuçları bizim çalışmamızda elde ettiğimiz aynı marka simanın su absorpsiyon sonuçlarını tam olarak desteklemektedir.

SONUÇ

Araştırmamızda rezin modifiye cam iyonomer simanların hidroksietil metakrilat (HEMA) salınımı ve su absorpsiyonu araştırılmış ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

- Araştırmamızda kullanılan simanlar içerisinde en fazla HEMA salınımını Vitramer siman, en az HEMA salınımını Protec-Cem siman göstermektedir.

- Araştırmamızda kullanılan siman gruplarının HEMA salınımları karşılaştırıldığında gruplar arası fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur.

- Resin modifiye cam iyonomer simanların ikişer ikişer karşılaştırılmasında tüm gruplarda HEMA salınımının 10 dakika, 1 saat, 24 saat ve 7. günlerdeki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur.

- Kullanılan simanlar içerisinde en fazla su absorpsiyonunun Vitramer, en az su absorpsiyonunun Protec-Cem simanda olduğu belirlenmiştir.

- Su absorpsiyonu değerleri için gruplararası fark önemlidir.

- Su absorpsiyonu deneyi için ikişer ikişer karşılaştırma yapıldığında Advance-Vitramer grupları arası fark önemli bulunmuştur.

ÖZET

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, konvansiyonel cam iyonomer simanın içerisine rezin (hidroksietil metakrilat) ilavesi ile geliştirilmiştir. Rezin ilavesi ile siman adezyonu arttırılmış fakat biyolojik uyumluluk açısından bazı olumsuz özellikler ortaya çıkmıştır. Bu çalışmanın amacı; farklı rezin-modifiye cam iyonomer simanlardan salınan hidroksietil-metakrilat (HEMA) miktarını belirlemektir.

Bu in vitro çalışmada farklı rezin-modifiye cam iyonomer simanlardan salınan hidroksietil-metakrilat (HEMA) miktarı ve su absorpsiyon miktarının ölçülmesi amacı ile Advance (Caulk/Denstpley Inc.,U.S.A), Vitramer (3M Dental Products, U.S.A.) ve Protec-Cem (R&D Vivadent, Liechtenstein) rezin-modifiye cam iyonomer simanları kullanıldı.

HEMA salınımını ölçmek için her siman grubundan ADA 9 Standardına göre 10 mm çapında, 1 mm yüksekliğinde 10'ar adet olmak üzere toplam 30 örnek hazırlanarak, hazırlanan bu örnekler içerisinde 20 ml deiyonize su bulunan cam şişelere bırakıldı. Her gruptan 10 dakika, 1 saat, 24 saat ve 7 gün süreleri sonunda mikropipet ile 1 ml solüsyon çekilerek cam tüplere konuldu. Bu solüsyonlar Yüksek Performans Likit Kromatografi (HPLC) cihazına enjekte edilerek yarıcıdan çıkan sonuçlar değerlendirilerek ppm cinsinden hesaplandı.

Rezin modifiye cam-iyonomer simanların su absorpsiyonlarını ölçmek için ISO 4049 standardına göre 15 mm çapında 1 mm derinliğinde her siman grubu

için 10'ar tane olmak üzere toplam 30 örnek hazırlandı . Örneklerin nemi alınarak hassas terazide tartıldı ve M_1 değeri bulundu. Daha sonra deiyonize suya atılıp 7 gün bekletilerek M_2 değeri bulundu. Örnek yıkanıp kurutuldu ve nemi alınarak M_3 değeri elde edildi. M değeri sonuçları $\mu\text{gr}/\text{mm}^3$ olarak belirlendi.

Gruplar arasında en fazla HEMA salınımının Vitramer, en düşük HEMA salınımının ise Protec-Cem simanda olduğu görüldü.

Her üç simanın su absorpsiyon değerlerinin HEMA salınımına paralellik gösterdiği , en fazla su absorpsiyonunun Vitramer , en az su absorpsiyonun ise Protec-Cem simanda olduğu tespit edildi.

