

**T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI**

Tez Yöneticisi
Dr. Öğr. Üyesi Aylin ÇİLİNGİR

**CAM İYONOMER ESASLI FARKLI KAİDE
MATERYALLERİNİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜKLERİ VE
KOMPOZİT REZİNE BAĞLANMA KUVVETLERİNİN
İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

(Uzmanlık Tezi)

Arş. Gör. Dt. Handan YILDIRIM

Bu çalışma 2020/73 nolu proje olarak Trakya Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından desteklenmiştir.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince, bilgi ve deneyimleri ile her konuda yolumu aydınlatan, sevgisini, şefkatini ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, değerli tez danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Aylin ÇİLİNGİR'e,

Benden bilgi, tecrübe ve güler yüzünü hiçbir zaman esirgemeyen, bilgeliğiyle ufku açan, cevapsız sorularımın değişmez adresi, Anabilim Dalı Başkanı Sayın Dr. Öğr. Üyesi Meltem TEKBAŞ ATAY'a,

Uzmanlık eğitimim süresince kendisinden birçok şey öğrendiğim, bilimsel çalışmalarına da büyük bir özveriyle yol gösteren Sayın Dr. Öğr. Üyesi Esra ÖZYURT'a,

Varlıkları sayesinde her zorluğa göğüs gerebildiğim, rüya gibi geçen 3,5 senede bir an olsun beni yalnız bırakmayan, ailemden uzakta bana aile sıcaklığını, güvenini ve sevgisini yaşatan, bilime gönül vermiş yılmaz bir nefer olmasının yanı sıra, sevgi dolu bir dost olan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Mediha BÜYÜKGÖZE DİNDAR ve eşi Refik Poyraz DİNDAR'a,

İlk tanıştığımızda mesafeli tavrıyla soğuk rüzgarlar estirsede, her fırtınada bana sığınacak sağlam bir liman olan, varlığıyla hayatıma mutluluk, huzur ve renk katan, tez çalışmalarım süresince de bana moral ve sonsuz destek veren, can dostum, kız kardeşim Melis SEKİ'ye,

Beraber çalışmaktan büyük keyif duyduğum değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve tüm personellere,

Sonsuz bir sevgiyle her zaman arkamda duran, emeklerinin ve fedakarlıklarının karşılığını asla ödeyemeyeceğim ilk öğretmenim, canım babam Mehmet YILDIRIM ve canım annem Fındık YILDIRIM'a,

Sevgileri, sabırlarıyla hep yanımda olan, her koşulda desteklerini esirgemeyen, kendilerine sahip olduğum için şanslı hissettiğim, benim için bir abiden hep daha fazlası olan Enver YILDIRIM ve Mehmet Murat YILDIRIM'a,

Bütün kalbimle sonsuz teşekkür ediyorum.

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ VE AMAÇ	Error! Bookmark not defined.
GENEL BİLGİLER.....	Error! Bookmark not defined.3
GEREÇ VE YÖNTEMLER.....	Error! Bookmark not defined.23
BULGULAR	Error! Bookmark not defined.33
TARTIŞMA	Error! Bookmark not defined.41
SONUÇLAR	Error! Bookmark not defined.54
ÖZET.....	Error! Bookmark not defined.56
SUMMARY	Error! Bookmark not defined.58
KAYNAKLAR.....	Error! Bookmark not defined.60
EKLER.....	74

SİMGE VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

%

°C

cm

dk

mm

mm²

MPa

N

nm

p

pH

µm

Açıklamalar

Yüzde

Santigrat derece

Santimetre

Dakika

Milimetre

Milimetrekare

Megapaskal

Newton

Nanometre

İstatistiksel anlamlılık değeri

Power of hydrogen

Mikrometre

Kısaltmalar

4- MET

Açıklamalar

4-metakriloksietil trimellitat

4- META	4- metakriloksietil trimellitik anhidrit
AL²O³	Alüminyum oksit
ART	Atravmatik restoratif tedavi
B²O	Bor oksit
Bis- EMA	Bis etilen glikol dimetakrilat
Bis- GMA	Bisfenol- A Glisidil metakrilat
BPDM	Bisfenil glisidil dimetakrilat
CaCl²	Kalsiyum Klorür
CaO	Kalsiyum oksit
CİS	Cam iyonomer siman
EDMA	Etilen dimetakrilat
FAP	Floroapatit
GCİS	Geleneksel cam iyonomer siman
HAP	Hidroksiapatit
HEMA	Hidroksi etil metakrilat
MDP	Metakriloksidesil dihidrojen fosfat
MEPS	Metakriloksiakil tiofosfat metilmetakrilat
MMA	Metil metakrilat
MTA	Mineral trioksit agregat
OH-	Hidroksil
RMCİS	Rezin modifiye cam iyonomer siman
SiO²	Silisyum dioksit
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
UTMA	Üretan tetrametakrilat
YVCİS	Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman

GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz güncel diş hekimliği uygulamalarında, adeziv tekniklerdeki gelişmeler sayesinde daha konservatif yaklaşımlar sağlanmış ve sağlıklı diş dokularının korunması ön plana çıkmıştır (1). Diş sert dokularının bütünlüğünün sağlanması ve korunması için tek seansta uygulanan direkt restoratif tedaviler, daha çok tercih edilmeye başlanmıştır (2). Rutin klinik uygulamalarda, restoratif materyal olarak amalgam, kompozit rezin ve cam iyonomer simanlar (CİS) kullanılmaktadır (1).

Yaklaşık 100 yılı aşkın süredir, sınıf 1 ve sınıf 2 kavitetlerin tedavisinde düşük maliyetli, kullanımı kolay ve dayanıklı bir materyal olması nedeniyle amalgam tercih edilmiştir (3). Günümüzde estetik olmaması, mekanik tutuculuk için ekstra preparasyon gerektirmesi ve civa toksisitesi riski nedeniyle amalgam kullanımı giderek daha da tartışılmalı hale gelmektedir (3, 4). Bununla birlikte son yıllarda, hem insan hem de çevre için dental amalgamın güvenliği konusunda artan bir farkındalık vardır. Bu endişeler, otoriteler tarafından desteklenmese de, dental firmaları amalgama alternatif materyal araştırmaya sevk etmiştir (5). Amalgamın bu dezavantajlarının üstesinden gelebilmek için, daha konservatif yaklaşımı olan, doğal dişle uyumlu renk ve saydamlığa sahip estetik materyallerin kullanımı yaygınlaşmıştır. Estetik olarak nitelendirilen, diş rengindeki materyaller, kompozit rezinler ve cam iyonomer simanlardır (6).

Dental rezin kompozitlerin kullanımı oldukça yaygındır ve çürük dişlerin tedavisinin yanı sıra, travmatize olmuş dişlerin ve estetik amaçlı restorasyonlarda da amalgama iyi bir alternatiftir (7). Kompozitlerle yapılan takip çalışmaları kısa dönemde amalgamla benzer sonuçlar vermektedir fakat uzun dönem sonuçlara bakıldığında renk değişikliği, retansiyon kaybı, su emilimi, aşınma, mikrosızıntı ve sekonder çürük gibi nedenlerle yüksek başarısızlık oranları bildirilmiştir. Bu dezavantajların, esas olarak polimerizasyon büzülmesinden

kaynaklandığı düşünülmektedir. Özellikle yüksek çürük riski olan bireylerde önem kazanan florür salınım özelliğine sahip olmamaları kompozitlerin dezavantajlarından birisidir (5). Bu istenmeyen özelliklerin yanı sıra günümüzde rezin kompozitlerin toksisite riski tartışılır hale gelmiştir (8).

Dental kompozitler gibi yaygın olarak kullanılan bir diğer diş renginde materyal ise cam iyonomer simanlardır. Cam iyonomer simanların uygulama prosedürlerinin ve kullanımlarının kolay olması, florür salınımı yapıp, florür rezervuarı olarak görev yapabilmeleri, diş renginde olmaları, mine ve dentine direkt bağlanabilmeleri, termal genleşme katsayılarının dişe yakın olması ve biyouyumluluk gibi birçok avantaja sahiptirler (9-11). Bunların yanı sıra aşınma dirençlerinin düşük, mekanik ve fiziksel özelliklerinin zayıf olması ve sertleşmeleri süresince neme karşı duyarlı olmaları gibi dezavantajları da bulunmaktadır (9, 12). Diş hekimliğinde en geniş kullanım alanına sahip dental materyal olan CİS'ler; restoratif materyal olarak kullanımlarına ek olarak taban kaide materyali, yapıştırma simanı ve fissür örtücü olarak da kullanılabilirler (13).

Bu nedenlerle, cam iyonomer simanların özelliklerini geliştirmek, fiziksel ve mekanik dayanıklılığını arttırmak, antibakteriyel etkinliğini geliştirmek amacıyla çeşitli çalışmalar yapılmış ve yeni materyaller geliştirilmiştir (13, 14).

Literatürde, bu yeni materyallerin mekanik özellikleri üzerine yeterli çalışma bulunmadığı gibi materyalleri birbirleri ile karşılaştıran herhangi bir çalışma da yoktur.

Bu uzmanlık tezinde diş hekimliği kliniklerinde rutin olarak kullanılan kaide materyalleri (geleneksel cam iyonomer siman, Ketac Molar Easymix; rezin modifiye cam iyonomer siman, FUJİ II LC) ile birlikte son yıllarda üretilen ve değişik kullanım avantajları olduğu bildirilen kaide materyallerinin (geliştirilmiş biyoaktif rezin modifiye cam iyonomer siman, BioACTIVE base/liner; nanopartiküllü florapatit içeren cam iyonomer siman, Karbomer) yüzey pürüzlülükleri ile universal kompozit (Essentia) arasındaki bağlanma ve bu bağlanma üzerine ısı döngü testinin etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

GENEL BİLGİLER

CAM İYONOMER SİMANLAR

Dental restorasyonların altına kaide ve astar materyallerinin yerleştirilmesi yıllar boyunca restoratif diş hekimliğinin rutin işlemlerinden biri olmuştur (15). Astar ve kaide materyalleri, restoratif dolgu materyali ile dentin arasına yerleştirilen, pulpayı koruyan ve dentin tübüllerini tıkayan maddelerdir (16). Bu materyallerin en önemli amacı hem restoratif materyalden gelebilecek zarara (artık monomer, polimerizasyon büzülmesi vb.) hem de mikrosızıntıya karşı pulpayı korumaktır. Ayrıca kaide maddeleri, restoratif dolgu materyalinin miktarını azaltmak, mine dokusunu desteklemek, ısı ve elektrik iletimini azaltmak için de kullanılabilir (17). Kaide materyalleri olarak ise cam iyonomer simanlar restoratif materyale destek sağlaması açısından klinik pratikte oldukça sık kullanılmaktadır (18).

Cam İyonomer Simanların Tarihçesi

Silikat simanlar, 1878 yılında, Thomas Fletcher tarafından geliştirilmiş şeffaf, florür salan, antikaryojenik, ancak diş dokularına zayıf adezyon gösteren ilk dolgu maddesidir (19-21). Ağız sıvılarında yüksek oranda çözülen silikat, hızlı bir şekilde bozulmasına ve translüsensi kaybı göstermesine rağmen 1950'nin başlarına kadar kullanılmıştır (22).

1968 yılında Smith ilk çinko- polialkenoat simanı geliştirmiştir. Bu materyallerin geliştirilmesiyle, dentine kısmen bağlanabilen ilk simanlar ortaya çıkmıştır. Smith, çinko oksit öjenol simanın bileşimi üzerinde çalışmış ve likit içeriğinde öjenol yerine poliakrilik asit kullandığında ortaya çıkan materyalin diş dokularına kısmen bağlanabildiğini keşfetmiştir. Ancak bu materyalin, ideal fiziksel özellikleri sağlayamadığı görülmüştür (23). Aynı dönemde,

Wilson ve ark., silikat siman tozuyla, likit olarak poliakrilik asit kullanmış ve şaşırtıcı derecede başarılı sonuçlar elde etmişlerdir (23, 24).

1971 yılında, Wilson ve ekibi tarafından, poliakrilik asit ve cam partiküllerinin kombine edilmesiyle “polialkenoat simanlar” adıyla da bilinen cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir (25). Bu materyalin tozundaki alüminyum/ silika oranı, silikat simanlara göre arttırılmış, böylece cam partiküllerin, silikat simanlarda kullanılan fosforik aside göre daha zayıf bir asit olan poliakrilik asitle reaksiyonu hızlandırılmıştır (26, 27). Toz aynı zamanda büyük miktarlarda kalsiyum ve florür, küçük miktarlarda ise sodyum ve fosfat içermektedir (28). Cam iyonomer simanın yapısında alüminyum bulunmakla birlikte, kalsiyum, kalsiyum florid formunda, alümino- silikat tozuna, yüzeysel bir bağ oluşturarak eklenmiştir. Buna bağlı olarak kalsiyum, alüminyumdan daha hızlı salınır (23). Cam üretimi sırasında, florür, oksidasyonu engellemek için eklenmiştir (29). Böylece, florür, toz ve likitin karıştırılmasından sonra salınarak, diş dokuları tarafından absorbe edilmeye hazır hale gelmektedir (23, 29). Florürün varlığı, erime noktasını düşürmekte, simanın yapısal dayanıklılığını arttırmakta ve karyostatik etki sağlamaktadır (26). Yapısına ayrıca tartarik asit eklenerek çalışma zamanı ve akıcılığı arttırılmıştır (24).

İlk üretilen cam iyonomer simanlar hassas uygulama tekniği gerektiren, yavaş sertleşen ve oldukça opak bir renge sahipti (30). Klinik kullanıma sunulan ilk cam iyonomer siman, tozunda alümina silikat cam, likitinde poliakrilik asit içeren, ASPA (Alümino silicate polyacrylic asit) adı altında piyasaya sürülen materyaldir (31). Bu materyal De Trey firması tarafından Avrupa ve Amerika’da satışa sunulmuştur (32, 33). Bu materyalin içeriğinde çeşitli modifikasyonlar yapılarak daha sonra, ASPA- II, III, IV ve V olarak piyasaya sunulmuştur (33).

1977'de Tokyo'daki GC şirketinde Tezuka'dan sonra Hirota ve Akahane'den oluşan ekip, Fuji markası adı altında cam iyonomer simanları piyasaya sunmuştur (34).

Almanya'nın ESPE Şirketi, Purmann ve Gasser önderliğinde Ketac serisini geliştirmiştir. Cam iyonomer simanları kapsüllere yerleştirerek piyasaya sunmuşlar ve bu geleceğe yönelik atılmış önemli bir adım olmuştur. Toz/ likit formundaki herhangi bir materyalde olduğu gibi, doğru toz/ likit oranının sağlanması oldukça önemlidir. Kapsül formunda kullanım, toz likit oranını ayarlamak açısından iyi bir çözüm olmuştur (34).

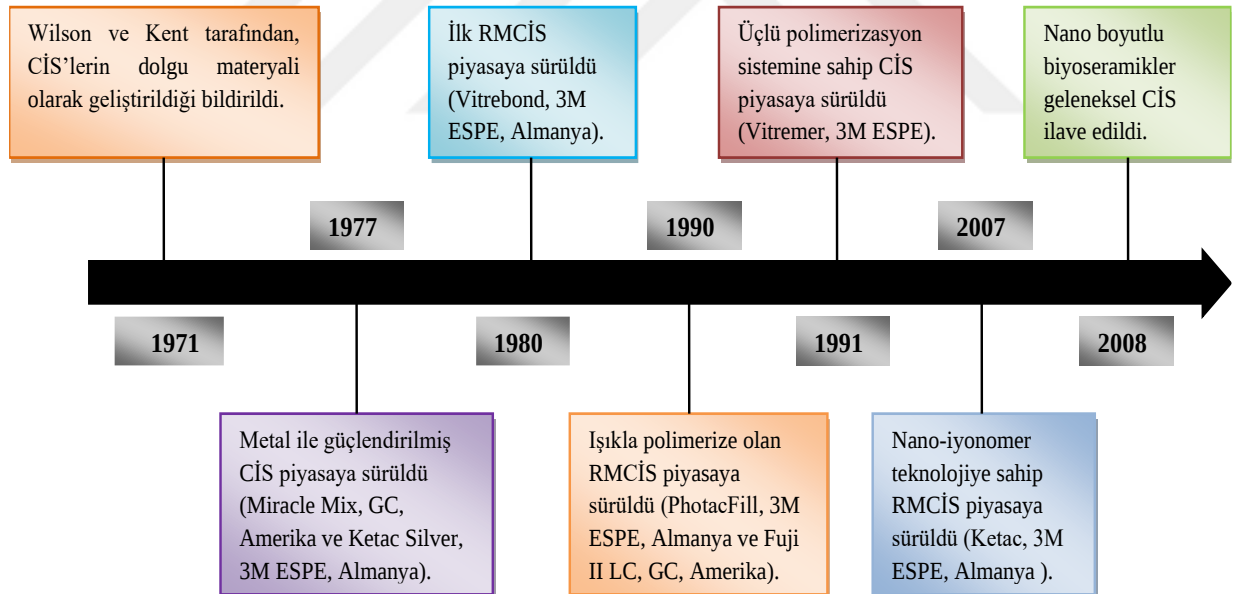
Geleneksel cam iyonomerlerdeki en önemli gelişme, ışıkla polimerize olabilen rezin gruplarının simanların yapısına eklenmesidir. Bunun sonucunda cam iyonomerlerin istenen özellikleri korunarak, nem hassasiyetleri azaltılmış, estetik ve mekanik özellikleri geliştirilmiştir. Bu yeni materyaller, ‘rezin iyonomer’ veya ‘hibrid iyonomer’ gibi farklı

şekillerde isimlendirilmekle birlikte, en yaygın, ‘rezin modifiye cam iyonmer simanlar (RMCİS)’ olarak adlandırılmaktadırlar (35).

Cam iyonmerlerin mekanik özelliklerinin artırılması için materyalin tozuna amalgam alaşımı tozları ve gümüş partikülleri eklenmiştir ve ‘ser-met simanlar’ ortaya çıkmıştır. Ancak, mekanik özellikler ve klinik performans ile ilgili veriler belirsizdir ve bazı çalışmalar geleneksel cam iyonmerlerle karşılaştırıldığında, çürük önleyici aktivitede azalma bildirmiştir (36-38).

Daha yakın zamanda, geleneksel cam iyonmer simanların, viskozitesi ve dayanıklılığı yüksek versiyonları geliştirilmiştir. Sertleşme süreleri kısaltılmış, estetik özellikleri geliştirilmiş ve nem hassasiyetleri azaltılmış olan kapsül formundaki bu materyallerin, başlangıçta dental tedaviye erişimin kısıtlı olduğu, geri kalmış ülkelerde kullanılması hedeflenmiştir ancak yüksek viskoziteli cam iyonmer simanlar günümüzde geniş kullanım alanına sahiptir (39) (Tablo 1).

Bugün kullanılmakta olan cam iyonmerler, birçok farklı üretici firma tarafından, çinko, lantan veya stronsiyum içeren kalsiyum- floro- alumino silikat camlardan üretilmektedir.



Şekil 1. CİS'lerin gelişme ve ilerlemelerinin zaman çizelgesi. Başlangıçta Wilson ve Kent tarafından toz ve sıvı formülasyon olarak icat edilen CIS'ler, mekanik özelliklerini geliştirmek için bir dizi modifikasyon geçirmiştir (25).

Cam İyonmer Simanların Klinik Kullanımları

Cam iyonmer simanlar, kompozitlerle kombine edilerek veya tek başlarına, bir çok yaygın restoratif problemin tedavisinde kullanılabilirler (40).

Kaide materyali olarak kullanımı: Genellikle kompozit rezin restorasyonlar kaide ya da astar materyali kullanılmadan tatmin edici sonuçlar vermektedir. Ancak fazla harabiyet gösteren dişlerde hekimin tercihine bağlı olarak farklı birçok restoratif materyal ile kombine kullanılabilmektedirler. Kaide materyali kullanımı ile hem okluzal kuvvetlere bağlı oluşan streslerin hem de polimerizasyon büzülmesine bağlı kavite duvarlarına uygulanan streslerin azaltılması amaçlanmaktadır. Cam iyonomerler, diş ile restoratif materyal arasında aralanmanın oluşumunu önleyerek mikrosızıntının azalmasını sağlar. Kaide materyali olarak kullanımları aynı zamanda postoperatif hassasiyeti de azaltmaktadır (41).

Yapılan çalışmalar, kaide materyali kullanımının tüberküllerde oluşan defleksiyon (eğilme) stresini azalttığını göstermektedir (42). Kaide materyalleri pulpayı termal, mekanik, galvanik uyarılara karşı korur ve üzerine uygulanacak restoratif materyal miktarını azaltır (42).

Sandviç tekniği: Sandviç tekniği terimi; cam iyonomer simanın dentinin, kompozit rezinin ise minenin yerini alacak şekilde yerleştirildiği tabakalı restorasyonlar için kullanılmaktadır (40). Bu teknik klinisyenler tarafından, cam iyonomer simanın florür salma ve diş dokusuna kimyasal bağlanma özelliklerinin korunarak, üzerine yerleştirilen kompozitin, estetik ve mekanik özelliklerinden yararlanabilmek için yaygın olarak uygulanmaktadır (43).

Yine bu tekniğin, mikrosızıntıyı önleyerek sekonder çürüğe direnci arttırdığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (44, 45).