SUMMARY

Resin modified glass ionomer cements are developed with the addition of resin (hydroxyethyl metacrylate) to the conventional glass ionomer cements. The addition of resin increases the adhesion properties, but from the biological aspect it has some disadvantages. The aim of this study is to evaluate the amount of hydroxyethyl metacrylate (HEMA) level released from different modified glass ionomer cements.

In this in vitro study , Advance (Caulk/Denstply Inc.,U.S.A), Vitramer (3M Dental Products, U.S.A.) ve Protec-Cem (R&D Vivadent, Liechtenstein) resin modified the amount of HEMA level released from different resin modified glass ionomer cements and water absorption level.

To evaluate the HEMA released the specimen are prepared considering the ADA 9 standart , 10 mm diameter, 1 mm height, for each of cements 10 specimen were prepared , the total number of the specimen were 30. The specimen were immersed glass containers containing 20 ml deionize water after 10 minutes, 1 hour, 24 hour and 7 days storage from each group 1ml solution is taken from the container and transferred the glass tubes vary a micropipet.

These solution are injected to high performance liquid chromatography (HPLC) machine and the results are calculated in term of ppm.

To evaluate the water absorption of resin modified glass ionomer cements according to the ISO 4049 standards the specimens were prepared at 15 mm

diameter, 1mm depth, for each cement group 10 specimen were prepared . the samples are dried and weight of a balanced analyzer and obtained the M_1 value. After that the specimens are left in deionized water for 7 days and than weighted again and obtained the M_2 value. Inorder to obtain M_3 value , the specimen are washed , dried and weight again. The result of the water absorbtion were obtained in $\mu\text{gr}/\text{mm}^3$.

Among the groups HEMA release was maximum at vitramer and minimum at Protec-Cem cements. Water absorbtion results were parallel to the results of the HEMA release results, maximum water absorbtion was at Vitramer and minimum water absorbtion was found in Protec-Cem.

KAYNAKLAR

- 1.YAVUZYILMAZ, H.: Metal Destekli Estetik (Veneer Kaplama) Kronlar, 1.Baskı, 247-252, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara , (1996).
2. SMITH, D.C., WILLIAMS, D.F.: Biocompatibility of Dental Materials, Volume 2, 143-175, CRC Press, Florida, (1982).
3. ZAIMOĞLU, A. , CAN, G., ERSOY, E., AKSU, L.:Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, 305-344, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara, (1993).
4. ZEGHBROECK, L.V. : Cements., J. Esthet. Dent., 7, 49-58. (1994).
6. CRAIG, R. G., WARD, M.L., Restorative Dental Materials. 10. Edition, 172-183, Mosby Year Book Inc., St. Louis, (1997).
7. NOORT, V. N.: Dental Materials, 106-135 Mosby Year Book Inc., London, (1994).
8. GÜLHAN, A., Pedodonti., 214-215, Doyuran Matbaası, İstanbul, (1987).
9. QILO, G.: Luting Cements., Int. Dent. J., 41, 81-88. (1991).
10. BAYIRLI, G.: Pulpa Patolojisi ve Tedavileri, 83-97, İstanbul Üniversitesi Basımevi, İstanbul, (1991).
11. BAYIRLI, G.,ŞİRİN, Ş.: Konservatif Diş Tedavisi, 119-30, Demet Ofset, İstanbul, (1982).
12. DIAZ-ARNOLD, A. M.: Current Status of Luting Agents For Fixed Prosthodontics, J. Prosthet. Dent., 81, 135-141. (1999).