Kapalı sandviç tekniğinde, cam iyonomer simanın dentinin yerine geçecek şekilde kullanılırken, açık sandviç tekniğinde, servikal marjinde mine içermeyen derin kutu preparasyonlarında, cam iyonomer siman servikal kısmı da restore edecek şekilde yerleştirilir. Bu teknik kompozit rezinin tabakalı teknikle uygulanmasındaki karmaşıklığı azaltmakla birlikte, dentinin asitle pürüzlendirilmesinin de önüne geçerek, olası postoperatif hassasiyeti önleyebilmektedir (40).

Fissür örtücü: Cam iyonomer simanlar, fissür örtücü olarak rezin bazlı örtücülere alternatif olsa da yalnız belli durumlarda kullanılması uygundur. Pit ve fissür örtücü olarak altın standart sayılan rezin örtücülerin kullanılmadığı, koopere olmayan çocuklara veya tam sürmemiş molarlara örtücü uygulanması gereken durumlarda kullanılması uygundur (40). Kühnisch ve arkadaşları, 2012 yılında, rezin bazlı örtücülere göre düşük retansiyon oranına sahip olmalarından dolayı cam iyonomer içerikli fissür örtücülerin rutin klinik kullanım için tavsiye edilemeyeceği sonucuna varmışlardır (46). Ancak, çürüksüz daimi dişlerde fissür örtücü olarak iki materyalin de etkili olduğu görülmüştür (47). Klinik olarak materyalin kısmen ya da tamamen kaybı görülse de, fissürlerin girişi örtülü kalmıştır. Bu durumun cam iyonomer

simanın antibakteriyel ve florür salma özellikleriyle alakalı olduğu düşünülmüştür. Buna karşın rezin bazlı örtücüler, materyalin kaybı durumunda koruyucu etkilerini tamamen kaybetmektedirler (48).

Kök çürüklerinin restorasyonu: İyon değişimine bağlı adezyon, çürük önleyici etki ve basit uygulama prosedürü nedeniyle cam iyonomer simanlar kök çürükleri için ideal materyallerdir. Cam iyonomer simanların, göreceli olarak estetik olmamaları, kök çürüğü bölgelerinde sorun teşkil etmediğinden, yine florür salmaları ve sert dokulara iyi bağlanmaları nedeniyle, kök çürüklerinin restorasyonunda en sık kullanılan materyallerdir (40).

Yüksek çürük riskli bireylerde idame: Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, yüksek çürük aktivitesine sahip hastalarda, ağız sağlığının uzun veya kısa dönem idamesinde iyi bir tercihtir. Cam iyonomerlerin, florür salım özellikleri de bu hastalar için ideal restoratif materyal konumuna gelmelerini sağlamıştır (40).

Sınıf III ve V restorasyonlar: Primer dentisyonda cam iyonomer simanlar, proksimal marjinlerde florür salma özelliğinden dolayı, küçük sınıf III restorasyonlar için ideal materyal olarak tercih edilmektedirler (49) Cam iyonomer simanlar, hem daimi hem de süt dişlerde sınıf V restorasyonlarda etkili olarak kullanılmaktadır. Primer dentisyonda, erken çocukluk çağı çürüğü adıyla anılan, servikal bölgedeki geniş çürük lezyonlarının restorasyonunda, florür salma özelliklerinin de etkisiyle oldukça başarılı olan bu materyaller, estetiğin ön planda olmadığı, daimi dişlerdeki restorasyonlarda da uzun ömürlü ve başarılı sonuçlar vermektedir (50).

Art (Atravmatik Restoratif Tedavi): Çürük, yumuşak dentinin el aletleri ile kaldırılmasını takiben, kavitenin cam iyonomerle restore edilmesi prosedürü olan ART, ilk kez Thailand'da ortaya çıkmış ve o zamandan beri, özellikle üçüncü dünya ülkelerinde, sınırlı kaynaklarla, kısa sürede fazla sayıda çocuğun çürükten etkilenmiş dişlerini tedavi edebilmek için kullanılmaktadır (51). Bu teknikte, yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, parmak basıncı ile uygulanmaktadır. Parmak basıncının uygulanmasıyla, kaviteden taşan cam iyonomer siman, pit ve fissürlere yayılmaktadır ve bu sayede ekstra koruma elde edilmektedir (52). Günümüzde, bu yöntem, nadiren lokal anestezi gerektirerek, hastalarda frez kullanımına kıyasla, çok daha düşük dental anksiyete geliştirme riskine sahiptir (53).

Tablo 1. Cam iyonomer simanların endikasyonları

CAM İYONOMER SİMANLAR	ENDİKASYONLARI
-----------------------	----------------

Geleneksel Cam İyonomer Simanlar	Sınıf I ve V kaviteler Tünel kaviteler Süt dişi restorasyonları Kaide materyali Geçici restorasyonlar Yapıştırma simanı Pit ve fissür örtücü
Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar	Küçük Sınıf I, II ve III kaviteler Sınıf V kaviteler Süt dişlerinde Sınıf I, II, III ve V kaviteler Kaide materyali Geçici restorasyonlar Yapıştırma simanı Pit ve fissür örtücü Kor yapımı (kalan diş dokusunun en az %50 oranında olduğu durumlarda)
Kompomerler	Sınıf III ve Sınıf V kaviteler Süt dişlerinde Sınıf I, II, III ve V kaviteler Kırılmış dişlerin geçici olarak tamir edilmesi Açık sandviç tekniğinin uygulandığı restorasyonlar Kor yapımı (kalan diş dokusunun en az %50 oranında olduğu durumlarda)
Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar	Sınıf I ve küçük/orta boyutta Sınıf II kaviteler Sınıf V kaviteler Süt dişlerinde Sınıf I, II, III ve V kaviteler Kaide materyali Geçici restorasyonlar Kor yapımı (kalan diş dokusunun en az %50 oranında olduğu durumlarda)
Giomerler	Direkt estetik restorasyonlar ve lamina restorasyonlar Sınıf III, IV ve V kaviteler Sınıf I ve küçük boyutta Sınıf II kaviteler
Nano-iyonomerler	Küçük Sınıf I kaviteler Sınıf III ve V kaviteler Süt dişi restorasyonları Geçici restorasyonlar Sandviç tekniğinin uygulandığı restorasyonlar Kor yapımı (kalan diş dokusunun en az %50 oranında olduğu durumlarda)

Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması

Cam iyonomer simanlar için farklı sınıflandırmalar yapılmıştır. 1994 yılında McLean ve arkadaşları cam iyonomer simanları sertleşme reaksiyonlarına göre 3 grup altında toplamıştır.

Tablo 2. Cam iyonomer simanların sınıflaması

SINIFLAMA	
Sertleşme Reaksiyonlarına Göre Sınıflama	Geleneksel CİS Hibrit CİS

	Rezin Modifiye CİS Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)
Uygulama Şekillerine Göre Sınıflama	Tip I: Kuran, köprü ve braketlerin yapıştırılmasında kullanılan simanlar Tip II: Restoratif simanlar Tip III: Kaide materyali ve pit ve fissür örtücü olarak kullanılan simanlar Tip IV: Kanal dolgu patı olarak kullanılan simanlar
Diğer Sınıflama	Birinci Nesil CİS İkinci Nesil CİS Güçlendirilmiş CİS Alumina, Titanyum oksit, Zirkonyum oksit eklenmiş simanlar Fiberle güçlendirilmiş cam iyonomerler simanlar Metalle güçlendirilmiş cam iyonomerler Ser-Met simanlar Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar Rezinle güçlendirilmiş cam iyonomerler Aminoasit modifiye cam iyonomerler

Geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS): Cam iyonomer simanlar toz- likit sisteminden oluşurlar (54). Günümüzde, cam iyonomer simanlar, kalsiyum veya stronsiyum esaslı alumina- silikat cam tozlarının suda eriyebilen polimerik asitlerle kombinasyonu ve flor ilavesi ile elde edilmektedir (54, 55).

Toz içeriği: Cam iyonomer simanlarda kullanılan cam partikülleri karmaşık yapıya sahiptir ve birçok yapı içerirler. Cam partikülünün üç temel bileşeni silisyum (SiO_2), alüminyum (Al_2O_3) ve kalsiyumdur (CaO). Alüminyum oksit ve silisyum dioksit, camın iskeletini oluşturmaktadır. Yapı, üç boyutlu silikat yapısıyla tetrahedral bir yapıdadır. Flor (CaF_2), rezervuar görevi görmek üzere yapıya dahil olmuştur. Ayrıca, genellikle fosfat (P_2O_5) ve soda da (Na_2O) içerirler (1, 54). Cam tozu, 1100- 1500°C sıcaklıkta erimiş alüminyum (Al_2O_3), silika (SiO_2), metal oksit, metal florür ve metal fosfatın birleşiminden meydana gelmektedir (1, 56). Bu yapının yapıştırma simanları için 20 μm , restoratif simanlar için 45 μm büyüklüğünde partiküller halinde öğütülmesiyle oluşur (30). Esas cam tozu içeriği SiO_2 - AlO_3 - CaF_2 - AlPO_4 - Na_3AlF_6 kompozisyonundan oluşmaktadır (57).

Cam iyonomer simanlar temel özelliklerini alüminyum ve silikadan almaktadırlar. Sadece silika bazlı camlar, silika, tetrahedral bağlantılarla, yüksüz zincirler oluşturduğundan, reaktivite ve baziklik açısından zayıftır. Alüminyum eklendiğinde, alüminyum silikaya benzer şekilde 4 bağa sahip tetrahedral bir yapı oluşturmaya zorlanır. Alüminyum +3 yüklü olduğundan, negatif

yüklü oksijen iyonlarının etkisini +4 yüklü silika kadar nötrleyemez. Bunu dengeleyebilmek için; Na^+ , Ca^{+2} ya da Sr^{+2} camın yapısına eklenmektedir. Bu durum ana karakteri oluşturur ve camı asit etkisine duyarlı hale getirir (58). Basit cam bileşiminde, oldukça önem taşıyan iki modifikasyon yapılmıştır. Bunlardan ilki simanın sertleşme süresini kısaltmak ve nem hassasiyetini azaltmak için, Ca^{+2} tozlarının HCl ile etkileşime sokularak partikül boyutlarının küçültülmesidir (57). Cam tozunun partikül boyutu ve dağılımı simanın sertleşme reaksiyonunu kontrol etmek için çok önemlidir (59).

Bir diğer modifikasyon ise, toz halindeki camın, gümüş, altın, paladyum ya da platin gibi metallerle karıştırılarak aşınma direncinin artırılmasıdır (57).

Polimerik asitler: Polimer, cam iyonomer simanın fiziksel özelliklerini etkiler (60). Cam iyonomer simanın yapısında akrilik asit, maleik asit, itakonik asit, bütan dikarboksilik asit ve vinil fosforik asit olmak üzere farklı poliasitler yer alabilmektedir. Cam iyonomer simanların reaktivitesi, asit veya kopolimerik asidin türü kadar, moleküler ağırlığına ve konsantrasyonuna da bağlıdır (1). Yüksek moleküler ağırlığına sahip polimerler, simanın dayanıklılığını artırırken, yüksek viskoziteye sahip olmaları nedeniyle karıştırılmaları zordur (60). Maleik ya da itakonik asit ilavesi ile toplam moleküler ağırlığa bağlı olarak karboksilik gruplarının sayısı artar ve bu durum reaktivitenin artmasını sağlar.

Polikarboksilik asit, cam iyonomer simanın toz ya da likit kısmında yer alabilir. Diğer bir yaklaşım ise, likit kısmı distile su olan ve çözünebilen kuru poliasitlerin toz kısmında yer aldığı simanlardır (1).

Suyun etkisi: Cam iyonomer simanların üçüncü temel komponenti ise sudur. Polimerik asitler için çözücü görevi gören su, sertleşme reaksiyonunun gerçekleşmesi için uygun ortamı sağlar (61).

Simanın yapısında bulunan su miktarı, sertleşme sonrası ilk ay zamanla artar. Bu artış, metal iyonlarına koordinasyon ile ve polianyon moleküllerin güçlü hidrasyonu ile gerçekleşebilir (61).

Bağlı olmayan su, yeni yerleştirilmiş bir simanın yapısından ayrılabilir ve bu durum, yüzeyde, mikroskopik çatlaklara neden olarak, tebeşirimsi bir görüntü oluşturur. Bu nedenle, siman yerleştirildikten sonraki 10- 30 dak. dehidratasyondan veya nemle kontamine olmaktan korunmalıdır. Bu amaçla su geçirmez özel örtücü verniklerin kullanımı önerilmiş, fakat hem neme karşı hem de dehidratasyona karşı zayıf dirençlerinden dolayı, klinik uygulamada pek tavsiye edilmemişlerdir. Işıkla sertleşen bonding ajanların daha etkili olduğu gösterilmiştir (62, 63). Bağlı olmayan su, cam iyonomerin başlangıç sağlamlığı üzerinde olumsuz bir etkiye sahip

olabilse de, aynı zamanda büzülmeyi azaltmak ve materyali güçlendiren ve florür salınımını kolaylaştıran kimyasal reaksiyonun devam ettirilmesi gibi olumlu özelliklerden de sorumludur (59).

Şelat yapıcı katkı maddeleri: Cam iyonomerlere eklenen en önemli katkı maddesi tartarik asittir. Simanların yapısına %5- 10 oranında eklenmesi, çalışma zamanını uzatır ve sonraki sertleşme aşamasını hızlandırmaktadır (64).

Tartarik asit, daha güçlü asiditesi sayesinde, yüzeyel tabakadaki cam partiküllerinin çözünmesine yardımcı olur ve bu sayede metalik katyonların, özellikle alüminyumun salınımı ve kompleks oluşturmaları hızlanır. Bu nedenle, alüminyum iyonları, poliasitle reaksiyona hemen giremez ve sertleşme reaksiyonu gecikir. Böylece simanın çalışma süresi de uzar (27).

Sertleşme mekanizması: Cam iyonomerlerin sertleşme mekanizması; poliasitin sulu solüsyonu ile cam tozu arasında gerçekleşen bir asit-baz reaksiyonudur (65). Katı cam tozlarının asit gruplarını nötralize etmesine dayanan bir sertleşme reaksiyonu meydana gelir (1). Dört aşamada gerçekleşir:

1. Aşama (tozun ayrışması): Başlangıç fazında, cam partiküller polikarboksilik asit solüsyonu içinde dağılır. Cam partiküller siman matrisinde doldurucu görevi görür (1). Toz-likit teması ile cam partiküllerinin yüzeyine asit atağı meydana gelir ve bu atak sonucu Ca^{+2} , Na^{+} ve Al^{+3} iyonları salınır. Bu iyonlar; poliasit zincirleri arasında çapraz bağlarla köprüler oluştururlar ve sulu elektrolit evresine geçilir (32, 65).
2. Aşama (Jelasyon): Serbestlenen metal iyonları simanın likit fazına doğru hareket ederler. Katyonların daha sonra poliasit zincirleri arasında tuz köprülerinin oluşumuna yardım etmesiyle asit zincirleri ağ yapısına dönüşür ve cam partiküllerin yüzeyinde silikadan zengin “silika hidrojel tabakası” oluşur (1, 56, 66). Bu tabakanın meydana gelmesiyle cam partiküllerinin dış yüzeyindeki metal iyonları gittikçe azalırken, yapı Ca^{+2} ve Al^{+3} iyonlarından zenginleşir. Siman bu evrede neme çok hassastır. Bu aşamada, erken dönemde suyla temas ederse, materyalin yapısındaki Ca^{+2} ve Al^{+3} iyonlarının bir kısmı kaybedilir. Sonuçta kolay aşınan, yapısında mikro çatlaklar barındıran, ideal sertliğine ulaşamamış bir siman elde edilir (56, 66).
3. Aşama (Sertleşme): Reaksiyon devam ederken, matris içindeki iyon konsantrasyonu artar ve poliakrilik asidin poliakrilatlara dönüşmesi ile birlikte ortamın pH'ı ve viskozitesi artar (66). Ca^{+2} ve Al^{+3} tuzlarının hidratize olması sonucunda, metal iyonları çözünemez bir faza geçer. Bu süreç simanın sağlamlığının arttığı ve translüsensinin geliştiği faz olarak kabul edilir (26).

4. Aşama (Maturasyon): Sertleşme gerçekleştikten sonra da reaksiyon devam eder ve bağlanma kuvveti artar. Bağlanma kuvvetinin büyük bir kısmı ilk 24 saat sonunda elde edilse de, bağlanma kuvveti ve elastisite modülündeki artış, katyonların difüzyonuna bağlı olarak, ilk bir kaç ay boyunca devam eder (21).



Şekil 2. Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması

Mine ve Dentine Bağlanma

Cam iyonomerler dişe ara madde ya da ön uygulama gerektirmeden şelasyonla bağlanan tek restoratif materyaldir (67, 68). Cam iyonomer adezyonu, kompozit rezin adezyonunun sadece %25'ine ulaşır. Ancak, daha güvenilir ve kopmaya karşı daha dirençli bir bağlantı sağlanır (59).

Cam iyonomer simanların mine ve dentine bağlanması mekanik ve kimyasal bağlanma olmak üzere iki aşamada olur. İlk aşamada; poliakrilik asitin oluşturduğu demineralizasyon ve kolajen fibrillerin hibridizasyonu ile mekanik bir kilitlenme elde edilir. İkinci aşamada ise; poliakrilat iyonları ile hidroksiapatit yapısındaki kalsiyum ve fosfor iyonları yer değiştirerek kimyasal bağlanma gerçekleştirirler. Dentinin daha az inorganik komponent içermesi ve morfolojik olarak daha homojen olması nedeniyle CİS'in dentine bağlantısı daha zayıftır (59).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar: CİS'lere %10- 20 oranında rezin monomerlerin ilave edilmesiyle, monomerleri polimerize etmek için ışık veya kimyasal aktivatörlerin kullanıldığı simanlar üretilmiştir (69).

RMCİS'ler, asit-baz reaksiyonuna ek olarak fotokimyasal sertleşme mekanizmasına da sahiptir (1, 70). Işıkla aktive edilen polimerizasyon, asit-baz reaksiyonlarından önemli ölçüde

daha hızlı ilerler, bu da erken fiziksel özelliklerin, özellikle kırılma direncinin artmasına neden olur (69). Diş dokularına adezyonu ise CİS'lerden farklı olarak, kimyasal ve fizikseldir (1).

Toz kısmını, floroalüminosilikat cam tozları; likit kısmını ise, HEMA (2- hidroksietil metakrilat), metakrilat grupları, poliakrilik asit, tartarik asit ve %8 oranında su oluşturmaktadır.

CİS'lerin nem hassasiyeti ve düşük fiziksel özellikleri gibi mevcut sorunlarının giderilmesi için geliştirilmişlerdir (71). RMCİS'ler, CİS'ler ile karşılaştırıldığında daha stabil hidrojellere sahiptir ve fiziksel özelliklerinin daha iyi olduğu kabul edilmektedir (69).

Bu materyal geliştirilirken, flor salınımı, reşarj özelliği ve kimyasal adezyon gibi cam iyonomer siman özelliklerinin korunması da amaçlanmıştır. Rezin modifiye cam iyonomer simanların fiziksel ve mekanik özellikleri, GCİS ile kompozit rezinler arasındadır (71).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanlar gibi florid rezervuarıdır. Geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha iyi estetik uyum gösterirler. Rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar su ile erken temas dirençlidir. Basınca karşı dirençleri, geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı olmasına karşın, gerilme dirençleri geleneksel cam iyonomer simanların iki katıdır. Aşınmaya karşı dirençleri geleneksel olanlara göre daha iyidir. Isısal genleşme katsayıları kompozite oranla diş dokusunu daha yakındır. Geleneksel cam iyonomer simanlar gibi diş yapılarına kimyasal olarak bağlanırlar. Fiziksel özellikleri florid salınımı ile değişmez. Ağız ortamında geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha az çözünürler. Manüplasyonları kolaydır ve çalışma süreleri uzundur. Ancak, polimerizasyon büzülmesi sonucu mikrosızıntı ve dolayısıyla işlem sonrası hassasiyet ve renklenme görülebilir (72).

Firma talimatlarına uygun polimerizasyon sağlansa bile artık monomer (HEMA) salınımı olabilir. Bu durum pulpa biyolojisini hassasiyetten enflamasyona kadar çeşitli düzeylerde olumsuz yönde etkileyebilir, alerjik reaksiyonlara ve kontak dermatite yol açabilir. Sonuç olarak, RMCİS'in biyouyumluluğu ise içerdiği HEMA'ya bağlı olarak GCİS'lardan daha düşüktür ancak diş hekimliğinde biyouyumlu materyaller olarak kabul edilirler (72, 73).

Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomerler): Bu restoratif materyalin içeriğinde %20-30 oranında cam iyonomer siman ve %70-80 oranında kompozit rezin bulunur (74). Kompomerler %13 oranında flor içerir ve flor salınımları da oldukça düşüktür ayrıca flor rezervuarı görevi görmezler (75). Kompomerler cam iyonomer simanlar ile kompozit rezinler arasında, kompozit rezinlere daha yakın özellikler göstermektedirler. Dayanıklılık ve aşınmaya karşı dirençleri kompozit rezinler kadar olmasa da diğer cam iyonomer simanlardan daha

yüksektir. Polimerizasyonları görünür ışık uygulaması ile başlar, asit- baz reaksiyonu ile devam ederek sertleşme gerçekleşir (76).