13. AKÇABOY, C.: Sabit Protezlerde Başarısızlık Nedenleri, 46-47, Gazi Üniv. İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara, (1996)
14. CHRISTIENSEN, G. J.: The Rise of Resin For Cementing Restorations, J. Am.Dent. Assoc., 124, 104-105. (1993).
15. GRAHAM, J. M.: Glass Ionomer Cements: Past, Present and Future, Oper. Dent., 19, 82-90, (1994).
16. MC CABE, J. F., WALLS, A.W.G., Applied Dental Materials, 5. Edition, 202-211, Blackwell Science Ltd.,London, (1998).
17. MERYON, S.D., STEPHENS, P.G.,BROWNE, R.M.: A Comparison of the in Vitro Cytotoxicity of Two Glass Ionomer Cements, J. Dent., 62, 769-73. (1983).
18. SMITH, C.D.: Composition and Characteristics of Glass Ionomer Cements, J. Am.Dent. Assoc., 120,19-22. (1990).
19. WILSON, A.D., KENT, B. E.: A New Translucent Cement for Dentistry, Br. Dent. J.,15, 133-135. (1972).
20. BERG, J,H.: The Continuum of Restorative Materials in Pediatric Dentistry-a Review for The Clinician, Pediatr Dent., 20, 93-100. (1998).
21. LEE, C.Q.: Evaluation of Glass Ionomer as an Endodontic Sealant, J. Endodont., 23, 209-212. (1997).
22. BARNES, D.M., BLANK, L.W.,GINGELL, J.C.: A Clinical Evaluation of A Resin Modified Glass Ionomer Restorative Material, J. Am. Dent. Assoc.,126, 1243-1255. (1995).
23. MOUNT, G.J.: Clinical Placement of Modern Glass Ionomer Cements, Quintessence Int., 24, 99-106. (1993).

24. SETCHELL, D.J., TEO, J.K., KHUN, A.T.: The Relative Solubilities of Four Modern Glass Ionomer Cements. *Br. Dent. J.*, 158, 220-222. (1985).
25. AYAD, M.F., ROSENSTIEL, S.F., WOELFEL, J.B.: The Effect of Recementation on Crown Retention, *Int. J. Prosthet.*, 11, 177-82. (1998)
26. ASHCRAFT, D.B., STALEY, R.N., JAKOBSEN, J.R.: Fluoride Release and Shear Bond Strengths of Three Light-Cured Glass Ionomer Cements, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 111, 260-265. (1997)
27. SVANBERG, M., MJOR, I.A., QRSTAVIK, D.: Mutans Streptococci in Plaque from Margins of Amalgam, Composite and Glass Ionomer Restorations, *J. Dent. Res.*, 69, 861-864. (1989).
28. PARK, S.H., KIM, K.Y.: The Antikariogenic Effect of Fluoride in Primer, Bonding Agent and Composite Resin in The Cavo-surface Enamel Area, *Oper. Dent.*, 22, 115-120. (1997).
29. FORSS, H., JOKINEN, J., SPETS-HAPPONEN, S.S., SEPPA, L., LUOMA, H.: Fluoride and Mutans Streptococci in Plaque Grown on Glass Ionomer and Composite, *Caries Res.*, 25, 454-8. (1991).
30. REZK-LEGA, F., OGAARD, B., ROLLA, G.: Availability of Fluoride from Glass Ionomer Luting Cements in Human Saliva, *Scand. J. Dent. Res.*, 99, 60-63. (1990).
31. BENDERLİ, Y., HATTON, P., DAUGLAS, I.: Çeşitli Cam İyonomer Simanların Fluorid Serbestleme ve Antibakteriyel Özellikleri Arasındaki Korelasyonun Değerlendirilmesi, *H. Ü. Dişhek. Der.*, 23, 12-17. (1999).

32. ROSALES, J.I., VALLECILLO, M., OSORIO, R., BRAVO, M., TOLEDANO, M.: An In Vitro Comparison of Micro-Leakage in Three Glass Ionomer Cements Used as Retrograde Filling Materials, *Int. Dent. J.*, 46, 15-21. (1996).
33. GODOY, F.G., MALONE, F.P., WILLIAM, M.S.: Microleakage of Posterior Composite Resins Using Glass Ionomer Cement Bases, *Quintessence Int.*, 19, 13-17. (1998).
34. ABBOSHALA, A., KUGEL, G., HURLEY, E.: Class II Composite Resin Restorations Using Glass Ionomer Liners: Mikroleakage Studies, *Clinic. Pediatr. Dent.*, 21, 67-70. (1996).
35. DIETRICH, T., LOSCHE, A.C., LOSCHE, G.M., ROULET, J.F.: Marginal Adaptation of Direct Composite and Sandwich Restorations in Class II Cavities with Cervical Margins in Dentine, *J.Dent.*, 27, 119-128. (1999).
36. GORDON, M., WASSERSTEIN, A., GORFIL, C.: Mikroleakage in Three Design of Glass Ionomer Under Composite Resin Restorations, *J. Oral Rehabil.*, 18, 149-154. (1991).
37. GEMALMAZ, D., YORUÇ, B., OZCAN, M., ALKUMRU, N.: Effect of Early Water Contact on Solubility of Glass Ionomer Luting Cement, *J. Prosthet Dent*, 80, 474-478. (1998).
38. MOJON, P., KALTIO, R., FEDUIK, D., HAWBOLT, E.B., McENTEE, M.I.: Short-Term Contamination of Luting Cements by Water and Saliva, *Dent. Mater.*, 12, 83-87. (1996).

39. WILLIAMS, J.A., BILLINGTON, R.W., PEARSON, G.J.: Effect of Moisture Protective Coatings on the Strenght of a Modern Metal Reinforced Glass Ionomer Cement, *J. Oral Rehabil.*, 25, 535-540. (1998).
40. GLADYS, S., MEERBEEK, B.V., BRAEM,M., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G.: Comparative Physico-Mechanical Charecterization of New Hybrid Restorative Materials with Conventional Glassionomer and Resin Composite Restorative Materials, *J. Dent. Res.*, 76, 883-894. (1997).
41. REYTO, R.: Laser Tooth Whitening, *Esthet, Dent.*, 42, 755. (1998).
42. GEE, A.J., LELOUP, G., WERNER, A., VREVER, J., DAVIDSON, C.L.: Structural Integrity of Resin Modified Glass Ionomers as Affected by the Delay or Ommision of Light Activation, *J. Esthet. Dent.*, 77, 1658-1663. (1998).
43. MITCHELL, C.A., DOUGLAS, W.H., CHENG,Y.S.: Fracture Thoughness of Conventional, Resin Modified Glass Ionomer and Composite Luting Cements, *Dent. Mater.*, 15, 7-13. (1999).
44. BELL, R.B., BARKMEIER, W.W.: Glass Ionomer Restoratives and Liners. *J. Esthet. Dent.*, 6, 129-134. (1994).
45. CROLL, T.P., KILLIAN, C.M., HELPIN, M.L.: A Restorative Dentistry Renaissance for Children. Light-Hardened Glass Ionomer/Resin Cement, *J. Dent. Child.*, March-April, 89-94. (1993).
46. LEEVAILLOJ, C., PLATT, J.A., COCHRAN, M.A.: In Vitro Study of Fracture Incidence and Compressive Fracture Load-off all Ceramic Crowns Cemented with Resin Modified Glass Ionomer and other Luting Agents, *J. Prosthet Dent.*, 80, 699-707. (1998).

47. KERBY, R.E., KNOBLOCH, L., THAKUR, A.: Strenght Properties of Visible-Light-Cured Resin Modified Glass Ionomer Cements, *Oper. Dent.*, 22, 79-83.(1997).
48. ATTIN, T., VATASCHKI, M., HELLWIG, E.: Properties of Resin Modified Glass Ionomer Restorative Materials and Two Polyacid Modified Resin Composite Materials, *Quintessence Int.*, 27, 203-209.(1996).
49. SMALES, R.J., KOUSTIKAS, T.: Occlusal Wear of Resin Ionomer Restorative Materials, *Aust Dent. J.*, 40, 171-172. (1995).
50. CHO, E., KOPEL, H., WHITE S.N.: Moisture Susceptibility of Resin Modified Glass Ionomer Materials, *Quintessence Int.*, 26, 351-358. (1995).
51. LIM, C.C., NEO, J., YAP,A.: The Influence of Finishing Time on the Marginal Seal of a Resin Modified Glass Ionomer and Polyacid Modified Resin Composite, *J. Oral Rehabil.*, 26, 48-52. (1999).
52. FRIELD, K.H., POWERS,P.M., HILLER, K.A.: Influence of Different Factors on Bond Strenght of Hhybrid Ionomers, *Oper. Dent.*, 20, 74-80. (1995).
53. VAIKUNTAM, J.: Resin Modified Glass Ionomer Cements : Implications for Use in Pediatric Dentistry, *J. Dent. Child.*, March-April, 131-134. (1997).
54. FRANKEL, N., PEARSON, G.J., LABELLA, R.: Long-term Strenght of Aesthetics Restoratives. *J. Oral Rehabil.*, 25, 89-93. (1998).
55. KNOBLOCH, L.A., KERBY, E.R., SEGHI, R., BERLIN, J.S., LEE,J.S.: Fracture Toughness of Resin-Based Luting Cements, *J. Prosthet. Dent.*, 83, 204-209. (2000).