Geliştirilmiş cam iyonomer simanlar: Günümüzde, geleneksel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini geliştirmek için; toz-likit oranının değiştirilmesi, poliakrilik asidin modifiye edilmesi, ışıkla polimerize olabilen rezinlerin eklenmesi, siman tozuna amalgam, metal, hidroksiapatit, fiber ve biyoaktif materyal ilavesi gibi modifikasyonlar yapılmıştır.

Bu değişikliklerle elde edilen yeni nesil cam iyonomer simanlar günümüzde amalgam ve kompozite alternatif dolgu materyalleri olarak kullanılabilmektedirler (31).

a. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar: CİS'lerin zayıf mekanik özelliklerini ve okluzal kuvvetler karşısındaki aşınma direncini arttırmak, Sınıf I ve Sınıf V restorasyonlarla sınırlı olan endikasyon alanlarını genişletmek üzere geliştirilmişlerdir (77, 78). Özellikle 1990'lı yıllarda Atravmatik Restoratif Tedavi (ART)'nin yaygınlaşması bu simanın kullanımını da arttırmıştır (31).

Ayrıca, daimi restorasyon materyali olarak kompozit rezin ve amalgam alternatifi olmaları da amaçlanmıştır. CİS'lerdeki toz likit oranı 3:1 veya 4:1 iken; yüksek viskoziteli CİS'lerde bu oran 6:1 veya 7:1'dir (1, 79). Materyallerin viskoziteleri arttırılıp, partikül boyutları düşürülerek, kondanse edilebilen hale getirilmiştir (80).

Sertleşme mekanizmaları CİS'lerle aynı olan bu simanların aşınma direnci, abrazyon direnci, eğme ve basma dayanıklılıkları arttırılmış ve çözünürlükleri azaltılmıştır (31, 81, 82). Yüzey sertlikleri hibrit kompozitlere benzer bulunmuştur (31). Ayrıca, flor salınımları CİS'lerle aynı orandadır ve biyoyumlulukları da benzerdir (81, 82).

b. Cam karbomer: Cam karbomerler, bileşimlerine nano boyutlu florapatit (FAP) ve hidroksiapatit (HAP) eklenmiş, çözünürlüğü düşük, eğilme, sıkışma ve aşınma direnci yüksek, nano partiküllü, biyoaktif yeni bir cam iyonomer materyaldir (83, 84).

Cam fazı, alüminosilikat cam; likidi ise, poliakrilik asittir (84, 85). Cam karbomerde kullanılan cam, stronsiyum ve yüksek miktarda silikanın yanı sıra az miktarda kalsiyum içermektedir (85). Fuji IX (GC, Tokyo, Japonya) ve Ketac Molar (3M ESPE, St Paul, Mn, USA) gibi sıklıkla kullanılan, geleneksel cam iyonomer markalarına göre, silikon içeriği yüksek olmasına rağmen; alüminyum, fosfor ve flor iyonu içeriği yakın düzeydedir (58). Cam karbomere eklenen florapatit oranı %20 olarak belirtilmiştir (86). İçerdiği cam partikülleri kuvvetli bir asitle yıkandığı için, partiküllerin yüzey tabakaları, büyük oranda kalsiyumlarını kaybetmiştir.

Kalsiyum iyonları partiküllerin içerisinde merkeze yakın yerde bulunmaktadır (87). Cam karbomer geleneksel CİS'lere kıyasla çok ince partikül boyutuna sahiptir. Bu durum cam yapının kolay bir şekilde çözünerek florapatite dönüşebildiğini düşündürmektedir (86). Cam karbomer simanlar, geleneksel cam iyonomerlere göre oldukça yüksek miktarda cam oranına sahip olmaları ve içeriğindeki hidroksiapatit doldurucular nedeniyle oldukça kırılğan hale gelmiştir. Bu durumu engelleyebilmek için materyale silikon yağı eklenmiştir. Cam tozuna eklenmiş olan silikon yağı, camın yüzeyinde absorbe edilir ve asitle olan reaksiyonu başlatır. Sonuç olarak cam karbomer, yüksek toz/ likit oranında kolay karıştırılmakta ve iki bileşik karıştırıldığında çok az reaksiyon görülmektedir (58).

Cam karbomer simanlar; rezin, solvent, metal vb. serbest monomer içermezler. Mine veya dentine herhangi bir yüzey hazırlığı yapılmasını gerektirmezler. Radyoopaklığı sebebiyle postoperatif diagnozu da kolaydır (88). Üretici firma cam karbomer simanın biyomimetik (doğal, taklit yeteneği olan) bir materyal olduğunu bildirmiştir (86, 89).

Cam karbomerler, GCP GlassFill (GCP Dental, VD Ridderkerk, Hollanda) adı altında ticarileşmiştir. Üretici firma, materyalin üzerinde bir örtücü kullanılmasını ve materyalin yüksek çıkış gücüne sahip bir ışık cihazı ile polimerize edilmesini şart koşmaktadır. GCP Gloss (GCP Dental, VD Ridderkerk, Hollanda), silikon bazlı bir örtücüdür. İlk reaksiyon adımında yüzeyi neme ve tükürüğe maruz kalmaktan korur, ikinci fazda ise dehidrasyonu önler (12, 84). Materyal karıştırıldıktan sonra, sertleşme reaksiyonu en az 20 sn boyunca dental bir ışık cihazının uygulanmasıyla hızlandırılabilir. Bu uygulama fotopolimerizasyon sağlamamakta, ancak ışık cihazının sağladığı ısı, simanın sıcaklığını arttırarak sertleşmesini hızlandırmaktadır (83).

Cam karbomerin sertleşmesi iki reaksiyonla olmaktadır. Bunların ilki poliasit ve camın etkileşimi, diğeri ise poliasit ve hidroksiapatitin etkileşimidir. Her ikisi de asit- baz reaksiyonudur ve iyonik çapraz bağlı poliasit matriksin içerisine doldurucuların gömülmesiyle sonuçlanır. Ancak buradaki doldurucu sadece iyonlara ayrılmış cam değil, aynı zamanda hidroksiapatittir (87).

Cam karbomerin önemli bir avantajı, nem hassasiyetinin olmaması ve sıvı izolasyonunun sağlanamadığı koşullarda kullanıma uygun olmasıdır (90).

Cam karbomer siman, hem rezin içermemesi, hem de nem kontaminasyonuna hassas olmaması nedeniyle avantajlı bir materyal olarak görülse de çalışmalarda çelişkili sonuçlar, daha ileri araştırmaların gerekli olduğunu düşündürmektedir. Ayrıca, cam karbomer simanın

yüzey pürüzlülüğü ve kompozit rezine makaslama bağlanma dayanımı ile ilgili yeterli sayıda çalışma da mevcut değildir.

c. Geliştirilmiş rezin modifiye cam iyonomer simanlar:

Diş hekimliği uygulamalarında en çok arzu edilen materyal, hem cam iyonomer sistemlerinin hem de kompozit rezinlerin avantajlarına bir arada sahip olan materyallerdir. Ayrıca, bu materyallerin hem cam iyonomer sistemlerin, hem de kompozit rezinlerin dezavantajlarını ortadan kaldırması istenmektedir (91).

2013 yılında diş hekimliği pratiğine sunulan BioActive (Pulpdent, Massachusetts, ABD) isimli diş rengindeki restoratif materyal üretici firması tarafından, RMCİS ile kompozit rezinlerin avantajlarını bir araya getiren bir materyal olarak tanıtılmıştır. Kompozit rezinlere yakın derecede aşınma ve kırılma direncine sahip olan bu materyalin, flor salma ve düşük polimerizasyon büzülmesi gibi avantajlara da sahip olması nedeniyle anterior ve posterior dişlerde kompozit rezinlere alternatif olarak kullanılabileceği düşünülmektedir (91, 92).

Üretici firma tarafından bu materyal, şok emici rezin bileşenine sahip ve doğal dişlerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini taklit eden ilk biyoaktif kaide materyali olarak bildirilmiştir. Bu yeni materyal, hem tüm cam iyonomer sistemlerin sahip olduğu asit/ baz reaksiyonuna giren cam partiküllerini ve poliasit bileşenini içerir, hem de ışık ve kimyasal polimerizasyon kabiliyetine sahip bir 'biyoaktif iyonik rezin matriksi' ile formüle edilirler. Üç sertleşme mekanizmasına sahip olan bu ürün restoratif materyal, kaide/ astar materyali ve yapıştırma simanı olarak kullanılabilmektedir (91).

Dental Materyallerin Fiziksel Özelliklerinin *In Vitro* Ortamda Değerlendirilmesi

Dental materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini test etmek için birçok yöntem mevcuttur. Bir materyalin klinik davranışlarını tahmin edebilmek için, hem fiziksel hem de kimyasal özellikleri hakkında bilgi sahibi olmak gerekir. Kenar sızıntısı, yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı gibi çalışmalar materyallerin fiziksel özellikleri hakkında bilgi verirken, klinik başarıları hakkında da bir fikir oluşturmaktadır.

Diş hekimliğinde, kullanıma sunulan yeni bir ürünün değerlendirilmesi için yapılabilecek *in vivo* testler hem maliyetli hem de standardizasyonu zor metodlardır. Bu nedenle araştırmacılar etkili, hızlı sonuç veren, parametreleri değiştirilebilen ve sonuçları kıyaslanabilen *in vitro* testleri daha çok tercih etmeye başlamışlardır (93).

Bağlanma Dayanımı Testleri

Bir restorasyonun uzun ömürlü olmasındaki en önemli etkenlerden biri bağlanma dayanımıdır. İdeal bir bağlanma dayanımı testi, az teknik hassasiyet gerektirmeli ve güvenilir olmalıdır.

Oilo, bağlanma dayanımı testlerini kalitatif ve kantitatif testler olarak sınıflandırmıştır. Kantitatif olarak, bağlanma yüzeyine bağlantı kopana kadar uygulanan kuvvet ölçülür, kalitatif olarak yapılan çalışmalarda ise kopan bağlantı yüzeyleri incelenir (94).

Tablo 3. Restoratif materyallerin bağlanma dayanımı testleri sınıflaması

BAĞLANMA DAYANIM TESTLERİ	
STATİK TESTLER	<u>MAKRO BAĞLANMA TESTLERİ</u> • 1.Makaslama Bağlanma Dayanım Testi • 2.Gerilim Bağlanma Dayanım Testi • 3.Push-out Bağlanma Dayanım Testi <u>MİKRO BAĞLANMA TESTLERİ</u> • 1.Mikro Makaslama Bağlanma Dayanım Testi • 2. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanım Testi • 3.Mikro Push-out Bağlanma Dayanım Testi
DİNAMİK TESTLER	Klinik şartlar altında restorasyonlar ağız ortamında yüksek gerilim streslerine maruz kalır. Bunlar, çiğneme sırasında oluşan kuvvetlerden kaynaklanır. Statik testlere klinik fonksiyonu taklit eden dinamik yorma testlerini ilave etmek önemlidir.

Bağlanma dayanımının belirlenmesi için sıklıkla makaslama (shear) ve gerilme (tensile) kuvvetlerine dayanım testleri kullanılmaktadır. Temel olarak diş ve biyomateryal arasında oluşan gerilimin paralel veya dik olmasına göre makaslama veya çekme gerilimi olarak tanımlanabilir (93).

Yakın zamana kadar, makaslama ve gerilme bağlanma dayanımı testleri, genellikle 3-6 mm genişliğindeki, büyük bağlantı alanları ile uygulanırdı. Bununla birlikte, bağlanma kuvveti değerlerinin geçerliliği, bağlantı ara yüzündeki stres dağılımının farklılığı nedeniyle sorgulanmıştır (95-97). Bu sınırlamaların önüne geçebilmek için yeni yöntemler arayışına gidilmiş ve daha küçük bağlanma alanları kullanan, mikro-tensile ve mikro-shear gibi testler ortaya çıkmıştır (98).

Mikro bağlanma testlerinin yaygınlaşmasına ve makro testler hakkında yapılan eleştirilere rağmen, makro testlerin kullanıldığı makalelerin sayısı, geçtiğimiz yıllarda da yüksek kalmaya devam etmiştir. Bu durum göstermektedir ki, diş hekimliğinde bağlanma konusunda var olan bilgilerin önemli bir kısmı, halen geniş bağlanma alanına sahip örnekler üzerinde uygulanan testlerden gelmektedir (97).

Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi

Diş restorasyon ara yüzünde oluşan ve restorasyonu yerinden çıkarmaya yönelik kuvvetlerin çoğu, makaslama tipi etki gösterirler. Bu nedenle makaslama bağlanma dayanımı, klinik açıdan büyük önem taşımaktadır. Dolayısıyla yüksek makaslama bağlanma dayanımı, daha iyi bir bağlantıya işaret eder (99).

Makaslama kuvvetleri testleri; restorasyonların ağız ortamında maruz kalacakları olası gerilimleri taklit eden, materyal direncini araştırmaya yönelik testlerdir (93).

Birbirine bağlanmış iki materyalden oluşan örneğe, bağlanma bölgesi diş yüzeyine paralel olacak şekilde hareket eden sabit bir kuvvet, kırık oluşana kadar uygulanır. Örnekler makine içinde özel bir parça kullanılarak sabitlenir ve örnek yüzeyine paralel olarak belli bir hızla hareket eden makaslama kafası yardımı ile kırılır (93). Maksimum elde edilen kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle bağlanma dayanımı değeri elde edilir. Kuvvet uygulayıcı ucu ilmik, bıçak sırtı, nokta şeklinde olabilir. Makaslama bağlanma dayanım testinde bıçak sırtı şeklinde uç tercih edilmelidir. Kuvvet uygulayıcı uç, bağlantı yüzeyine maksimum yakınlıkta konumlandırılmazdır. ISO (ISO TR 11405)'ya göre keski ucunun hızı 0,45-1,05 mm/ dk arasında olması gerekmektedir (100).

Mikro makaslama bağlanma dayanımı testleri ise, bağlanma alanının 3 mm² olduğu ya da daha küçük hazırlanan örneklerle uygulanan testlerdir. Uygulanan kuvvetin daha homojen dağıldığı ön görülmektedir. Ancak uygulanan restoratif materyalin kalıbını çıkarmak zordur ve çıkarılırken örnek üzerinde stres oluşturulabilir (94).

Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testini Etkileyen Çeşitli Değişkenler

Numune tasarımı ile ilgili değişkenler:

1. Bağlanma yüzeyi:

ISO/ TR 11405 bağlanma yüzeylerinin seçimi ile ilgili spesifik bir değer vermemekle birlikte, bağlantı yüzeyinin genişliğinin önemini vurgulamakta ve ortasında 3 mm çapında bir delik olan bölünmüş bir kalıp resmi göstermektedir (101). Phrukkanon ve ark. (102) yaptığı *in vitro* bir çalışma, 1.1 ile 3.1 mm² arasında dairesel kesitli (sırasıyla 1.2 ve 2.0

mm çaplı) örneklerin, çekme veya makaslama açısından test edildiğinde bağlantı alanı ile bağlantı gücü arasında ters bir doğrusal ilişki olduğunu ortaya koymuştur.

Bağlanma yüzeyini genişliği ile bağlanma kuvveti arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalar bulunmaktadır. İki aşamalı bir etch and rinse sistemin makaslama bağlanma dayanımının test edildiği bir çalışmada, 2 mm ile 5 mm çaplı örnekler arasında fark görülmezken, 1 mm çaplı örnekler daha güçlü, 6 mm çaplı örnekler ise daha zayıf bağlanma göstermişlerdir (103). Bağlanma yüzeyi büyüdükçe, kritik düzeyde bir kusur meydana gelme riski artmakta ve buna bağlı olarak bağlanma kuvveti azalmaktadır (97).

Makro testler uygulanırken, küçük bağlantı yüzeyleri kullanıldığında, daha yüksek bağlanma kuvvetleri elde ediliyor gibi görünse de, literatürde bu tezi destekleyecek yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır (104).

2. Materyalin elastik modülü:

Daha rijit materyallerin kullanımı, bağlantı değerlerini belirgin olarak arttırabilmektedir. 2007 tarihli *in vitro* bir çalışma, makaslama bağlanma dayanımı ile kompozitin esneklik özellikleri arasında zayıf fakat belirgin bir ilişki bulmuştur (105).

Test Mekanikleri ile İlgili Değişkenler:

1. Uygulanan kuvvetin tipi:

Testte kullanılacak ucun, stres dağıtımında önemli rolü vardır. Bıçak sırtı sonlanan uç, kuvvet uygulama alanında, stres birikimi yaratırken, tel halka şeklinde uç bağlanma alanına stresi dağıtmaktadır (96).

Makaslama deneylerinde yük uygulama noktası ile bağlantı ara yüzeyi arasındaki mesafe de stres dağılımını etkiler. Kuvvet arayüze 1 mm uzaklıktan uygulandığında makaslama kuvvetleri arayüze doğru artar (106).

2. Kafa hızı:

Makaslama bağlanma dayanımı ile kafa hızı arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalar az sayıdadır ve çelişkili sonuçlar göstermektedir. Bir çalışmada, 5 mm'lik bağlanma yüzeyine sahip örneklerin, 0,5 ve 10 mm/dk kafa hızıyla kırılması arasında belirgin bir fark görülmemiştir (103). Bir başka çalışmada, 3 mm bağlantı yüzeyine sahip örnekler, bıçak sırtı sonlanan çelik bir ucla teste tabii tutulduklarında, 1mm/dk ve 5 mm/dk kafa hızıyla test edilen örnekler, 0.5 mm/dk ve 0.75 mm/dk hızla test edilenlere göre daha yüksek kesme bağlanma dayanımı göstermişlerdir (107).

Kafa hızlarını karşılaştırmak, yük oranlarını karşılaştırmaktan daha zordur ve anlamlı değildir. Ayrıca küçük kuvvetlerde, yük hızındaki varyasyonun, ölçülen kuvvet değerleri üzerinde önemsiz bir etkiye sahip olduğu doğrulanmıştır (108).

Ağız İçi Koşulları Taklit Etme Yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerle ilgili deneylerin ağız içinde yapılması her zaman mümkün değildir. Ancak materyallerin ağız içinde prognozunu tahmin etmek adına laboratuvar şartlarında; ısıl döngü, oklüzal yükleme, pH döngüsü, suda bekletme gibi ağız ortamını taklit eden yaşlandırma teknikleri mevcuttur (109).

Bağlanma testlerinde dişlerin deney öncesi saklama koşulları kadar deneysel materyaller uygulandıktan sonra, kopma deneyinden önce yapılan işlemler de önem taşımaktadır (93).

Isıl döngü testi ile yaşlandırma: Herhangi bir termal etken ve ağız solunumu olmadan ağız içi sıcaklık ortalama 35.2 ± 2.1 °C olarak ölçülmüştür. Ağız ortamında yeme ve içme, nefes alma gibi etkenlerden dolayı ağız sıcaklığı devamlı olarak değişmektedir (110).

Isıl döngü testi, *in vitro* olarak deney materyallerine ağız ortamını taklit edecek şekilde ısı değişimi uygulanmasını ifade eder. Ağız ortamını *in vitro* koşullara uyarlamak üzere tasarlanmıştır (111).

Isıl döngü testi ile yaşlandırma metodu; mikrosızıntı, makaslama bağlanma dayanımı, gerilim bağlanma dayanımı testlerinde sıklıkla kullanılmaktadır.

2003 yılı Uluslararası Standartlar Organizasyonu'na göre (ISO TR 11405- 2003), diş hekimliğinde kullanılan adezivlerin bağlanma değerinin ölçüleceği bir çalışmada ısıl döngü testi uygulanırken alt ve üst sıcaklık değerinin 5- 55 °C arasında olduğu suda 500 ısıl döngünün uygun bir yapay yaşlandırma testi olduğu belirtilmiştir. Isıl döngü testi uygulamalarında; suda kalma süresi (daldırma süresi), döngü sayısı, döngüler arası bekleme süresi farklılık göstermektedir. *In vivo* koşulları simüle etmek için gereken birim zamana düşen döngü sayısına ilişkin literatürde net bir bilgi bulunmamaktadır. Günlük ağız içi sıcaklık değişiminin 20- 50 kere olduğu kabul edilirse, 10.000 döngü yaklaşık olarak 1 yıllık yaşlandırmaya tekabül etmektedir (110).

Bu testin etki mekanizması iki yolla olur; Bunlardan ilki sıcak suyun, ara yüz bileşenlerinin hidrolizini (su alımını), yıkım ürünlerinin ya da tam polimerize olmamış rezin oligomerlerinin ortaya çıkmasını hızlandırarak, diğeri ise termal büzülme ve genleşme katsayısı

arasında ki farklılık sonucu diş ve materyal arasında tekrarlayan büzülme ve genleşme stresleri oluşturarak yaşlandırma yapmaktır (112, 113).

Restoratif materyallerin değerlendirilmesinde, klinik çalışmalar en çok kabul gören çalışmalardır. Ancak klinik çalışmaların karmaşık ve uzun süreli çalışmalar olması nedeniyle, standardizasyonun daha kolay sağlandığı laboratuvar testleri tercih edilmektedir.

Suda bekletme ile yaşlandırma: En sık kullanılan yapay yaşlandırma tekniği, örneklerin uzun süre suya gömülerek bekletilmesidir. Örnekler 37 C° de suda belirli bir süre bekletilmektedirler. Bu periyot birkaç ay, 4- 5 yıl veya daha uzun süreler olabilir. Çoğu çalışma bağlanma kuvvetlerinde kısa bir bekleme periodu sonrasında bile azalma olduğunu göstermiştir (114).

Ortalama 1 yıl suda bekletme sonunda adeziv tabakada su ağacı oluşumu gözlemlenir. Ara yüzde yaşlanma ise su alımı ve hibrit tabakada poröz alanların artması ile gerçekleşir (115, 116). Bağlanma kuvvetlerindeki azalma, rezin veya kolajenin hidrolizle yıkımına bağlıdır. Ayrıca su, polimerize matrikse infiltre olarak mekanik özelliklerinin azalmasına neden olur. Artık monomerler de bağlantıyı zayıflatır (117).

Klinik durumu *in vivo* şartlara yaklaştırmak için yapay tükürük solüsyonları da kullanılabilir. Yapay tükürükte saklanan örneklerden elde edilen bağlanma değerlerindeki düşüş aynı malzeme için saf suda saklanan örneklerdeki yıkım ile benzerdir (118).

Okluzal yükleme ile yaşlandırma: Ağız ortamında dişler sürekli yük ve stres altındadır. Bu stresler çiğneme kuvvetleri, parafonksiyonel alışkanlıklar, brüksizm ve yutma sırasında gerçekleşen kuvvetlerdir. Bu okluzal stresler restorasyonların uzun dönem dayanıklılığını tehdit eder (119, 120). Okluzal yükleme ile *in vitro* ortamı *in vivo* koşullara benzetmek amacıyla, restorasyonlara okluzal kuvvetler uygulanarak bağlanma etkinliğinin ölçülmesi amaçlanmaktadır (121). Bu amaçla çiğneme simülörlerinde örnekler yaşlandırıldıktan sonra bağlanma etkinliği ölçülür (122).

Çalışmalar mekanik yüklemenin 1000'den, 100.000 siklusa kadar farklı sayılarda yapılabileceğini bildirmiştir. Ancak 100.000 siklusa kadar olan bu uygulamanın tek başına yapıldığında bağlanma dayanım değerleri üzerinde etkisinin olmadığı bildirilmiştir. Bu nedenle mekanik siklus, genellikle termosiklus işlemi ile birlikte uygulanır (123-125).



GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışmada, 4 farklı cam iyonomer esaslı materyal makaslama bağlanma dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirilmiştir. Çalışma protokolü 2020/73 nolu proje olarak Trakya Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından desteklenmiştir. Bu uzmanlık tezi, Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında *in vitro* olarak gerçekleştirildi. Deneylerin ısı döngü testi, Esetron firmasının MOD Dental Araştırma Laboratuvarından (Ostim, Ankara, Türkiye) hizmet alınarak uygulandı.

Çalışma iki aşamadan oluşmaktadır;

1) Materyallerin ısı döngü testi öncesi ve sonrası makaslama bağlanma dayanımı açısından karşılaştırılması

2) Materyallerin yüzey pürüzlülükleri açısından karşılaştırılması

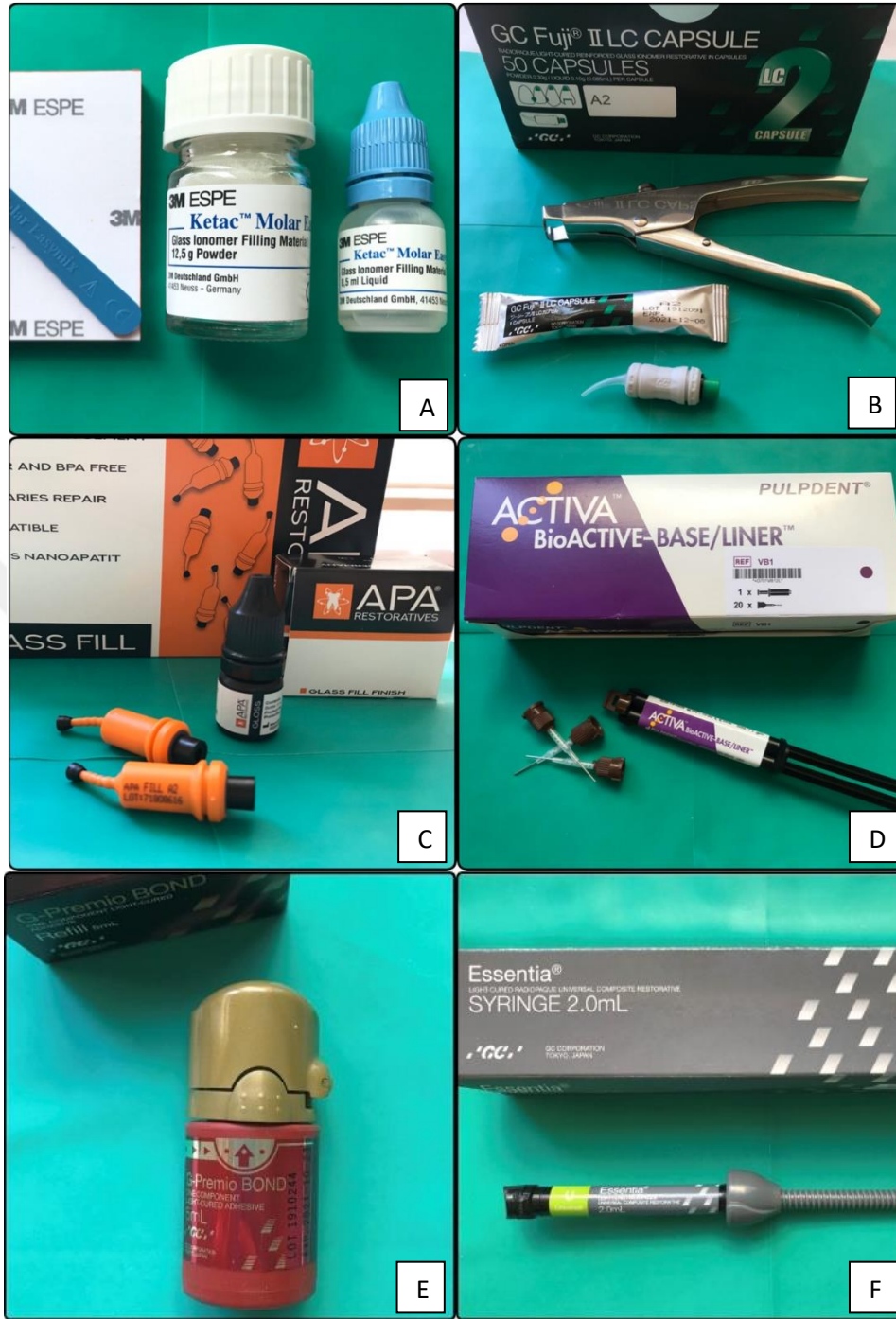
Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 4 ve Şekil 3’te gösterilmiştir.

Tablo 4. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal Adı	Üretici Firma	İçerik	Lot
Geleneksel cam iyonomer siman, Ketac Molar Easymix	3M ESPE, St Paul, Mn, USA	Toz: Alüminyum-kalsiyum-lantan florosilikat cam, akrilik asit, maleik asit Likit: Polialkenoik asit, tartarik asit, su	6702046

Rezin modifiye cam iyonomer siman, Fuji II LC	GC, Tokyo, Japonya	Likit: Poliakrilik asit Toz: Floroalüminosilikat cam, HEMA, üretan dimetakrilat, su, fotobaşlatıcı (kamforokinon)	191209A
Geliştirilmiş rezin modifiye cam iyonomer siman, BioACTIVE Base/Liner	Pulpdent, USA	Diüretan dimetakrilat, bis 2-metakriloyloksietil fosfat, baryum cam, poliakrilik asit, maleik asit, kopolimer, sodyum florid, renklendirici ajan, fotobaşlatıcı	191009
Cam karbomer siman, GCP Glass Fill	GCP Dental, Leiden, Hollanda	Toz: Floroalüminosilikat cam, apatit Likit: Poliasitler	71808616
Universal kompozit rezin, Essentia	GC, Tokyo, Japonya	UDMA, Bis-MEPP, Bis-EMA, Bis-GMA, TEGDMA, baryum cam, silikon dioksit, renklendirici ajan, fotobaşlatıcı	191003A
Universal adeziv rezin, G-Premio Bond	GC, Tokyo, Japonya	MDP, 4-MET, MEPS, dimetakrilat monomeri, aseton, su, silikon dioksit, fotobaşlatıcı, pH=1.5	1910244
Yüzey örtücü, GCP gloss	GCP Dental, Leiden, Hollanda	Modifiye polisiloksan	1607101

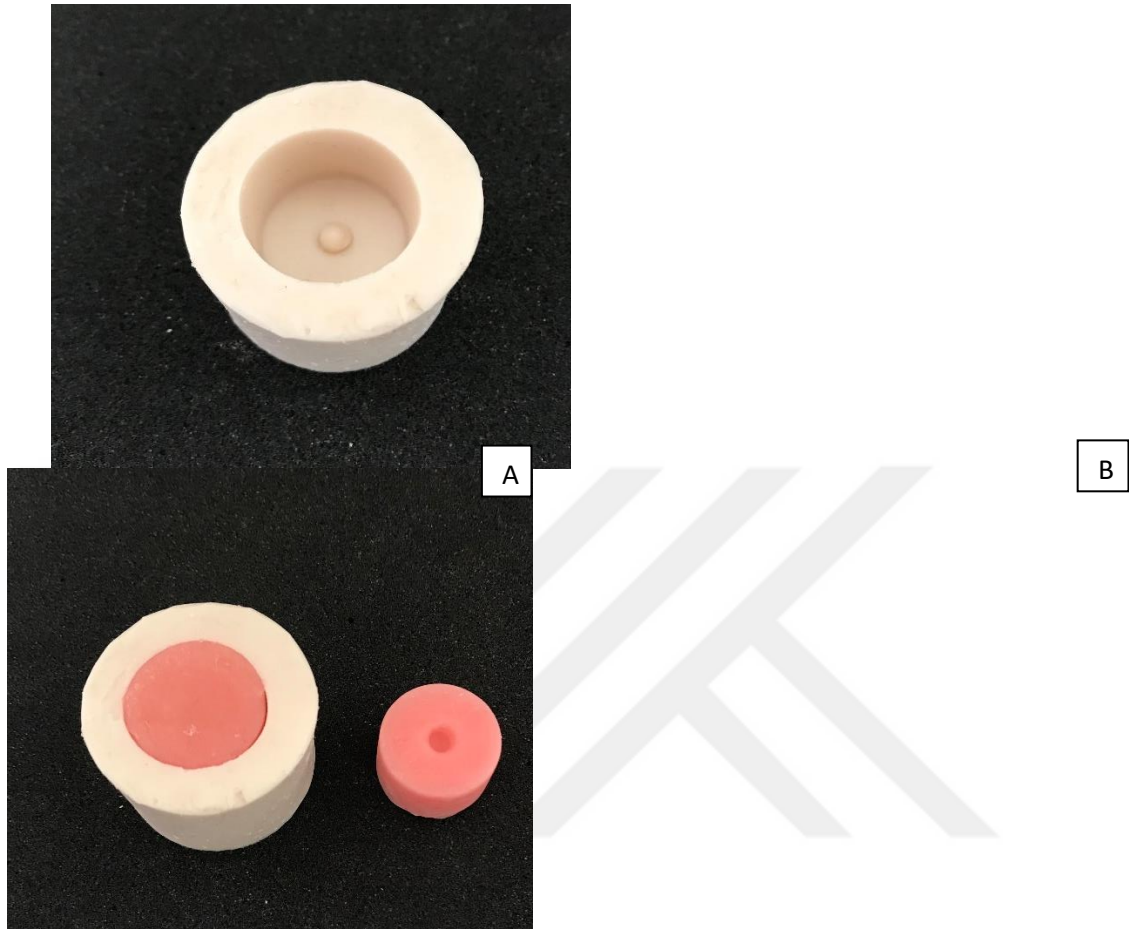


Şekil 3. Çalışmada kullanılan materyaller A: Ketac Molar Easymix B: GC Fuji II LC C: Cam Karbomer siman D: BioActive Base/Liner E: G-Premio universal bond F: Essentia universal kompozit

Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılacak örneklerin hazırlanması için dış çapı 35 mm, boyu 45 mm; akrilik rezinin yerleştirileceği iç çapı 25 mm, boyu 20 mm olan silikon bir kalıp kullanıldı (Şekil

4). İlk önce bu silikon kalıp içerisine otopolimerizan akrilik reçine yerleştirildi. Akrilik reçinenin sertleşmesinin ardından kalıptan çıkartıldı (Şekil 5).



Şekil 4. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan kalıplar

Daha sonra, hazırlanan akrilik bloğun tam ortasındaki boşluğa boyutları 5x5 mm olan cam iyonomer simanlar yerleştirilerek numuneler hazırlandı. Disk şeklinde farklı cam iyonomer simanlarla hazırlanan örneklerden yüzey pürüzlülüklerinin belirlenmesi için 24 adet (n= 6); kompozit rezinlere makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için ise örneklerden 64 adet (n= 16) hazırlandı. Örneklerin sayısı Power analiz ile belirlendi.

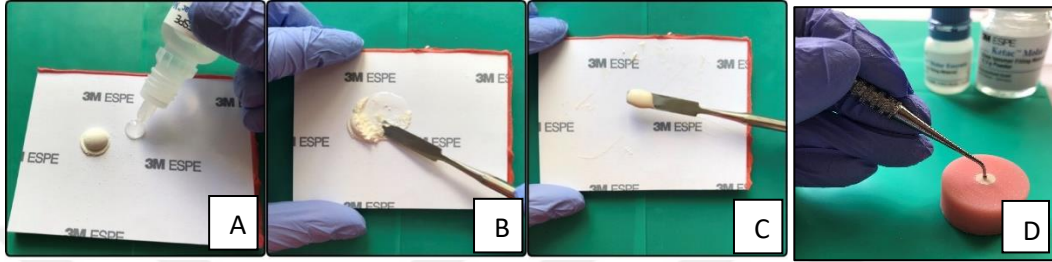
Ketac Molar Easymix grubu: 1 kaşık toz ile 1 damla likit homojen macun kıvamına gelinceye kadar karıştırıldı. Kaviteye uygulandı.

GC Fuji II LC grubu: Kapsül, pistonuna basılarak aktive edildi. 3400 devir/ dk karıştırma hızına sahip amalgamatörde (A.H.C.T Alloy Mix, Atlas Copco, İsveç) 15 sn karıştırıldı. Tabanca aracılığıyla kaviteye yerleştirildi.

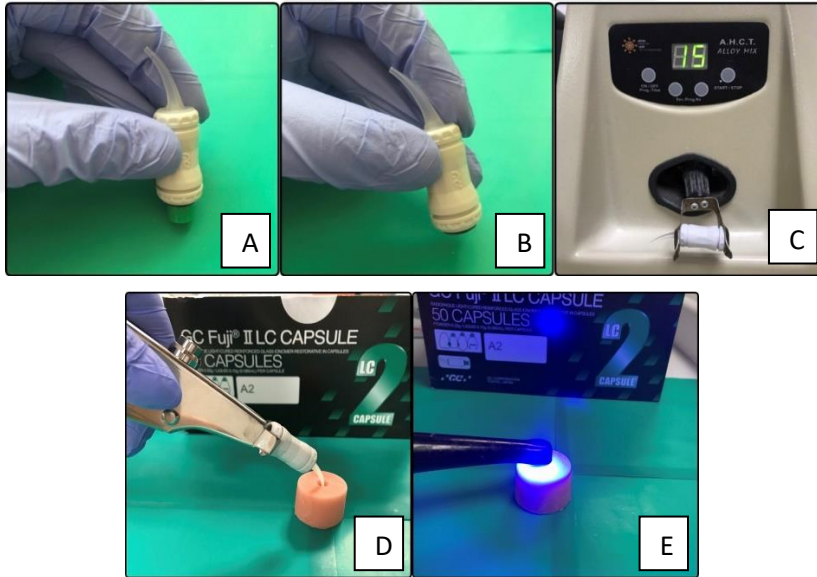
Cam Karbomer grubu: Aktivasyondan önce kapsül çalkalanıp arkasındaki piston sert bir yüzey üzerinde itirilerek aktive edildi. Amalgamatöre yerleştirilerek 15 sn karıştırıldı. Kapsül, tabancası aracılığı ile kalıbın içerisine yerleştirildi. 20 sn boyunca 1000 mW/cm²

yüksek çıkış gücüne ve 385-515 nm dalga boyuna sahip LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, USA) ile polimerize edildi. GCP gloss materyalin üzerine uygulandı ve yeniden 20 sn polimerize edildi.

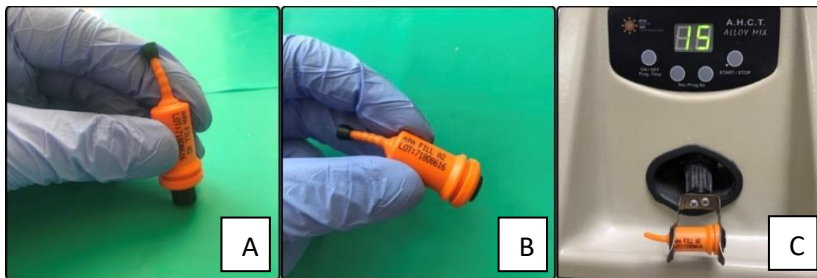
BioActive grubu: Kanüllü karıştırma uçlu sistem sayesinde 2'li pat ek bir karıştırma gerektirmeden şırınga yardımıyla kaviteye yerleştirildi. 20 sn ışık (Valo Cordless, Ultradent, USA) uygulanarak sertleştirildi.

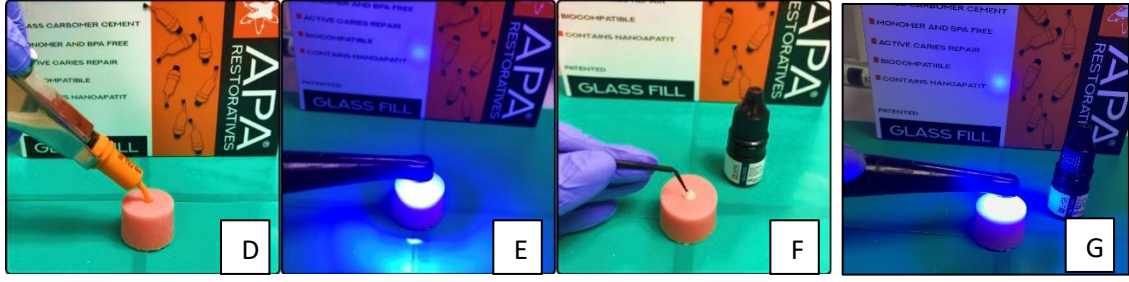


Şekil 5. Ketac Molar Easymix materyalinin uygulanması A, B, C: Toz ve likitin homojen macun kıvamına gelinceye kadar karıştırılması D: Materyalin kaviteye yerleştirilmesi

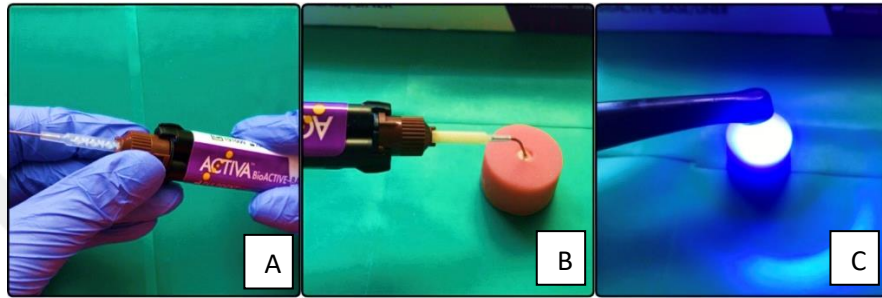


Şekil 6. Fuji II LC materyalinin uygulanması A-B: Kapsülün pistonuna bastırılarak aktive edilmesi C: Kapsülün amalgamatöre yerleştirilmesi D: Tabanca yardımıyla materyalin kaviteye yerleştirilmesi E: Materyalin polimerize edilmesi





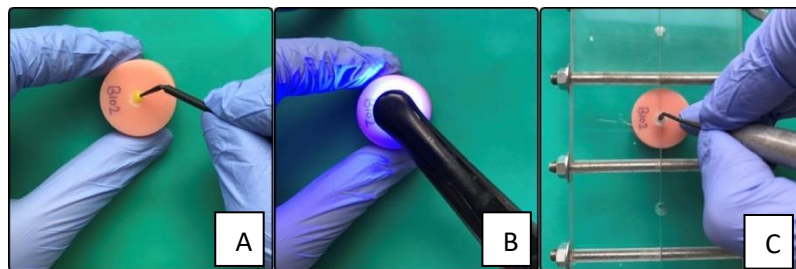
Şekil 7. Cam Karbomer materyalinin uygulanması A-B: Kapsülün pistonuna bastırılarak aktive edilmesi C: Kapsülün amalgamatöre yerleştirilmesi D: Tabanca yardımıyla materyalin kaviteye yerleştirilmesi E: Materyalin polimerize edilmesi F: GCP Gloss uygulanması G: GCP Gloss'un polimerize edilmesi

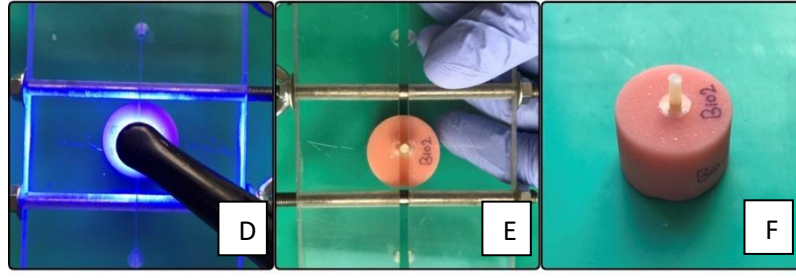


Şekil 8. BioActive Base/Liner materyalinin uygulanması A: Karıştırma ucunun takılması B: Simanın kaviteye yerleştirilmesi C: Materyalin polimerize edilmesi

Kaide materyalleri ile kompozit materyaller arasındaki makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için, dört farklı cam iyonomer siman kullanılarak hazırlanan kaide materyallerinin üzerine universal adeziv sistem (G-Premio bond, GC, Tokyo, Japonya) uygulandı. Adeziv, üretici firmanın talimatları doğrultusunda LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, USA) ile 10 sn polimerize edildi.