56. FOLKESSON, U.H., ANDERSSON, I.E., VAN-DUKEN, J.W.V.: Resin Modified Glass Ionomer Cement Restorations in Primary Molars, Swed. Dent, 1-9, (1999).
57. BURGESS, J., NORLING, B., SUBMITT, J.: Resin Ionomer Restorative Materials: The New Generation, J. Esthet. Dent., 6, 207-215. (1994).
58. BOUISCHLICHER, M.R., VARGAS, M.A., DENEHY, G.E.: Effect of Desiccation on Microleakage of Five Class 5 Restorative Materials, Oper. Dent. 21, 90-95. (1996).
59. KANCHANAVASITA, W., PEARSON, G.J., ANSTICE, H.M.: Factors Contributing to the Temperature Rise During Polymerization of Resin Modified Glass Ionomer Cements, Biomaterials., 17, 2305-2312. (1996).
60. FRICKER, J.P.: A New Self-Curing Resin Modified Glass Ionomer Cement for the Direct Bonding of Orthodontics Brackets in Vivo, Am. J. Orthot. Dentofacial Orthop., 113, 384-386. (1998).
61. CATTANI-LORENTE, M.A., DUPUIS, V., MOYA, F., PAYAN, J., MEYER, J.M.: Comparative Study of the Physical Properties of the Polyacid Modified Glass Ionomer Cement, Dent. Mater., 15, 21-32. (1999).
62. YAP, A.U.J., QUEK, C.E.Y., KAU, C.H.: Repair of New-Generation Tooth-Colored Restoratives: Methods of Surface Conditioning to Achieve Bonding, Oper. Dent., 23, 173-178. (1998).
63. BOILLAGUET S., ASSAF, Y., VIRGILLITO, M., JACQUEZ, H., MEYER, J.M.: In Vitro Cytotoxicity of Resin-Reinforced Glass Ionomer Cement, Acta Med. Dent., 4, 14-19. (1998).

64. UNO, S., FINGER, W.J., FRITZ, U.: Long Term Characteristics of Resin Modified Glass Ionomer Restorative Materials, *Dent. Mater.*, 12, 64-69. (1996).
65. ATTIN, T., BUCHALLA, W., HELLWIG, E.: Influence of Enamel Conditioning on Bond Strength of Resin Modified Glass Ionomer Restorative Materials and Polyacid Modified Composites, *J. Prosthet. Dent.*, 76, 29-33. (1996).
66. MIYAZAKI, M., MOORE, B.K., ONOSE, H.: Effect of Surface Coatings on Flexural Properties of Glass Ionomers, *Eur. J. Oral Sci.*, 104, 600-604. (1996).
67. DUNCAN, J.P., PAMEIJER, C.H.: Retention of Parallel-Sided Titanium Posts Cemented with Six Luting Agents: An in Vitro Study, *J. Prosthet Dent.*, 80, 423-428. (1998).
68. MIYAZAKI, M., IWASAKI, K., SOYAMURA, T., ONOSE, H., MOORE, B.K.: Resin Modified Glass Ionomers: Dentin Bond Strength Versus Time, *Oper. Dent.*, 23, 144-149. (1998).
69. PEREIRA, P.N.R., YAMADA, T., INOKOSHI, S., BURROW, M.F., SANO, H., TAGAMI, J.: Adhesion of Resin Modified Glass Ionomer Cements Using Resin Bonding Systems, *J. Dent.*, 26, 479-485. (1998).
70. RUSZ, J.E., ANTONUCCI, J.M., EICHMILLER, F., ANDERSON, M.H.: Adhesive Properties of Modified Glass Ionomer Cements, *Dent. Mater.*, 8, 31-36. (1992).
71. MORAND, J.M., JONAS, P.: Resin Modified Glass Ionomer Cement Restoration of Posterior Teeth With Proximal Carious Lesions, *Oper. Dent.*, 26, 389-394. (1995).