Adeziv uygulamasını takiben, kaide materyallerinin üzerine 4 mm derinliğinde 2 mm çapında pleksiglas kalıplar yerleştirildi ve bu kalıpların içerisine universal kompozitin (Essentia, GC, Tokyo, Japonya) iki tabaka şeklinde yerleştirilmesinin ardından, LED ışık kaynağı ile 20 sn süre ışık uygulanarak polimerizasyonu sağlandı. Hazırlanan tüm örnekler 24 saat 37°C nemli ortamda bekletildi ve rastgele iki gruba ayrıldı.





Şekil 9. Makaslama bağlanma kuvveti testi için örneklerin hazırlanması A: CİS üzerine universal adeziv rezin uygulaması B: Adeziv rezinin polimerize edilmesi C: Kompozit rezinin CİS üzerine tepilmesi D: Kompozit rezinin polimerize edilmesi E: Kalıptan çıkartılması F: CİS üzerine kompozit rezin uygulanmış örnek

Isıl Döngü Testi

Hazırlanan örneklerin yarısına 5 ± 2 ile 55 ± 2 °C arasında değişen, 15 saniyelik daldırma süresi ve banyolar arası bekletme süresi 5 saniye olacak şekilde 5.000 devir ısıl döngü testi (MOD Dental MTE-101, Esetron Mekatronik Ltd Şti, Ostim, Ankara, Türkiye) uygulandı.



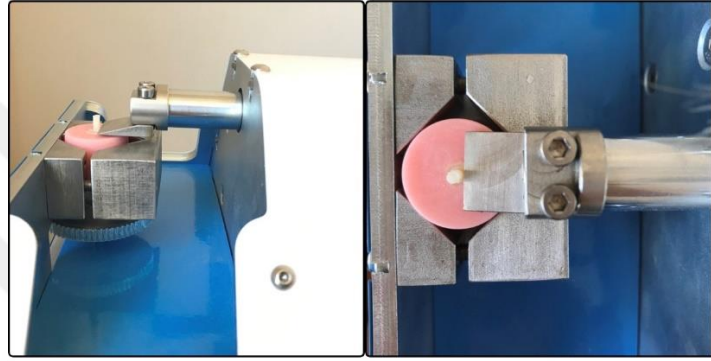
Şekil 10. Çalışmada kullanılan ısıl döngü testi cihazı

Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Tüm örneklerle makaslama bağlanma dayanımı testi bir universal test cihazı (MOD Dental, Esetron Mekatronik Ltd Şti, Ostim, Ankara, Türkiye) kullanılarak uygulandı. Bu amaçla, cihaz 0.5 mm/dk hızda artan kuvvet uygulanarak çalıştırıldı (Şekil 6.2).



Şekil 11. Çalışmada kullanılan Universal test cihazı



Şekil 12. Örneklerin Universal test cihazına yerleştirilmesi

Her bir örnek için elde edilen veriler Newton olarak kaydedildi. Daha sonra, elde edilen bu değerler örneklerin yüzey alanına bölünerek birim alana etki eden kuvvet megapaskal (MPa) cinsinden hesaplandı ve elde edilen tüm veriler istatistiksel olarak değerlendirilmek üzere kaydedildi.

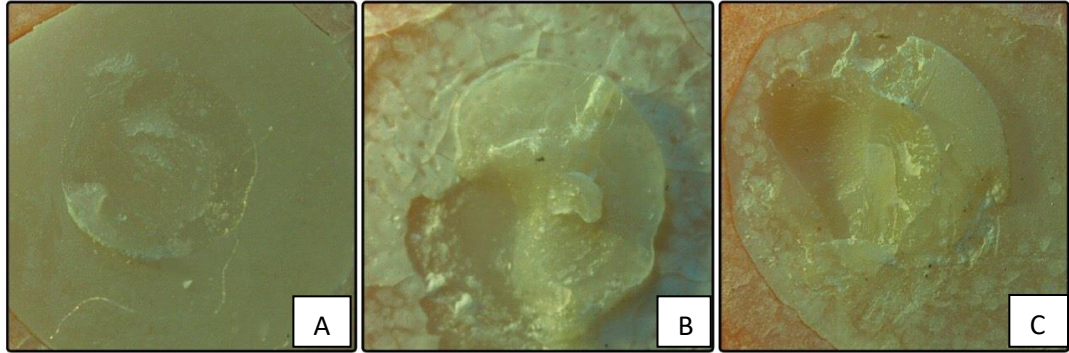
Kırılma türünün belirlenmesi

Bağlanma dayanımı testi sonrası örneklerin kırılma yüzeyleri stereo mikroskop (Leica L205 FA, Wetzlar, Almanya) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM, Quanta FEG 250, FEI Hollanda) ile farklı büyütme ölçeklerindeki görüntülerinden fotoğraflar elde edilerek incelendi. Kırılma tipleri aşağıdaki sınıflamaya göre belirlendi ve elde edilen kırılma türleri her bir örnek için kaydedildi.

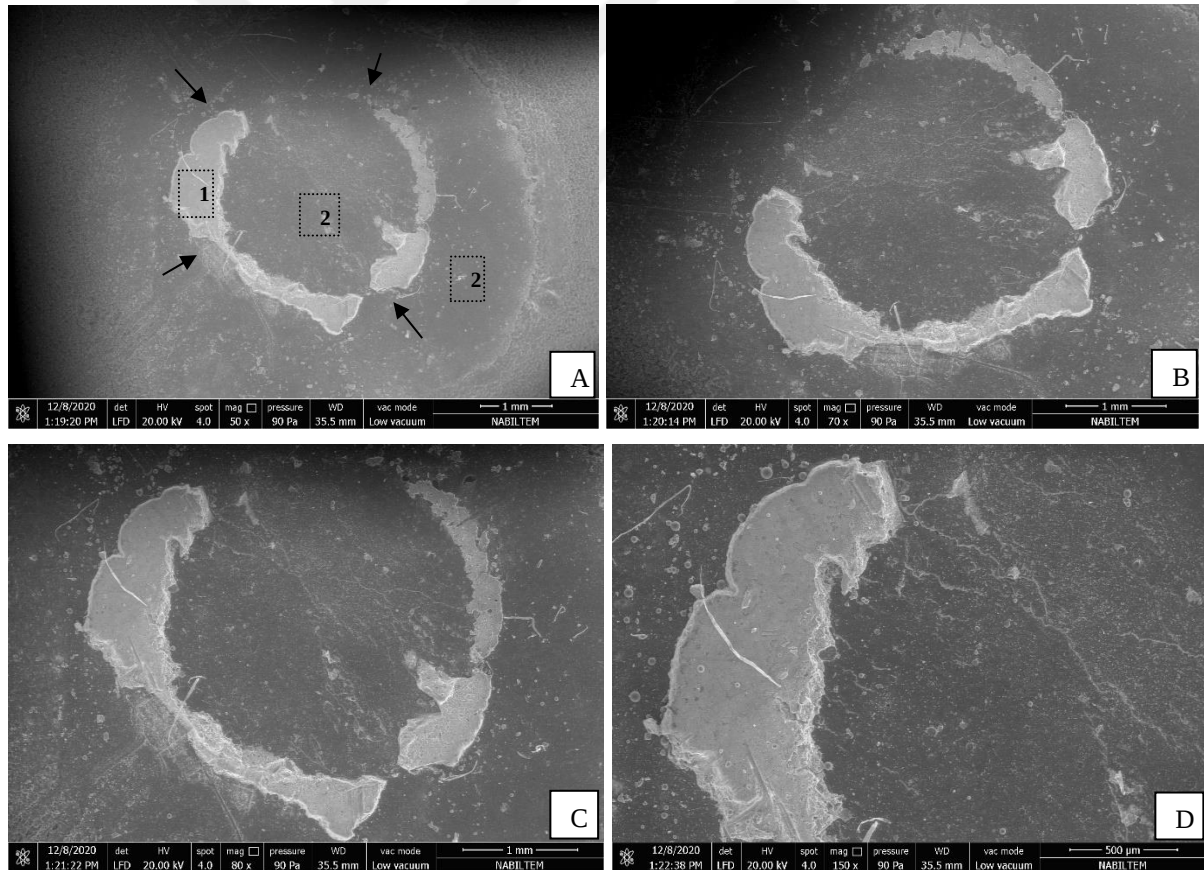
Tip 1- Koheziv kırılma; kırılmanın %75 ve daha fazlasının kaide materyalinin içinde ya da kompozit rezin içinde olduğu durumlar,

Tip 2- Adeziv kırılma; kırılmanın %75 ve daha fazlasının kaide materyali ile kompozit rezin arayüzünde olduğu durumlar,

Tip 3- Birleşik kırılma; kırılmanın hem arayüzde hem kaide materyalinde veya hem arayüzde hem de kompozit içerisinde veya hem arayüzde hem kaide materyalinde hem de kompozit içerisinde olduğu durumları ifade etmektedir.



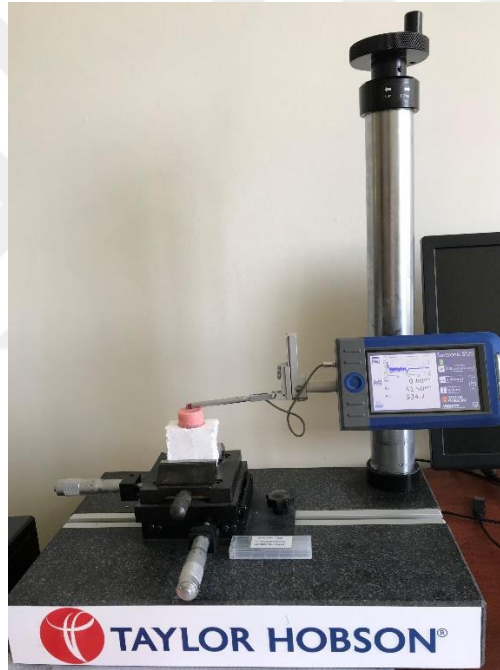
Şekil 13. Örneklerin kırılma tiplerine ait stereo mikroskop görüntüleri A: Adeziv tip kırılma B: Koheziv tip kırılma C: Karma tip kırılma



Şekil 14. BioActive Base/Liner'a ait adezyon yüzeyinin farklı büyütmelerdeki SEM görüntüleri A: Adezyon yüzeyinin x50 büyütmede SEM görüntüsü. Oklar adezyon sahasının sınırlarını, 1 ile işaretlenen kalıntı universal kompozit rezin Essentia, 2 ise geliştirilmiş cam iyonomer siman BioActive base/liner yüzeyini göstermektedir B: Aynı örneğin x70 büyütmede SEM görüntüsü C: Aynı örneğin x80 büyütmede SEM görüntüsü D: Aynı bölgeden alınan x150 büyütmedeki SEM görüntüsünde Essentia kalıntısı daha net izlenmektedir

Yüzey pürüzlülüğü testi

Dört farklı cam iyonomer simanla hazırlanan örnekler (n=6, toplam 24 örnek), 24 saat süresince 37°C’de, distile suda bekletildi. Örneklerin yüzey pürüzlülük testleri, 2 µm kontakt tarzda mekanik bir profilometre cihazı (Surtronic S128; Taylor Hobson, Leicester, UK) ile yapıldı (Şekil 15). Profilometre cihazında ölçüm dışı mesafe (cut-off) 0,8 mm ve ölçüm uzunluğu 1,5 mm olarak alındı. Her bir örnek için ölçüm yüzeyinde 90° dönme sağlanarak 4 nokta ölçümü yapıldı ve ortalama yüzey pürüzlülükleri (Ra-µm) düzeyinde hesaplandı.



Şekil 15. Çalışmada kullanılan yüzey pürüzlülüğü testi cihazı

İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testleri ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Materyal ve ısıl döngü testi uygulamasının makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesinde Two-way ANOVA testi kullanıldı. Materyallere göre makaslama bağlanma dayanımı ve

pürüzlülük değerlendirilmesinde Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HSD testi ve Tamhane's T2 testleri kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student t test kullanıldı. Makaslama bağlanma dayanımı sonrası gruplar arası kırılma türlerinin belirlenmesinde Mann-Whitney U testi kullanıldı. Parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında ise Ki-kare testi kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

BULGULAR

MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI

Tablo 5. Materyal ve ısı döngü testi uygulamasının makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi

Makaslama Bağlanma Dayanımı	Type III		Mean Square	F	p
	Sum of Squares (kareler toplamı)	df			
Materyal	4873,673	3	1624,558	52,583	0,000*
Isıl Döngü Testi	587,638	1	587,638	19,021	0,000*
Materyal Isıl Döngü Testi	359,115	3	119,705	3,875	0,014*

Two-way ANOVA Test * $p<0.05$

Materyaller arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$).

Isıl döngü uygulanan ve uygulanmayan örnekler arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$).

Materyal ve ısı döngü testi kullanımının makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki ortak etkisi de istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0.014$; $p<0.05$).

Yukarıda bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları aşağıda görüldüğü gibidir.

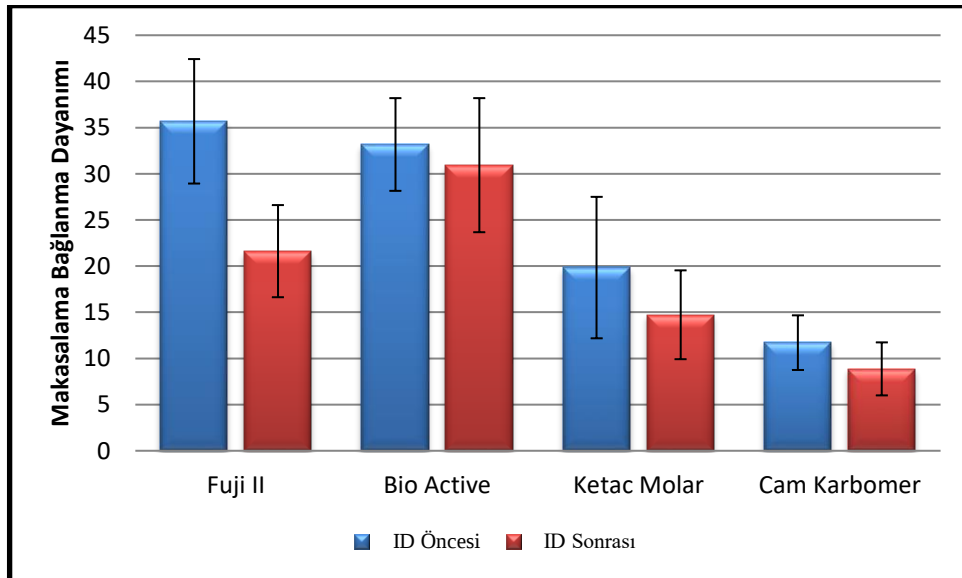
Tablo 6. Isıl döngü testi uygulamasına göre makaslama bağlanma dayanımı değerlendirilmesi

	ID Öncesi	ID sonrası	p
	Ort±SS	Ort±SS	
Fuji II LC	35,68±6,74	21,62±4,99	0,000*
BioActive Base/Liner	33,17±5,02	30,93±7,26	0,484
Ketac Molar	19,84±7,66	14,73±4,81	0,133
Cam Karbomer	11,71±2,96	8,87±2,87	0,072

Student t test

**p<0.05*

ID: Isıl Döngü Testi



Şekil 16. Isıl döngü testi uygulamasına göre makaslama bağlanma dayanımı

Fuji II LC materyali kullanıldığında; ısı döngü testi uygulanmayan örneklerin, makaslama bağlanma dayanımı ortalaması, ısı döngü testi uygulanan örneklerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.000$; $p<0.05$).

BioActive materyali kullanıldığında; ısı döngü testi uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ketac Molar materyali kullanıldığında; ısı döngü testi uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Cam Karbomer materyali kullanıldığında; ısı döngü testi uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 7. Materyallere göre makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesi

	ID Öncesi	ID sonrası
	Ort±SS	Ort±SS
Fuji II LC	35,68±6,74	21,62±4,99
Bio Active Base/Liner	33,17±5,02	30,93±7,26
Ketac Molar	19,84±7,66	14,73±4,81
Cam Karbomer	11,71±2,96	8,87±2,87
p	0,000*	0,000*
Oneway ANOVA Test	* $p<0.05$	ID: Isıl Döngü Testi

Tablo 7a: Post hoc değerlendirme tablosu

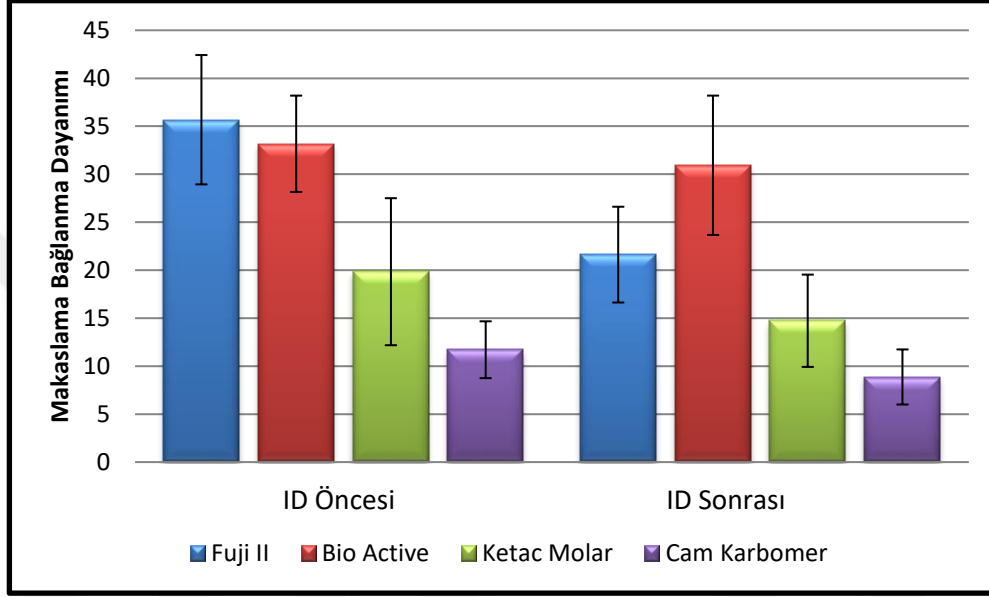
		¹ ID Öncesi	² ID Sonrası
Fuji II LC	BioActive Base/Liner	0,829	0,064
	Ketac Molar	0,000*	0,080
	Cam Karbomer	0,000*	0,000*
BioActive Base/Liner	Fuji II LC	0,829	0,064
	Ketac Molar	0,001*	0,001*
	Cam Karbomer	0,000*	0,000*
Ketac Molar	Fuji II LC	0,000*	0,080

	BioActive Base/Liner	0,001*	0,001*
	Cam Karbomer	0,046	0,073
Cam Karbomer	Fuji II LC	0,000*	0,000*
	BioActive Base/Liner	0,000*	0,000*
	Ketac Molar	0,046*	0,073

¹Tukey HSD Test

²Tamhane's T2 Test

* $p < 0.05$



Şekil 17. Materyallere göre makaslama bağlanma dayanımı

Isıl döngü testi uygulanmadığında materyallerin makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$) (Tablo 7). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Cam Karbomer materyalinin makaslama bağlanma dayanımı ortalaması, Fuji II LC, BioActive ve Ketac Molar materyallerinden anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p<0.05$). Ketac Molar materyalinin makaslama bağlanma dayanımı ortalaması, Fuji II LC ve BioActive materyallerinden anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p<0.05$). Fuji II LC ve BioActive materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 7a).

Isıl döngü testi uygulandığında materyallerin makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$) (Tablo 7). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tamhane T2 test sonucunda; Cam Karbomer materyalinin makaslama bağlanma dayanımı ortalaması, Fuji II LC ve BioActive materyallerinden anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p<0.05$). Ketac

Molar materyalinin makaslama bağlanma dayanımı ortalaması, BioActive materyalinden anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p<0.05$). Fuji II LC ve BioActive materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Fuji II LC ve Ketac Molar materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Cam Karbomer ve Ketac Molar materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 7a).

PÜRÜZLÜLÜK

Tablo 8. Materyallere göre pürüzlülük değerlendirilmesi

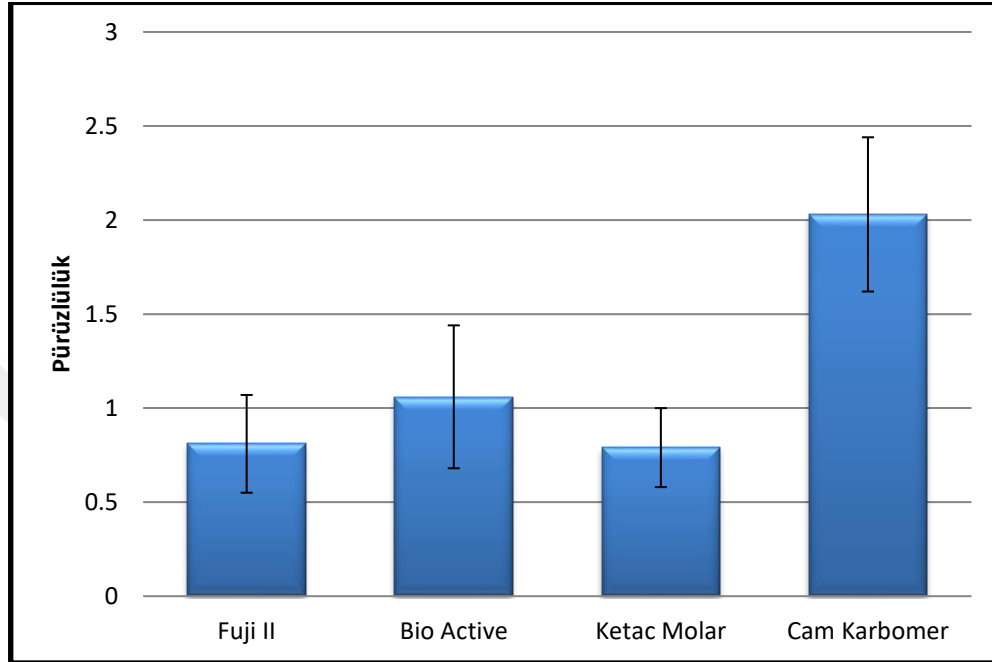
	Pürüzlülük
	Ort±SS
Fuji II LC	0,81±0,26
BioActive Base/Liner	1,06±0,38
Ketac Molar	0,79±0,21
Cam Karbomer	2,03±0,41
p	0,000*
Oneway ANOVA Test * $p<0.05$ ID: Isıl Döngü Testi	

Tablo 8a. Post hoc değerlendirme tablosu

		Pürüzlülük
Fuji II LC	BioActive Base/Liner	0,061
	Ketac Molar	1,000
	Cam Karbomer	0,000*
BioActive Base/Liner	Fuji II LC	0,061
	Ketac Molar	0,023*
	Cam Karbomer	0,000*
Ketac Molar	Fuji II LC	1,000
	BioActive Base/Liner	0,023*
	Cam Karbomer	0,000*
Cam Karbomer	Fuji II LC	0,000*

BioActive Base/Liner	0,000*
Ketac Molar	0,000*

Tamhane's T2 Test * $p<0.05$



Şekil 18. Materyallere göre pürüzlülük

Materyallerin pürüzlülük ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$) (Tablo 8). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tamhane's T2 test sonucunda; Cam Karbomer materyalinin pürüzlülük ortalaması, Fuji II LC, BioActive Base/Liner ve Ketac Molar materyallerinden anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). BioActive Base/Liner materyalinin pürüzlülük dayanımı ortalaması, Ketac Molar materyalinden anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Fuji II LC ve BioActive Base/Liner materyallerinin pürüzlülük ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Fuji II LC ve Ketac Molar materyallerinin pürüzlülük ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 8a).

KIRILMA TÜRÜ

Tablo 9. Isıl döngü testi uygulanmayan örneklerin makaslama bağlanma testi sonucu oluşan kırılma tiplerinin materyallere göre dağılımı

	Adeziv	Koheziv	Karma
Ketac Molar	6 (%75)	1 (12,5)	1 (%12,5)
Fuji II LC	4 (%50)	2 (%25)	2 (%25)
BioActive	1 (12,5)	1 (12,5)	6 (%75)
Cam Karbomer	7 (%87,5)	1 (%12,5)	-

Tablo 10. Isıl döngü testi sonrası örneklerin makaslama bağlanma testi sonucu oluşan kırılma tiplerinin materyallere göre dağılımı

	Adeziv	Koheziv	Karma
Ketac Molar	3 (%37,5)	3 (%37,5)	2 (%25)
Fuji II LC	2 (%25)	4 (%50)	2 (%25)
BioActive	-	4 (%50)	4 (%50)
Cam Karbomer	6 (%75)	1 (%12,5)	1 (12,5)

Kırılma tipleri analizinin sonuçlarına göre kırılma tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann-Whitney U test sonucunda, ısıl döngü testi öncesi

BioActive Base/Liner materyalinde karma; Fuji II LC, Ketac Molar ve Cam Karbomer materyallerinde ise adeziv tip, en yaygın görülen kırılma tipi olmuştur. Tüm gruplar arasında koheziv tip kırılmada anlamlı bir farklılık görülmezken, adeziv kırılma tipinde, Cam Karbomer ve BioActive Base/Liner ile Ketac Molar ve BioActive Base/Liner anlamlı olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Isıl döngü testi sonrası incelenen kırılma tipi analizlerine göre kırılma tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann-Whitney U test sonucunda ise, Cam Karbomer materyalinde adeziv tip kırılma en yaygın görülen kırılma tipi iken, Bioactive materyalinde adeziv tip kırılmaya hiç rastlanmamıştır. Tüm gruplar arasında Cam Karbomer ve BioActive arasında tüm kırılma tiplerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Isıl döngü öncesi ve sonrası grup içi kırılma tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan Ki-kare test sonucuna göre, kırılma tipleri arasında sadece Ketac Molar'da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$). Diğer örneklerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$). Ketac Molar'da ısı döngü testi sonrası adeziv tip kırılmada azalma görülürken, koheziv ve karma kırılma tiplerinde ise artış görülmüştür. Fuji II LC'de adeziv tip kırılmada azalma görülürken, koheziv tip kırılmada ise artış görülmüştür. BioActive Base/Liner'da karma kırılma tipinde azalma, koheziv kırılma tipinde ise artış görülmüştür.

TARTIŞMA

Kompozit rezinler, fiziksel özellikleri ve estetik olmaları nedeniyle günümüzde en çok tercih edilen diş renginde restoratif materyallerdir. Ancak polimerizasyon büzülmesi ve beraberinde gelen problemler, kompozit rezinlerle yapılan restorasyonların klinik başarısını olumsuz etkileyen en büyük dezavantajıdır (126).

Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için birçok farklı yöntem önerilmektedir. Adeziv sistemlerin kullanımı, tabakalama tekniği, kaide materyali kullanımı polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla en sık kullanılan yöntemlerdir. Genellikle kompozit rezinler adezivlerle birlikte kullanıldıklarında başarılı sonuçlar verirler, ancak özellikle fazla harabiyet gösteren dişlerin restorasyonunda klinisyenler, kompozit rezinleri farklı etki ve özelliklere sahip kaide materyalleri ile birlikte kullanmayı tercih ederler (127). Diş hekimliği literatüründe, kompozit rezinlerin altına elastisite modülü düşük kaide materyali uygulayarak yapılan restorasyonların klinik başarısının yüksek olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (42, 128-130).

Tolidis ve ark. (129) kaide materyali kullanımının polimerizasyon büzülmesine etkisini inceledikleri çalışmalarında, kaide materyali olarak rezin modifiye cam iyonomer siman ve beş farklı kompozit rezin kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda, kaide materyali kullanımının polimerizasyon büzülmesini anlamlı düzeyde azalttığını bildirmişlerdir.

Kaide materyali kullanımı; polimerizasyon büzülmesini azaltarak, diş ile restoratif materyal arasında aralanmanın oluşumunu önler ve dolayısıyla mikrosızıntının azalmasına neden olur. Ancak bu uygulamanın başarılı olabilmesi için kullanılan materyaller arasında da iyi bir bağlanma olmalıdır. Diğer bir deyişle, rezin restorasyonun altında kaide olarak kullanılan materyalin diş dokularına bağlantısı kadar kompozit rezine olan bağlantısının da kabul edilebilir düzeyde olması gereklidir. Nitekim, başarılı kompozit restorasyonlar yapabilmek için kompozit rezine yeterli bağlanma gösteren kaide materyallerinin kullanılması gerektiği bildirilmiştir (42).

Opdam ve ark. (130) kaide materyali kullanılmadan yapılan ve rezin modifiye cam iyonomer simanın kaide materyali olarak kullanıldığı kompozit restorasyonları dokuz yıl süresince takip ettiği klinik çalışmalarında; kaide materyali kullanılan dişlerde daha fazla restorasyon kırıkı gözlendiğini ve bu durumun kaide materyali ile restoratif materyal arasındaki bağlanmanın yeterli olmamasıyla ya da zaman içinde bozulmasıyla açıklanabileceğini bildirmişlerdir.

Restoratif materyallerin adezyon özelliklerinin değerlendirilmesinde, en sık bağlanma dayanım testleri kullanılır. Makaslama bağlanma dayanımı testi, restoratif materyallerin bağlanma performanslarını değerlendirmede yaygın olarak kullanılan, uygulaması kolay ve güvenilir bir testtir (131). Özellikle, düşük bağlanma kuvveti gösteren cam iyonomer simanlar için, diğer bağlanma testlerinin uygulanması oldukça zor olduğundan, tercih edilebilen bir yöntemdir (132). Ayrıca makaslama stresleri, ağız içinde restorasyonların en çok maruz kaldıkına inanılan streslerdir (100). Bu nedenle, tez çalışmamızda bağlanmanın değerlendirilmesinde makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır.

Diş hekimliğinde kullanıma sunulan yeni bir materyalin değerlendirilmesinde kullanılan *in vivo* testler uzun zaman alan, maliyetli ve standardizasyonu zor testlerdir. Bu nedenle araştırmacılar, etkin, çabuk sonuç veren, parametreleri değiştirilebilir ve sonuçları kıyaslanabilir *in vitro* testleri tercih etmektedirler (93). Bizim  alışmamızda da *in vitro* test yöntemleri kullanılmıştır.

ISO standartlarına göre hazırlanan örnekler, test uygulanmasına kadar geçecek sürede 24 saat 37 C suda bekleyebilir ya da 5-50 C arasında 500 ısıl döngü testine tabii tutulabilir (133). Test için hazırlanan örneklerin distile su içinde bekleme sürelerine göre (10 dk, 24 saat, 1 hafta) bağlanma dayanımı kuvvetlerini ölçen bir çalışmada, en yüksek kuvvetler 1 hafta, en düşük kuvvetler ise 10 dk bekleyen grupta bulunmuştur (134). Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar üzerinde yapılan araştırmalarda, 24 saat süre sonunda simanların en yüksek

bağlanma değerine ulaştığı ISO tarafından bildirilmiştir (133). Bu nedenle çalışmamızda örnekler 24 saat boyunca distile su içerisinde bekletilmiştir.

ISO'nun önerisine göre bağlanma kuvvetleri testlerinde cihazın kafa hızı $0,75 \pm 0,30$ mm/ dk olmalıdır (135). Bağlanma dayanım testlerinde kuvvetin örneklere uygulanma hızı da farklılık gösterebilmekte ve sonuçları etkilemektedir. Çalışmamızda, cam iyonomer esaslı materyaller kullanılarak yapılan çalışmalar referans alınarak 0,5 mm/ dk kafa hızı kullanılmıştır (135-137).

Van Meerbeek ve ark. (138) bağlanma dayanımı testleri (*in vitro* testler) ile klinik testler (*in vivo* testler) arasında paralellik olduğunu ve yaşlandırma deneylerinin, laboratuvar deney sonuçlarını klinik deney sonuçlarına yaklaştırdığını belirtmişlerdir.

Dental restoratif materyaller ağız ortamında sürekli olarak ısı ve pH değişikliğine maruz kalmaktadırlar (139). Ağız içi sıcaklığın devamlı değişmesi, restoratif materyaller üzerinde *in vivo* olarak olumsuz etki oluşturmaktadır.

Isıl döngü testi, ağız içi ısı değişimlerini *in vitro* koşullara aktarmaktır. Isıl döngü test cihazı, yaşlandırma testlerini otomatik olarak yapan bir test cihazıdır (139). Kompozit rezinler için farklı ısıl döngü uygulamalarının etkisinin incelendiği bir çalışmada, ısıl döngü testinden önce kompozit rezinin 24 saat bekletilmesi önerilmiştir (140).

Isıl döngü testinin yaşlandırıcı etkisinin iki şekilde olduğu bildirilmiştir. Sıcak suyun hidrolize edici etkisi ile test edilen materyaldeki polimerize olmamış rezinlerin ara bağlarının kopması hızlanabilir. Ayrıca, materyallerin farklı genleşme katsayılarından dolayı, yapılarında genleşme/büzülme stresleri oluşabilir. Bu stresler, bağlantı yüzeyinde çatlak oluşmasına ve bağlanmanın zayıflamasına neden olabilir (141).

Isıl döngü uygulanacak sıcaklık değerleri ağız ortamını taklit etmelidir. Amerikan Diş Hekimliği Birliği'nin (ADA, Acceptance Program Guidelines 2001) dentin ve minede kullanılacak adeziv materyallerin bağlanma değerleri ve mikrosızıntı testleri için önerdiği sıcaklık değerleri 5 ile 55 °C'dir. ISO Standartlarına göre de (ISO TR 11405, 2003) diş hekimliğinde kullanılan adezivlerin bağlanma dayanımının ölçülmesi durumunda alt ve üst sıcaklık değerinin 5 ile 55 °C arasında olması önerilmektedir. Literatürlerde, uygulanan ısıl döngü testinin uygulanış şekli ile ilgili bir standart yoktur. Ancak 500 ile 10.000 döngü uygulaması anlamlı kabul edilmektedir. 10.000 döngünün ortalama 1 yıllık yaşlandırmaya eş değer olduğu bildirilmiştir. Ayrıca ISO, ısıl döngü testinde örneklerin su tanklarında en az 20 saniye bekletilmesi gerektiğini belirtmiştir, ancak klinik şartlarda bu süre tolere edilemez. Çalışmaların klinik şartları doğru yansıtması açısından su tanklarında bekletme süresinin 15

saniyeyi geçmemesi önerilmektedir (100, 110). Çalışmamızda ısı döngü işlemi 5 ± 2 ile 55 ± 2 °C arasında değişen, 15 saniyelik daldırma süresi ve banyolar arası bekleme süresi 5 saniye olacak şekilde, 5000 devir uygulandı.

Bir materyalin klinik kullanımına karar verilirken önemli seçim kriterlerinden bir diğeri de yüzey pürüzlülüğüdür (142).

Cam iyonomer simanlar birçok avantaja sahip materyaller olmakla birlikte, bazı dezavantajlara da sahiptir. Bunlardan en önemlisi, dayanıklılıklarının yetersiz olmasıdır. Bu tip simanlar yapısal olarak kırılğan ve toz-likit formülleri nedeniyle poröziteye yatkın olduklarından, bu durum ileride zayıf bir yapıya ve bağlanmada başarısızlığa neden olabilmektedir (143).

Cam iyonomer simanların mekanik özellikleri mikro yapıları ile yakından ilişkilidir. Partikül boyutu ya da porözite dağılımı simanın dayanıklılığını belirgin olarak etkilemektedir (144, 145). Cam ve likit içeriğindeki değişim, toz/likit oranı ve karıştırma yöntemi (el ile, vibrasyonlu ya da rotasyonlu aletlerle) gibi faktörler mekanik özellikleri etkilemektedir (144, 146). Özellikle, simanın yapısına hava girişine bağlı porözite oluşumundan dolayı, karıştırma yöntemi büyük önem taşımaktadır (144). El ile karıştırılan simanlarda ortalama %3,5'lük porözite oranı bulunmuştur (147). Simanın viskozitesinin azalması porözitede bir artışa neden olmaktadır. Cam iyonomer simanın viskozitesine bağlı olarak, Nomoto ve ark. (148), restoratif amaçla kullanılan bir cam iyonomer simanda %0,2'lik porözite varlığında dayanıklılığın %10 oranında azaldığını ya da yapıştırma simanı formunda %3'lük porözite varlığında ise dayanıklılığın %50 oranında azaldığını bildirmişlerdir.

Restorasyon prosedürlerinde, pürüzlülük gibi materyalin yüzey karakteri, restorasyon materyalinin kalitesini ve klinik davranışını belirleyebilir (149). Pürüzsüz bir yüzey, arzu edilen estetik görünüm gerekli olmakla beraber film tabakasına bağlı oluşan renklenmeyi ve plak retansiyonunu da önlemektedir. Yüzey pürüzlülüğünün az olması aynı zamanda, sürtünme katsayısını düşürebilmekte ve bu durum aşınma oranını azaltabilmektedir (150). Sonuç olarak yüzey pürüzlülüğü; restorasyonun estetik, sürtünme, aşınma, bakteriyel adezyon, dayanıklılık ve optik özelliklerini etkileyebilecek önemli bir kriterdir (11).

Literatürdeki *in vitro* çalışmalar, en pürüzsüz yüzeyin şeffaf bantlar ile bitim yapıldığında elde edildiğini bildirmektedir (11, 151, 152). Çalışmamızda bütün örneklerin bitimleri bu bilgiye uygun olarak şeffaf bantlar ile gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışmasında, geleneksel cam iyonomer siman Ketac Molar Easymix, floroapatit ve hidroksiapatit içeren nano partiküllü Cam Karbomer siman, rezin modifiye cam iyonomer

siman Fuji II LC, geliştirilmiş rezin modifiye cam iyonomer siman BioActive Base/Liner yüzey pürüzlülüğü ve makaslama bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldı.

Literatürlerde diş hekimliği kliniklerinde rutin olarak kullanılan geleneksel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, akışkan kompozit gibi kaide materyalleri ile kompozit rezinler arasındaki bağlanmayı değerlendiren az sayıda çalışma mevcuttur. Sınırlı bilgilerimiz dahilinde, tez çalışmamızda kullanılan materyallerden son yıllarda piyasaya sunulan BioActive Base/Liner'in makaslama bağlanma dayanımı ile ilgili literatürde herhangi bir veri yoktur. Ayrıca, diş hekimliği literatüründe kaide materyalleri ile kompozit rezin arasındaki makaslama bağlanma dayanımına ısıl döngü testinin uygulanmasının etkisiyle ilgili de az sayıda veri bulunmaktadır. Bu nedenle tez çalışmamızda kaide materyalleri ile kompozit rezinlerin arasındaki makaslama bağlanma dayanımının yanı sıra, bu değerlere ısıl döngü testi uygulamasının da etkisinin olup olmadığı incelendi.

Kerby ve Knobloch (153) ile Farah ve ark. (154) GCİS ve RMCİS'in kompozit rezine bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında, GCİS'lerin bağlanma dayanımlarının hibrit iyonomerlerden daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Nujella ve ark. (137)'nin *in vitro* çalışmasında GCİS, RMCİS ve YVCİS'in kompozit rezine makaslama bağlanma dayanımı karşılaştırılmıştır. Bu çalışma sonucuna göre RMCİS en yüksek bağlanma dayanımını göstermiştir. RMCİS ile kompozit rezinler arasındaki yüksek bağlanma değeri, RMCİS'lerin yüzeyinde oluşan oksijen inhibisyon tabakasındaki doymamış çift bağların adeziv rezin ve kompozit rezinle kimyasal olarak bağ yapmasıyla açıklanabileceği gibi, RMCİS'lerin içeriğinde bulunan hidroksietil metakrilatın (HEMA) ıslanabilirliği arttırmasına bağlı olarak bağlanmayı olumlu yönde etkileyeceği düşünülmektedir (137, 155, 156). Benzer şekilde bizim çalışmamızda da rezin içerikli Fuji II LC'nin, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Ketac Molar'a göre anlamlı düzeyde daha yüksek değer göstermesi rezin yapılarıdaki HEMA varlığından kaynaklanabilir. Bunun yanı sıra Ketac Molar gibi elle karıştırılan cam iyonomer simanlarda toz-likit oranının ayarlanamaması, karıştırma süresi, karıştırma zamanı ve simanı karıştırdıktan sonra kaviteye yerleştirmek için geçen süre simanın mekanik özelliklerini etkileyebilir.

Üç geleneksel cam iyonomer siman ve bir RMCİS'in kompozit ve kompomere olan bağlanma kuvvetinin incelendiği bir çalışmada, en güçlü bağlanmanın RMCİS ile kompomer arasında olduğu, geleneksel cam iyonomer simanların ise kompozit ve kompomere bağlanmaları arasında anlamlı fark bulunmadığı bildirilmiştir (157). Bizim çalışmamızda da ısıl döngü testi öncesi RMCİS Fuji II LC'nin makaslama bağlanma kuvveti değerleri diğer tüm cam

iyonomer simanlardan sayısal olarak yüksek bulundu. İstatistiksel olarak ise sadece BioActive Base/Liner ile aralarında anlamlı bir fark bulunamadı.