72. CHRISTIENSE, G.J.: Glass Ionomer Resin: A maturing Concept, J. Am. Dent. Assoc., 124, 248-249. (1993).
73. SAYGILI, G.: Rezin-Modifiye Cam-İyonomer ve Poliasit-Modifiye Kompozit Simanların Klinik Kullanımları, H. Ü. Dişhek. Der., 1, 26-31. (1998).
74. LI, Z.C., WHITE, S.N.: Mechanical Properties of Dental Luting Cements, J. Prosthet. Dent., 81, 597-609. (1999).
75. LI, J., LIU, Y., SOREMARK, R.: Flexure Strenght of Resin Modified Glass Ionomer Cements and their Bond Strengt to Dental Composites, Acta Odontol. Scand., 54, 55-58. (1996).
76. INOKOSHI, S., BURROW, M.F., KATAUMI, M., YAMADA, T., TAKATSU, T.: Opaity and Color Changes of Tooth-Colored Restorative Materials, Oper. Dent. 21, 73-80. (1996).
77. BURGESS, J.O., NORLING, B.K.: Improvements in Adhesive Luting Cements, Compend. Contin. Edu. Dent., 42, 67. (1996).
78. BERTACCHINIS.M., ABATE, P.F., BLANCK, A., BAGLIETO, M.F., MACCHI, R.L.: Solubility and Fluoride Release in Ionomers and Compomers, Quintessence Int., 30, 193-197. (1999).
79. KAN, K.C., MESSER, L.B., MESSER, H.B.: Varibility in Cytotoxicity and Fluoride Release of Resin Modified Glass Ionomer Cements, J. Dent.Res 76, 1502-1507. (1997).
80. CHUNG, C.K., MILLETT, D.T., CREANOR, S.L. GILMOUR, W.H., FOYE, R.H.: Fluoride Release and Cariostatic Ability of a Compomer and a Resin

Modified Glass Ionomer Cement Used for Orthodontic Bonding, J. Dent., 26, 533-538. (1998).

81. KELTJENS, H.M.A.M., CREUGERS, T.J., HOF, M.A., CREUGERS, N.H.J.: A 4-Year Clinical Study on Amalgam, Resin Composite and Resin Modified Glass Ionomer Cement Restorations in Overdenture Abutments, J.Dent., 27, 551-555.(1999).

82. TANTBIROJIN, D., DOUGLAS, W.H., VERSLUIS, A.: Inhibitive Effect of a Resin- Modified Glass Ionomer Cement on Remote Enamel Artificial Caries, Caries Res., 31, 275-280. (1997).

83. DIJKEN, J.W.V., KALFAS,.S., LITRA, V., OLIVEBY, A.: Fluoride and Mutans Streptococci Levels in Plaque On Aged Restorations of Resin Modified Glass Ionomer Cement, Compomer and Resin Composite, Caries Res., 31, 379-383. (1996).

84. MUSA, A., PEARSON, G.J., GELBIER, M.: In Vitro Investigation of Fluoride Ion Release from Four Resin Modified Glass Polyalkenoate Cements, Biomaterials, 17, 1019-1023. (1996).

85. FRIELD, K-H., SCHMALZ, G., HILLER, K-A., SHAMS, M.: Resin Modified Glass Ionomer Cements: Fluoride Release and Influence on Streptococcus Mutans Growth, Eur. J. Oral Sci. 105, 81-85. (1997).

86. PEREIRA, P.N.R., INOKOSHI, S., TAGAMI, J.: In Vitro Secondary Caries Inhibition Around Fluoride Releasing Materials, J. Dent., 26, 505-510. (1998).

87. BADRAWL, W.A., McCOMB, D.: Effect of Home-Use Fluoride Gels on Resin Modified Glass Ionomer Cements, Oper. Dent., 23,2-9.(1998).