Hasani ve ark. (158) yaptıkları çalışmada, RMCİS'nin dentine makaslama bağlanma değerine ısı döngünün etkisini incelemişlerdir. Equia Forte'un makaslama bağlanma değerlerini 500 ısı döngü sonrası 2.33 ± 1.6 MPa, 6000 ısı döngü sonrası 1.03 ± 1.22 MPa olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmanın sonucuna benzer olarak ısı döngü testi sonrası makaslama bağlanma değerleri daha düşük bulundu.

RMCİS ve MTA'nın hibrit kompozite bağlanmasının incelendiği bir çalışmada, rezin modifiye cam iyonomer simanın bağlanma gücünün önemli derecede yüksek olduğu bildirilmiştir (159).

Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonları 24 saat içerisinde tamamlanmaktadır. Ancak yapılan çalışmalarda yeterli mekanik ve fiziksel özelliklerin sağlanabilmesi için cam iyonomer simanlarda ideal sürenin bir hafta beklemek olduğu bildirilmiştir (160). Tez çalışmamızda kullanılan cam iyonomer simanların hepsinde ısı döngü testi sonrası bağlanma dayanımı daha düşük bulundu ancak bu fark sadece Fuji II LC'de istatistiksel olarak anlamlıydı. Bunun sebebinin Fuji II LC'nin sertleşme reaksiyonlarını tam olarak tamamlayamaması nedeniyle farklılık gösterdiği inancındayız.

Kompozit rezinlerin altına kaide materyali uygulanırken cam iyonomer kaidenin asitle pürüzlendirilip pürüzlendirilmemesi konusunda fikir ayrılıkları bulunmaktadır. Pürüzlendirilme yapılmaması gerektiğini savunan araştırmacılar, siman-rezin arasındaki bağlantının simanın koheziv direncinden yüksek olması nedeniyle rezinin polimerizasyonu esnasında büzülerek kavite tabanından ayrılmasına yol açacağını savunmaktadırlar (161, 162). İki materyalin bağlanma kuvvetinin artırılması için asitle pürüzlendirilmesi gerektiğini savunan araştırmacılar da vardır (27, 163-165)

Ismail ve ark.'nın (166) RMCİS ve geleneksel cam iyonomer simanın kompozit rezine bağlanmasına asit uygulamasının etkisini inceledikleri çalışmaya göre, asit uygulamasının RMCİS'in bağlanmasını etkilemediğini ancak geleneksel cam iyonomer simanın bağlanma gücünü azalttığını bildirmişlerdir.

RMCİS ve MTA'nın hibrit kompozite bağlanması ile asit uygulamasının bağlanmaya etkisinin incelendiği çalışmanın sonuçlarına göre, asit uygulanmayan cam iyonomer siman ile en iyi bağlanma değeri elde edilirken; asit uygulanmış ve uygulanmamış MTA grupları ve asit uygulanmış cam iyonomer grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır (167).

Asit uygulamasının bazı materyallerin bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkileyebileceğinden dolayı ve günümüzde universal adeziv sistemlerin kullanımının yaygınlaşması sebebiyle çalışmamızda asit uygulama basamağı içermeyen Universal adeziv sistem G-Premio Bond, adeziv sistem olarak kullanıldı.

Tez çalışmamızda da ısı döngü uygulanmayan tüm kaide materyallerinin Universal kompozit Essentia ile aralarındaki bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. Cam Karbomer materyalinin makaslama bağlanma dayanımı ortalaması, Fuji II LC, BioActive Base/Liner ve Ketac Molar materyallerinden anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur. Ketac Molar materyalinin makaslama bağlanma dayanımı ortalaması, Fuji II LC ve BioActive Base/Liner materyallerinden anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur.

Isıl döngü uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanımı kendi aralarında incelendiğinde; ise yine en düşük değer Cam Karbomer materyalinin kullanıldığı örneklerden elde edildi. En yüksek değer ise geliştirilmiş RMCİS BioActive Base/Liner'ın kullanıldığı örneklerden elde edildiği, ancak BioActive Base/Liner ile RMCİS Fuji II LC arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü.

Farah ve ark.'nın (154) RMCİS ve geleneksel cam iyonomer simanın mikrodolduruculu ve hibrit kompozit rezine bağlanması üzerine ısı döngü testinin etkisini incelediği çalışmada, ısı döngü uygulaması sonucu RMCİS ile mikrodolduruculu kompozit rezin arasındaki bağlanma değerlerinin anlamlı derecede düştüğü, diğer gruplarda ise ısı döngü uygulamasının bağlanma dayanımı üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir. Bu çalışmanın bulguları, bizim çalışmamızın bulgularıyla örtüşmektedir. Bizim çalışmamızda kullanılan tüm cam iyonomer içerikli materyallerin, universal kompozit Essentia'ya makaslama bağlanma değerinin ısı döngü uygulaması sonrası sayısal olarak düşüş gösterdiği görüldü. Ancak bu düşüş sadece RMCİS Fuji II LC'de istatistiksel olarak anlamlıydı.

Leloup ve ark.'nın (168) yaptıkları meta analiz çalışmasında, ısı döngü uygulamasının makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisinin olmadığını bildirmiştir. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızla örtüşmemektedir. Bizim çalışmamızda ısı döngü uygulaması sonucu tüm cam iyonomer içerikli materyallerin bağlanma dayanım değerlerinde düşüş görüldü.

Isıl döngü testinin farklı adeziv sistemlerin bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği bir diğer çalışmada ise, 5000 devir ısı döngü uygulamasının bütün adeziv sistemlerin bağlanma dayanımını anlamlı derecede düşürdüğü bildirilmiştir (111).

Çalışmamızda makaslama bağlanma testi sonrasında örneklerin arasında oluşan kırılma tipleri ışık mikroskobuyla incelendiğinde, kaide materyalleri ile universal kompozit arasında gözlenen kırılma tiplerinin birbirinden farklı olduğu tespit edildi.

Isıl döngü testi öncesi BioActive Base/Liner materyalinde karma; Fuji II LC, Ketac Molar ve Cam Karbomer materyallerinde ise adeziv tip en yaygın görülen kırılma tipi olmuştur.

Isıl döngü testi sonrası incelenen kırılma tipi analizlerine göre ise, Cam Karbomer materyalinde adeziv tip kırılma en yaygın görülen kırılma tipiyken, Bioactive materyalinde adeziv tip kırılmaya hiç rastlanmamıştır.

Isıl döngü öncesi ve sonrası grup içi karşılaştırma sonuçlarına göre Ketac Molar'da ısı döngü testi sonrası adeziv tip kırılmada azalma görülürken, koheziv (Ketac Molar'ın kendi içinde) ve karma kırılma tiplerinde ise artış görülmüştür. Fuji II LC'de adeziv tip kırılmada azalma görülürken, koheziv (Fuji II LC'nin kendi içinde) kırılmada ise artış görülmüştür. BioActive Base/Liner'da karma kırılma tipinde azalma, koheziv (BioActive'in kendi içinde) kırılma tipinde ise artış görülmüştür. Ancak koheziv tip kırılmadaki bu artış istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Yapılan çalışmalar iki materyal arasında meydana gelen koheziv kırılmanın yüksek bağlantı göstergesi olduğunu bildirmiştir (128, 157).

Pashley ve ark. (98) ise diş dokusu ile dental materyal arasında görülen koheziv başarısızlığın, materyalin kendi içinde oluşan stresi gösterdiğini ve bu nedenle ara yüzdeki bağlanma kuvvetinin doğru değerlendirilmesini önleyen bir durum olduğunu bildirmişlerdir.

Küçükylmaz ve ark.'nın (157) GCİS'lerin dentine bağlanmasını inceledikleri çalışmada, koheziv kırılma tipinin, GCİS'lerde ağırlıklı olarak görüldüğü ve bu koheziv başarısızlığın dentin ile bağlanmadan ziyade materyalin kendi içerisinde oluşan stresi gösterdiği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise farklı olarak ısı döngü testi öncesi Ketac Molar'da adeziv tip kırılma daha fazla görüldü. Ancak ısı döngü testi sonrası koheziv tip kırılmada artış meydana gelirken, adeziv kırılma tipinde azalma olmuştur. Bu farklılığın sebebi GCİS'lerin dentine, kompozit rezinlere göre daha iyi bağlanması olabilir. Bunun yanı sıra çalışmamızda kullanılan örnekler kalıp içinde hazırlandığından materyaller ve bağlanma yüzeyleri ısı döngü uygulaması esnasında direkt su ile temas etmiştir. Her ne kadar güçlendirilmiş olsa da cam iyonomer esaslı bir materyal olan Ketac Molar'ın direkt nem ile teması su emilimi ve çözünmesini etkileyebilir. Bu da yapısının zayıflamasına ve daha fazla koheziv kırılma görülmesine neden olabilir.

Ertay ve ark.'nın (155) iki farklı RMCİS ve bir GCİS'in, üç farklı kompozit rezine makaslama bağlanmasının değerlendirdiği çalışmalarının stereomikroskop incelemesi sonucu, RMCİS ile kompozit rezin arasında koheziv başarısızlıklara az da olsa rastlanırken, GCİS ile kompozit rezin arasındaki kırılmanın tamamıyla adeziv nedenlerden kaynaklandığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da benzer olarak ısı döngü testi öncesi Fuji II LC ve Ketac Molar'ın kompozit rezinle arasındaki kırılmanın çoğunlukla adeziv nedenlerden olduğu görüldü. Isıl döngü testi sonrası ise her iki materyalde de adeziv tip kırılma azalırken, koheziv ve karma kırılma tipinde artış saptandı. Bu durum ısı döngü uygulamasının RMCİS'in fiziksel özelliklerini etkilemesiyle izah edilebilir. Ancak çalışmamızda ısı döngü uygulamasının deney grubumuzdaki örneklerde ne kadar ısı artışına neden olduğu ve bunun etkileri incelenmemiştir.

Çalışmamızda kullandığımız BioActive Base/Liner grubunda ise ısı döngü uygulaması öncesi %75 karma kırılma görülürken, ısı döngü sonrası %50 karma ve %50 koheziv (BioActive'in kendi içinde) tip kırılmaya rastlandı. Bu durum ısı döngü uygulamasının BioActive'in fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemesiyle açıklanabilir.

Cam Karbomer'de ise hem ısı döngü testi öncesi hem de sonrasında, adeziv tip başarısızlık yüksek oranda görüldü. Bunun sebebinin kompozit rezin ile arasındaki bağlanmanın çoğunlukla mikromekanik olması kaynaklı olabileceği kanısındayız. Araştırmamızın hem SEM ile yapılan analizlerinde en fazla mikro boşlukların Cam Karbomer'de bulunması, hem de yüzey pürüzlülüğü ölçümünde en pürüzlü yüzeyin Cam Karbomer'e ait olması bu olasılığı güçlendirmektedir.

Panahandeh ve ark.'nın (169) iki farklı GCİS ve iki farklı RMCİS'in farklı zamanlarda iki farklı adeziv sistem kullanarak kompozit rezine makaslama bağlanma dayanımlarının yüzey pürüzlülükleri ile ilişkisini inceledikleri çalışmalarında, Fuji II ve Fuji II LC'nin Riva Self Cure ve Riva Light Cure'e göre daha yüksek bağlanma kuvveti gösterdiğini bildirmişlerdir. Fuji II'nin daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesinin sebebini, Fuji II ile hazırlanan örneklerin daha pürüzlü yüzey göstermesiyle açıklamışlardır. Riva Self Cure grubunun ise en yüksek bağlanma dayanımına çalışma süresinden hemen sonra, en düşük bağlanma dayanımına ise simanın karıştırılmasından 15 dakika sonra ulaştığını bildirmişlerdir. Bu durumda, Riva Self Cure ile hazırlanan örneklerin karıştırmanın ilk aşamalarında, simanın maturasyonunu tamamlayamamasına bağlı olarak, asitte daha fazla çözünürlük göstermesi ve daha güçlü bir bağlanma için optimum yüzey pürüzlülüğü ve poröziteye sahip olmasıyla açıklamışlardır. Bu bulgular bizim çalışmamızdaki bulgularla örtüşmemektedir. Bizim çalışmamızda en yüksek yüzey pürüzlülüğü ve poröziteyi Cam Karbomer ile hazırlanan örneklerin göstermesine

rağmen, en düşük bağlanma dayanımı da yine Cam Karbomer'e aitti. Ayrıca bu çalışmada da bizim çalışmamızla benzer olarak RMCİS'lerin, geleneksel olanlara kıyasla kompozit rezinlere daha güçlü bağlanma gösterdiğini bildirmişlerdir. Bunun sebebini ise RMCİS'lerin yüzeyindeki artık polimerize olmamış HEMA'nın ıslanabilirliği arttırmasına ve ek olarak RMCİS'lerin içinde reaksiyona girmemiş metakrilat grupları ile yüzeyde oluşan oksijen inhibisyon tabakası nedeniyle, bağlanma dayanımını artıran, güçlü bir kimyasal kovalent bağ oluşumuyla açıklamışlardır.

Ghasemi ve ark.'ı (170) Sandviç tekniğiyle hazırlanan Sınıf V restorasyonların mikro sızıntısını değerlendirmiş ve asitle pürüzlendirmeli adezivin kullanıldığı tüm GCİS'lerde mikro sızıntının azaldığı sonucuna varmıştır. Bu durumu ise, simanın aside maruz kaldığında, daha güçlü bir bağ ve daha az mikro sızıntı sağlayan daha büyük porözite ve yüzey pürüzlülüğüne sahip olmasıyla açıklamışlardır.

Yüzey pürüzlülüğü, dental materyallerin *in vitro* koşullarda değerlendirilmesinde kullanılan ve restoratif materyallerin başarısını etkileyen önemli parametrelerden biri olmasının yanında, zaman içerisinde dental restoratif materyallerde meydana gelen, restorasyonun dayanıklılığını ve yüzey kalitesini azaltarak uzun dönem başarısını etkileyen önemli bir faktördür (171, 172).

Restorasyon yüzeylerinin pürüzlü olması renklenme, plak birikimi, gingival iritasyon ve sekonder çürük oluşumuna neden olabilir. Bunların yanında restorasyonun yüzey pürüzlülüğü hastanın konforunu da doğrudan etkileyen bir etmendir. Yüzeydeki 0,3 µm boyutlarındaki bir pürüzlü alan dil tarafından hissedilebilir (173). Materyallerdeki ideal yüzey pürüzlülük ortalama değerinin 0,2 µm'nin altında olması gerektiği rapor edilmiştir (174, 175). Çalışmamızda bu faktör dikkate alındığında, tüm materyallere ait Ra değerlerinin, 0,2 µm'den daha yüksek olduğu ve değerlendirilen materyal yüzeylerinin, klinik açıdan pürüzlü bir yüzeye sahip oldukları belirlendi.

Yüzey pürüzlülüğüne etki eden başlıca faktörler arasında; içeriğindeki rezin miktarı, doldurucu miktarı, doldurucu boyutu ve tipi ile polimer matriksle silanın konversiyon derecesi yer almaktadır (176, 177). Bizim çalışmamızda kullandığımız restoratif materyallerde tespit ettiğimiz yüzey pürüzlülüğü değerleri düşükten yükseğe doğru sırasıyla; Ketac Molar'da 0.79 µm, Fuji II LC'de 0.81 µm, BioActive Base/Liner'da 1.06 µm, Cam Karbomer'de 2.03 µm bulundu.

Çalışmamızda kullanılan YVCİS Ketac Molar Easymix, istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte sayısal olarak en düşük pürüzlülük değerini göstermiştir. Cam Karbomer

ise sayısal olarak en yüksek yüzey pürüzlülük değerini göstermiştir ve bu fark istatistiksel olarak da anlamlıdır.

Materyallerin yüzeylerine ait SEM fotoğrafları incelendiğinde de en düzensiz, pürüzlü ve hava kabarcıklarının yoğun olduğu yüzeylerin Cam Karbomer ile hazırlanan örnekler ait olduğu saptandı. BioActive Base/Liner’da, Cam Karbomer kadar olmamakla beraber yine de pürüzlü ve daha az hava kabarcıklı bir yüzey yapısına sahip olduğu görüldü. Her iki materyalde, yüzeydeki irili, ufaklı amorf yapıda cam doldurucular yüzeyde pürüzlü bir yapı oluşturmaktadır. Bu iki materyaldeki yüzey bozuklukları Ngo ve ark. (178) SEM görüntülerinin elde edilebilmesinde kullanılan vakum işlemleri sırasında su içerikli materyallerde yapının yüzey özelliklerinin bozulabileceğini bildirdikleri çalışmalarıyla açıklanabilir. Bu iki materyalden farklı olarak Fuji II LC minimal derecede hava kabarcığı ve porözite içermektedir. Bunun sebebinin ise tek pat halinde olduğu için karıştırılma işlemine gerek olmaması, bu nedenle de daha homojen bir yapı göstermiş olmasıyla açıklanabileceği kanısındayız.

Yüzey pürüzlülüğünü inceleyen araştırmalarda; cam iyonomer içerikli siman materyallerinin, rezin kompozitlere göre yüksek yüzey pürüzlülük değerine sahip olduğu belirtilmiştir (179-181).

Sekiz farklı restoratif materyalin yüzey pürüzlülük değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, kompozit rezinler (Z100, A110, Filtek Supreme Translucent, Filtek Supreme), ormocer (Admira), YVCİS (Fuji IX GP Fast), RMCİS (Fuji II LC) ve kompomer (F2000) karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaya göre, rezin içerikli olan restoratif materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerinin cam iyonomer içerikli materyallere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğunu ayrıca RMCİS’in, YVCİS’e göre yüzey pürüzlülük değerinin daha düşük olduğunu fakat bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir (182). Bizim çalışmamızda ise YVCİS’in (Ketac Molar Easymix), yüzey pürüzlülük değerleri RMCİS’e (Fuji II LC) göre sayısal olarak daha düşük bulundu ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Farah ve ark. (154) araştırmalarında, RMCİS (Vitremar ve Photac-Fil) ve geleneksel cam iyonomer örneklerine 5 dakika boyunca 20 kg yük uyguladıktan sonra ışıqla polimerize etmişlerdir. Böylece materyale yük uygulaması ile sıkışıp yoğun bir hale gelerek, bünyesindeki ve yüzeyindeki hava kabarcıkları ve poröziteleri azaltmayı planlamışlardır. Bu işlemin amacı, pürüzlü yüzey yapıları nedeniyle oluşan mikromekanik bağlanmayı elimine ederek iki yüzey arasındaki kimyasal bağlanmayı değerlendirmektir. Örnek yüzeylerine asit uygulanmadan kendinden pürüzlendirmeli bonding ajan uygulamışlardır. Bu çalışma sonuçlarının, RMCİS’in

bağlanma değerlerinin geleneksel cam iyonomer simandan yüksek olması çalışma bulgularımıza benzerlik göstermektedir.

Üretici firma, cam iyonomer restorasyonlar üzerine uygulanmasını önerdiği ve ilk uygulama fazı sırasında nemden, ikinci uygulama fazında dehidratasyondan korumak için kullanılan silikon bazlı nano içerikli glaze materyallerinin, tüm yüzey düzensizliklerini doldurup örterek parlak ve pürüzsüz yüzeyler oluşturduğunu bildirmiştir. Ayrıca bu materyallerin, nano içerikleri sayesinde restorasyonların aşınmaya karşı dirençlerini arttırdıkları ve daha uzun süre başarılı bir şekilde kullanılabilmelerini sağladığı iddia edilmektedir. Perez ve ark.'nın (183) yaptığı *in vitro* çalışmada dört farklı restoratif materyali (Filtek Supreme, Grandio, Vitremer, Meron Molar) kullanarak, bu materyallere uygulanan glaze materyalinin (BisCover) yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini üç boyutlu olarak incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda glaze uygulamasının bitim ve polisaj işlemleri sonrasında oluşan yüzey düzensizliklerini anlamlı derecede azalttığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar bu çalışmanın sonuçlarıyla örtüşmemektedir. Çalışmada kullandığımız Cam Karbomer'in yüzeyine bitim işlemlerinden sonra üretici firmanın talimatları doğrultusunda glaze materyali (GCP Gloss) uygulanmıştır. Ancak çalışmamızın sonucunda Cam Karbomer sayısal olarak en yüksek yüzey pürüzlülük değerini göstermiştir. Cam iyonomer içerikli restoratif materyallerde doldurucu partiküllerin boyutu ve rezin matriksle doldurucu partiküller arasındaki bağlanmanın da yüzey pürüzlülüğünü etkilediği ve partikül boyutu büyük olan materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin daha fazla olduğu araştırmalarda bildirilmiştir (142, 184). Cam Karbomer'in glaze uygulamasına rağmen daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri göstermesinin sebebinin, çalışmada kullanılan diğer materyallere göre daha büyük partikül boyutuna sahip olmasından kaynaklandığı düşüncesindeyiz.

In vitro ortamda gerçekleştirilen bu tez çalışmasının sınırları dahilinde elde edilen tüm bulgular analiz edildiğinde; diş hekimliği kliniklerinde kompozit rezin ile birlikte kullanılacak kaide materyalinin seçiminde diş hekiminin dikkatli ve konuya hakim olması gerektiği ortaya çıkmıştır.