88. TATE, W.H., POWERS, J.M.: Surface Roughness of Composites and Hybrid Ionomers, *Oper. Dent.*, 21, 53-58. (1996).
89. KANCHANAVASITA, W., PEARSON, G.J.: Long Term Flexural Stength of Resin Modified Glass Ionomer Cemens, *J. Dent. Res.*, 75,117.(1996).
90. FERRARI, M., DAVIDSON, C.L.: Sealing Capasity of a Resin Modified Glass Ionomer and Resin Composite Placed in Vivo in Class 5 Restorations, *Oper. Dent.*, 21,69-72.(1996).
91. ELLEDGE, D.A.: Multifunctional Bases and Liners, *Esthet. Dent.*, 42, 739-741. (1998).
92. CREANOR, S.L., AWAWDEH, L.A., SAUNDERS, W.P., FOYE, R.H., GILMOUR, W.H.: The Effect of a Resin Modified Glass Ionomer Restorative Material on Artificially Demineralised Dentine Caries in Vitro, *J. Dent.*, 26. 527-531. (1998).
93. TAM, L.E., CHAN, G.P.L., YIM, D.: In Vitro Caries Inhibition Effects by Conventional and Resin Modified Glass Ionomer Restorations, *Oper. Dent.*, 22, 4-14. (1997).
94. MEIERS, J.C., MILLER, G.A.: Antibacterial Activity of Dentin Bonding Systems, Resin modified Glass Ionomers, and Polyacid Modified Composite Resins, *Oper. Dent.*, 21, 257-264. (1996).
95. DUNNE, S.M., GOOLNIK, J.S., MILLAR, B.J., SEDDON, R.P.: Caries Inhibition by a Resin Modified and a Conventional Glass Ionomer Cement, in Vitro, *J. Dent.*, 24, 90-94.(1996).

96. ALLEN, E.P., STEPHEN, C.B., BECKER, I.B., DONOVAN, T.E.: Annual Review of Selected Dental Literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry, J. Prosthet. Dent. 82, 27-66.(2000).
97. PALMER, G., PEARSON, G.J.: The Effect of Curing Resin Modified Glass Ionomer Cements, J.Dent., 27, 303-311. (1998).
98. DONOVAN, D.E., CHO, G.C.: Contemporary Evaluation of Dental Cements, Compendium, 20, 197-219. (1999).
99. GERZINA, T.M., HUME, R.W.: Diffusion of Monomers from Bonding Resin-Resin Composite Combinations Through Dentine in vitro, J. Dent., 24, 125-128. (1996).
100. HAMID, A., OKAMOTO, A., IWAKU, M., HUME, R.W.: Component Release from Light-Activated Glass Ionomer and Compomer Cements, J.Oral Rehabil., 25, 94-99. (1998).
101. MAROUF, N., SIDHU, S.K.: A Study on the Radiopacity of Different Shades of Resin Modified Glass Ionomer Restorative Materials, Oper.Dent. 23, 10-4. (1998).
102. SHAH, P.M.M., SIDHU, S.K., CHONG, B.S. FORD, T.R.: Radiopacity of Resin Modified Glass Ionomer Liners and Bases, J. Prosthet. Dent., 77, 239-242. (1997).
103. KIELBASSA, A.M., WRBAS, K.T., HELLWIG, E.: Initial Tensile Bond Strength of Resin Modified Glass Ionomers and Polyacid Modified Resins on Perfused Primary Dentin, J. Dent Child, 2. 183-187. (1997).

104. THONEMANN, B., FEDERLIN, M., SCHMALZ, G., HILLER K.A.: Resin Modified Glass Ionomers for Luting Posterior Ceramic Restorations, Dent. Mater, 11, 161-168. (1995).
105. MITCHELL, C.A., ORR, J.F.: Comparison of Conventional and Resin Modified Glass_Ionomer Luting Cements in the Retention of Post Crowns by Fatigue Loading, J.Oral Rehabil., 25, 472-478. (1998).
106. PİŞKİN, E.: Polimer Teknolojisine Giriş, 5-6, Anka Ofset A.Ş., İstanbul (1987).
107. ÇOBAN,N.: Fonksiyonel Hidrofilik Mikropartiküllerin Süspansiyon, Polimeriasyonu ile Üretimi, Yapısal karakterizasyonu ve Protein Absorbsiyon Kinetiğinin İncelenmesi, Yüksek Mühendislik Tezi, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Ankara (1991)
110. PASHLEY, E.L., ZHANG, Y., LOCKWOOD,P.E., RUEGGERBERG, F.A. PASHLEY, D.H.: Effect of HEMA on Water Evaporation from Water-HEMA Mixtures, Dent. Mater., 14, 6-10. (1998).
111. AMERICAN NATIONAL STANDARD / AMERICAN DENTAL ASSOCIATION (ANSI / A.D.A.): Specification No: 9 for Dental Silicate Cement, 9-10, New York , (1980)
112. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO): Dental Resin Based Restorative Materials, Specification No: 4049,8-9, (1988)
113. WILLARD. H.H., MERRITT.L.L., DEAN.J.A, SETTLE.F.A.: Instrumental Methods of Analysis, 7. Edition, 580-585, Wadsworth Publishing Company, Belmont, (1998).

114. SKOOG, A.S., WEST, D.M.: Principles of Instrumental Analysis, 691-694, Saunders College, Philadelphia.(1980)
115. GÜNDÜZ. T.: İnrümantal Analiz, 518-539, Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Yayınları, Ankara. (1998).
116. SILIKAS, N., WATTS, D.C.: High Pressure Liquid Chromatography of Dentin Primers and Bonding Agents, Dent. Mater. 16, 81-88. (2000).
117. SIDHU, S.K., SHERRIFF, M., WATSON, T.F.: Failure of Resin Modified Glass Ionomers Subjected to Shear Loading, J. Dent., 27, 373-381. (1999).
118. PASHLEY, D.H., ZHANG, Y., AGEE, K.A., ROUSE, C.J., CARVALHO, R.M., RUSSEL, C.M.: Permeability of Demineralized Dentin to HEMA, Dent. Mater., 16, 7-14. (2000).
119. NAKABAYASHI, N., TAKARADA, K.: Effect of HEMA on Bonding to Dentin, Dent. Mater., 8, 125-130. (1992).
120. HAMID, A., HUME, W.R.: The Effect of Dentine Thickness of Diffusion of Resin Monomers in vitro. J. Oral Rehabil., 24, 20-25. (1997).
121. BOUILLAGUET, S., WATAHA, J.C., HANKS, C.T., CIUCCHI , B., HOLZ, J.: In Vitro Cytotoxicity and Dentin Permeability of HEMA, J. Endond., 22, 244-248. (1996).
122. YOSHIKAWA, T., HIRASAWA, M., TOSAKI, S., HIROTA, K.: Concentration of HEMA Eluted from Light-Cured Glass Ionomers, Dent. Mater., 73, 133. (1994).

124. IRIE, M., SUZUKI, K.: Water Storage Effect on the Marginal Seal of Resin Modified Glass Ionomer Restorations, *Oper. Dent.*, 24, 272-278. (1999).
125. IWAMI, Y., YAMAMOTO, H., SATO, W., KAWAI, K., TORII, M., EBISU, S.: Weight Change of Various Light-cured Restorative Materials after Water Immersion, *Oper. Dent.*, 23, 132-137. (1998).
126. SIDHU, S.K., WATSON, T.F.: Interfacial Characteristics of Resin Modified Glass Ionomer Materials, *J. Dent. Res.*, 77, 1749-1759. (1998).
127. YAP, A., LEE, C.M.: Water Sorption and Solubility of Resin Modified Polyalkenoate Cements, *J. Oral Rehabil.*, 24, 310-314. (1997).

ÖZGEÇMİŞ

1971 yılında Ankara’da doğdum ilk öğrenimimi Yahya Kemal Beyatlı İlk Okulu’nda, orta öğrenimimi Yalçın Eski Yapan Orta Okulu’nda, lise öğrenimimi Yahya Kemal Beyatlı Lisesi’nde tamamladım. 1990 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine girdim ve 1995 yılında aynı fakülteden mezun oldum. 1996 yılında Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü sınavını kazanarak Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora öğrenimime başladım.