Rezin içerikli materyallerin HEMA, TEGDMA, UDMA ve BisGMA gibi toksik monomerler içermeleri nedeniyle biyouyumlulukları üzerinde çeşitli tartışmalar vardır (185). Bu rezin monomerler restoratif materyallerden salınmakta ve pulpa, dişeti, tükürük ve dolaşım sistemine diffüze olabilmektedir. Kompozit rezinlerin sebep olduğu embriyotoksisite gibi birçok sitotoksik durum bildirilmiştir (186). Hastalarda kalıcı enflamasyonlardan, hassasiyet ve potansiyel alerjik reaksiyonlara kadar çok çeşitli olumsuz biyolojik etkilere de yol

açabilmektedir (73). Bu nedenle özellikle derin kavitelerde kaide materyali olarak cam iyonomer simanların kullanımının önemini belirtmek isteriz.

Cam iyonomer simanların avantajlarından yararlanmak ve rezin içeren materyallerin olumsuz etkilerini elimine etmek için, geleneksel cam iyonomer yapısından farklı olarak güçlendirilmiş mekanik özellikler sunan BioActive Base/Liner'in ideal kaide materyali arasına girebileceği düşünmekteyiz. Ancak bu *in vitro* çalışmanın limitasyonları arasında, ağız boşluğunda restorasyonun dayanıklılığını bozan çiğneme kuvvetleri, asit ve enzimlerle oluşan kimyasal saldırılar gibi biyolojik değişiklikleri taklit edememe vardır. Bu nedenle BioActive base/liner'in fiziksel, mekanik, biyolojik ve klinik özelliklerine yönelik daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Ayrıca, bu tip deneysel çalışmalarda örnek hazırlama şekli sonuçları etkileyebilir. Kullanılan kaide materyalleri ısı döngüsü gibi ağız ortamını taklit eden testlerden olumsuz etkilenebilir ve buna bağlı olarak da kaide materyalleri ile kompozit materyaller arasındaki bağlanma bozulabilir. Bu nedenle bu tip çalışmalarda kullanılan kalıpların yerine örneklerin dişlerde hazırlanması sonuçların güvenilirliğini arttırabileceği kanısındayız.

SONUÇLAR

Bu *in vitro* çalışmanın amacı, cam iyonomer esaslı dört farklı restoratif materyalin yüzey pürüzlülüklerini ve kompozit rezine bağlanma dayanımını incelemek ve bu değerlerin üzerine ısı döngü testi uygulamasının etkisinin olup olmadığını değerlendirmektir. Çalışmadan elde edilen bulgular ışığında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Universal kompozit Essentia ile ısı döngü testi öncesi en yüksek bağlanma değeri (35,68 MPa) rezin modifiye cam iyonomer siman Fuji II LC'nin; en düşük bağlanma değeri (11,71 MPa) ise Cam Karbomer'in kullanıldığı örneklerden elde edildi.

2. Universal kompozit Essentia ile ısı döngü testi sonrası en yüksek bağlanma değeri (30,93 MPa) geliştirilmiş rezin modifiye cam iyonomer siman BioActive Base/Liner'ın; en düşük bağlanma değeri (8,87 MPa) ise Cam Karbomer'in kullanıldığı örneklerden elde edildi.

3. Isı döngü uygulamanın kaide materyalleri ile kompozit rezin arasındaki bağlanma üzerine etkisi incelendiğinde; ısı döngü testi sonrası tüm örneklerin kompozit rezine bağlanma değerlerinin düşüş gösterdiği tespit edildi. Ancak istatistiksel olarak anlamlı farkın sadece Fuji II LC ile hazırlanan örneklerle ait olduğu görüldü.

4. Isı döngü testi öncesi ve sonrası incelenen kırılma tipi analizlerine göre adeziv tip başarısızlık en fazla Cam Karbomer'le hazırlanan örneklerde görüldü.

5. Isı döngü testi öncesi ve sonrası incelenen kırılma tipi analizlerine göre karma kırılma tipi ise en fazla BioActive Base/Liner ile hazırlanan örneklerden elde edildi.

6. Yapılan testler cam iyonomer, kompozit rezin bağlantısında görülen koheziv başarısızlıkların büyük oranda, cam iyonomer siman içinde olduğunu gösterdi. Dolayısıyla düşük koheziv direnci nedeniyle cam iyonomer siman, sistemin zayıf halkasını oluşturmaktadır.

7. Çalışmamızda kullanılan yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Ketac Molar Easymix (0,79 µm) en düşük pürüzlülük değerini göstermiştir ancak bu fark rezin modifiye cam iyonomer siman Fuji II LC (0,81µm) ile istatistiksel olarak anlamlı değildir. En pürüzlü yüzey ise (2,03 µm) Cam Karbomer'in kullanıldığı örneklerden elde edildi.

8. Tüm bu bulgular ışığında, *in vitro* ortamda yapılan deneysel çalışmalarda universal kompozit ile birlikte rezin içeren kaide materyallerinin tercih edilmesinin daha doğru olacağı söylenebilir.

9. Kaide materyallerinin farklı özelliklerini karşılaştırmak amacıyla yapılacak *in vitro* çalışmalarda ağız ortamını taklit etmek amacıyla ısı döngü testi uygulanacaksa örneklerin hazırlanma şeklinin ağız ortamını taklit edecek şekilde, bu tip çalışmalarda kullanılan kalıpların yerine dişlerde hazırlanması daha güvenilir sonuçlar alınmasını sağlayabilir.

10. Ketac Molar Easymix, Fuji II LC ve BioActive Base/Liner materyalleri klinik kullanıma uygun materyaller olarak gözlense de, Cam Karbomer simanın performansı hakkında kesin bir kanaate varabilmek için daha ileri çalışmalar gerekmektedir.

11. Çalışmamızda kullanılan BioActive Base/Liner materyali ile ilgili az sayıda çalışma vardır. Bununla birlikte, bu çalışma bahsedilen dört materyalin karşılaştırıldığı ilk çalışmadır ve materyallerin başarılarının değerlendirilmesi açısından daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

ÖZET

Bu *in vitro* çalışmanın amacı, cam iyonomer esaslı 4 farklı restoratif materyalin yüzey pürüzlülükleri ve kompozit rezine bağlanma kuvvetleri açısından karşılaştırılmasıdır. Tüm örnekler, akrilik bloğun tam ortasındaki 5x5 mm'lik boşluğa sırasıyla Ketac Molar (3M, ESPE), Cam Karbomer (GCP Dental, Leiden, Hollanda), BioActive Base/Liner (Pulpdent, USA), Fuji II LC (GC, Tokyo, Japonya) yerleştirilerek hazırlandı. Ardından 24 saat boyunca 37°C distile suda bekletildi.

Kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü testi için 24 (n= 6) örnek bir profilometre cihazı (Taylor Hobson Surtronic Range) ile değerlendirildi. Kaide materyallerinin kompozit rezine makaslama bağlanma kuvvetlerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi için kullanılacak toplam 64 (n= 8) cam iyonomer esaslı kaide materyallerinin üzerine universal adeziv rezin (G-Premio Bond, GC, Tokyo, Japonya) uygulandı. Takiben 2x2 mm boyutunda universal kompozit rezin (Essentia, GC, Tokyo, Japonya) bir pleksiglas kalıp yardımıyla uygulanarak üretici firmanın talimatları doğrultusunda polimerize edildi. Ardından örnekler iki gruba ayrıldı. İlk grup 5-55 °C 5000 devir ısı döngü testine (MOD Dental MTE-101, Esetron Mekatronik Ltd Şti, Ostim, Türkiye) tabii tutuldu ve bu örneklerin universal bir test cihazında 0,5 mm/dk'lık kafa hızı ile makaslama bağlanma dayanımı test edildi. İkinci gruptaki tüm örnekler ise ısı döngü testi uygulanmadan makaslama bağlanma dayanımı yine universal test cihazında ölçüldü. Kırılma yüzeyleri koheziv, adeziv, karma olarak stereomikroskop altında değerlendirildi. Ayrıca her gruptan ısı döngü uygulanmış ve uygulanmamış birer örneğe Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) incelemesi yapıldı. Çalışmada materyal ve ısı döngü testi uygulamasının makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesinde Two-way ANOVA testi kullanıldı. Materyallere göre makaslama bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerlendirilmesinde Oneway ANOVA testi kullanıldı. Elde edilen bulgulara göre; en pürüzlü yüzey Cam Karbomer'in kullanıldığı örneklerden elde edildi. Isı döngü testi uygulanmayan tüm örneklerin kompozit rezinlere makaslama bağlanma dayanımı, ısı döngü testi uygulanan örneklerden daha yüksek bulundu. En düşük makaslama bağlanma kuvveti ise yine Cam Karbomer'in kullanıldığı örneklere aitti. Sonuç olarak; Fuji II LC, Ketac Molar ve BioActive base/liner materyalleri klinik kullanıma uygun materyaller olarak gözlenmekle birlikte, özellikle BioActive materyali ideal kaide materyali olma yolunda

umut vadetmiştir. Cam Karbomer simanın uzun dönemli performansı yetersiz bulunmuştur ve daha ileri çalışmalar gerekmektedir.

Anahtar kelimeler: Cam iyonomer simanlar, kompozit rezin, makaslama bağlanma dayanımı, pürüzlülük



IN VITRO EVALUATION OF SURFACE ROUGHNESS OF DIFFERENT GLASS IONOMER BASE MATERIALS AND SHEAR BOND STRENGTH TO COMPOSITE RESINS

SUMMARY

The aim of this *in vitro* study is to evaluate the surface roughness of 4 different glass ionomer based restorative materials and shear bond strength to composite resin. Base materials, Ketac-Fill (3M, ESPE), Glass Carbomer (GCP Dental, Leiden, The Netherlands), Bioactive Base/ Liner (Pulpdent, USA) and Fuji II LC (GC, Tokyo, Japan) were placed into acrylic resin model with 5 mm in diameter and 5 mm in depth. Then the specimens were kept in distilled water at 37 °C for 24 hours.

For the surface roughness test of the base materials, 24 (n = 6) samples were evaluated with a profilometer (Taylor Hobson Surtronic Range). Universal adhesive resin (G-Premio Bond, GC, Tokyo, Japan) was applied on a total of 64 (n = 8) glass ionomer based base materials to be used to comparatively evaluate the shear bond strength of the base materials to the composite resin. Subsequently, 2x2 mm universal composite resin (Essentia, GC, Tokyo, Japan) was applied with the aid of a plexiglass mold and polymerized according to the manufacturer's instructions. Then the samples were divided into two groups. The first group was submitted to thermal cycle test (MOD Dental MT-101, Esetro Mechatronics Co., Ltd Ostim, Ankara, Turkey) with 5-55 °C 5000 cycle and the shear bond strength was tested with a universal tester with 0.5 head speed. All samples in the second group were measured in the universal test device for shear bond strength without applying thermal cycling. The fracture surfaces were evaluated under stereomicroscope as cohesive, adhesive and mixed. Additionally, Scanning Electron Microscope (SEM) examination was performed on one sample from each group with and without thermal cycling.

Two-way ANOVA test was used to evaluate the effect of material type and thermal cycle test application on shear bond strength. Oneway ANOVA test was used to evaluate the shear bond strength and roughness according to materials. According to the findings obtained; the roughest surface was obtained from the samples with Glass Carbomer. The shear bond strength of the composite resins of all samples without thermal cycling was found to be higher

than the samples with thermal cycling test. The lowest shear bonding strength was belonged to the samples in which Glass Carbomer was used. As a result; Although Fuji II LC, Ketac Molar and BioActive base/ liner materials have been observed as suitable materials for clinical use, BioActive material in particular has promised to become the ideal base material. The long-term performance of the Glass Carbomer cement has been found to be insufficient and further studies are required.

Keywords: Glass ionomer cements, composite resin, shear bond strength, surface roughness



KAYNAKLAR

1. Kanik Ö, Türkün LŞ. Restoratif Cam İyonomer Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 2016;37(2):54-65.
2. Hickel R, Manhart J, García-Godoy F. Clinical results and new developments of direct posterior restorations. Am J Dent. 2000;13:41-54.
3. Roulet J-F. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. Journal of dentistry. 1997;25(6):459-73.
4. Tiwari S, Kenchappa M, Bhayya D, Gupta S, Saxena S, Satyarth S, et al. Antibacterial activity and fluoride release of glass-ionomer cement, compomer and zirconia reinforced glass-ionomer cement. Journal of clinical. 2016;10(4):90.
5. Fuks AB, Araujo F, Osorio L, Hadani P, Pinto A. Clinical and radiographic assessment of Class II esthetic restorations in primary molars. Pediatric dentistry. 2000;22(6):479-85.
6. Francisconi LF, Scaffa PMC, Barros VRdSP, Coutinho M, Francisconi PAS. Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-carious cervical lesions. Journal of Applied Oral Science. 2009;17(5):364-9.
7. Sunnegårdh-Grönberg K, van Dijken JW, Funegård U, Lindberg A, Nilsson M. Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. Journal of dentistry. 2009;37(9):673-8.
8. Reichl F, Seiss M, Kleinsasser N, Kehe K, Kunzelmann K, Thomas P, et al. Distribution and excretion of BisGMA in guinea pigs. Journal of dental research. 2008;87(4):378-80.
9. Croll TP, Nicholson J. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. Pediatric dentistry. 2002;24(5):423-9.
10. Carvalho F, Sampaio C, Fucio S, Carlo H, Correr-Sobrinho L, Puppini-Rontani R. Effect of chemical and mechanical degradation on surface roughness of three glass ionomers and a nanofilled resin composite. Operative dentistry. 2012;37(5):509-17.
11. Pedrini D, Candido M, Rodrigues Jr A. Analysis of surface roughness of glass-ionomer cements and compomer. Journal of oral rehabilitation. 2003;30(7):714-9.
12. Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. Journal of dentistry. 2013;41(3):223-30.
13. Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Khan AS, Zohaib S, Martí JMN, et al. Modifications in glass ionomer cements: Nano-sized fillers and bioactive nanoceramics. International journal of molecular sciences. 2016;17(7):1134.
14. Pacifici E, Bossù M, Giovannetti A, La Torre G, Guerra F, Polimeni A. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for uncooperative patients according to surface protection treatment. Annali di stomatologia. 2013;4(3-4):250.

15. Leinfelder KF. Changing restorative traditions: the use of bases and liners. *The Journal of the American Dental Association*. 1994;125(1):65-7.
16. Pereira J, Manfio A, Franco E, Lopes E. Clinical evaluation of Dycal under amalgam restorations. *American journal of dentistry*. 1990;3(2):67-70.
17. Hilton T. Cavity sealers, liners, and bases: current philosophies and indications for use. *Operative dentistry*. 1996;21(4):134-46.
18. R T. The role of glass ionomers in minimally invasive restorative dentin. *Dentistry today*. 2005;24(4):72-4, 6-7.
19. Altun C. The Last Improvements in Composites. *Gulhane Medical Journal*. 2005;47(1).
20. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences; 2006.
21. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dental research journal*. 2013;10(4):411.
22. Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson H. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1994;21(5):565-75.
23. Mickenautsch S, Mount G, Yengopal V. Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence. *Australian dental journal*. 2011;56(1):10-5.
24. Christensen GJ. When to use fillers, build-ups or posts and cores. *Journal of the American Dental*. 1996;127(9):1397-8.
25. Wilson AD, Kent B. The Glass-Ionomer Cement, A New Translucent Dental Filling Material. *Journal of Applied Chemistry Biotechnology*. 1971;21(11):313-.
26. Khoroushi M, Mansoori-Karvandi T, Hadi S. The effect of pre-warming and delayed irradiation on marginal integrity of a resin-modified glass-ionomer. *Gen Dent*. 2012;60(6):e383-e8.
27. McCabe JF, Walls AW. *Applied dental materials*: John Wiley & Sons; 2013.
28. Cildir SK, Sandalli N. Fluoride release/uptake of glass-ionomer cements and polyacid-modified composite resins. *Dental materials journal*. 2005;24(1):92-7.
29. Marinho V. Cochrane reviews of randomized trials of fluoride therapies for preventing dental caries. *European Archives of Paediatric Dentistry*. 2009;10(3):183-91.
30. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *J Biomaterials*. 1998;19(6):485-94.
31. Kaya DT, Tirali YDDRE. Cam iyonomer simanlardaki gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2013;23.

32. Wilson AD. A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement. *Br Dent J*. 1972;132:133-5.
33. Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I. Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC). *Acta biomaterialia*. 2008;4(2):432-40.
34. Davidson C. Glass ionomer cement, an intelligent material. *Bulletin du Groupement international pour la recherche scientifique en stomatologie odontologie*. 1998;40(1):38-42.
35. Hewlett E, Mount G. Glass ionomers in contemporary restorative dentistry--a clinical update. *Journal of the California Dental Association*. 2003;31(6):483-92.
36. Tjan AH, Morgan DL. Metal-reinforced glass ionomers: their flexural and bond strengths to tooth substrates. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1988;59(2):137-41.
37. Kerby R, Bleiholder R. Physical properties of stainless-steel and silver-reinforced glass-ionomer cements. *Journal of Dental Research*. 1991;70(10):1358-61.
38. Krämer N, Frankenberger R. Clinical performance of a condensable metal-reinforced glass ionomer cement in primary molars. *British Dental Journal*. 2001;190(6):317-21.
39. Frencken JE, Pilot T, Songpaisan Y, Phantumvanit P. Atraumatic restorative treatment (ART): rationale, technique, and development. *Journal of public health dentistry*. 1996;56(3):135-40.
40. Hewlett E, Mount G. Glass Ionomers In Contemporary Restorative Dentistry A Clinical Update. *Journal of the California Dental Association*. 2003;31(6):483-92.
41. Yıkılğan İ, Akgül S, Kuşoğlu A, Bala O, Ömürlü H, Türköz E. Farklı Kaide Materyali Kullanımının Sınıf V Restorasyonların Mikrosızıntısı Üzerine Etkisi. *Acta Odontologica Turcica*. 2017;34(1).
42. Hinoura K, Suzuki H, Onose H. Factors Influencing Bond Strengths Between Unetched Glass Ionomers And Resins. *Operative Dentistry*. 1991;16(3):90-5.
43. Bona AD, Pinzetta C, Rosa V. Effect Of Acid Etching Of Glass Ionomer Cement Surface On The Microleakage Of Sandwich Restorations. *Journal of Applied Oral Science*. 2007;15(3):230-4.
44. Hagge M, Lindemuth J, Mason J, Simon J. Effect Of Four Intermediate Layer Treatments On Microleakage Of Class Ii Composite Restorations. *General Dentistry*. 2001;49(5):489-95; quiz 96-7.
45. Loguercio AD, Reis A, Mazzocco KC, Dias AL, Busato ALS, da Motta Singer J, et al. Microleakage in Class II Composite Resin Restorations: Total Bonding and Open Sandwich Technique. 2002;4(2).
46. Kühnisch J, Mansmann U, Heinrich-Weltzien R, Hickel R. Longevity Of Materials For Pit And Fissure Sealing Results From A Meta-Analysis. *Dental Materials*. 2012;28(3):298-303.

47. Yengopal V, Mickenautsch S, Bezerra AC, Leal SC. Caries-Preventive Effect Of Glass Ionomer And Resin-Based Fissure Sealants On Permanent Teeth: A Meta Analysis. *Journal Of Oral Science*. 2009;51(3):373-82.
48. Oong EM, Griffin SO, Kohn WG, Gooch BF, Caufield PW. The Effect Of Dental Sealants On Bacteria Levels In Caries Lesions: A Review Of The Evidence. *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139(3):271-8.
49. Berg JH, Croll TP. Glass Ionomer Restorative Cement Systems: An Update. *Pediatric Dentistry*. 2015;37(2):116-24.
50. Croll TP, Bar-Zion Y, Segura A, Donly KJ. Clinical Performance Of Resin-Modified Glass Ionomer Cement Restorations In Primary Teeth: A Retrospective Evaluation. *The Journal of the American Dental Association*. 2001;132(8):1110-6.
51. Frencken JE, Songpaisan Y, Phantumvanit P, Pilot T. An Atraumatic Restorative Treatment (Art) Technique: Evaluation After One Year. *International Dental Journal*. 1994;44(5):460.
52. Frencken J. Atraumatic Restorative Treatment And Minimal Intervention Dentistry. *British Dental Journal*. 2017;223(3):183.
53. Frencken JE, Leal SC, Navarro MF. Twenty-Five-Year Atraumatic Restorative Treatment (Art) Approach: A Comprehensive Overview. *Clinical Oral Investigations*. 2012;16(5):1337-46.
54. Williams J, Billington R, Pearson G. Effect of moisture protective coatings on the strength of a modern metal-reinforced glass-ionomer cement. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25(7):535-40.
55. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?—properties, limitations and future trends. *J Materials*. 2010;3(1):76-96.
56. Crisp S, Kent BE, Lewis BG, Ferner AJ, Wilson AD. Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *Journal of dental research*. 1980;59(6):1055-63.
57. Smith DC. Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials*. 1998;19(6):467-78.
58. Sidhu SK, Nicholson JW. A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *Journal of functional biomaterials*. 2016;7(3):16.
59. Davidson CLJJoAOS. Advances in glass-ionomer cements. 2006;14(SPE):3-9.
60. Fareed MA, Stamboulis A. Nanoclay addition to a conventional glass ionomer cements: Influence on physical properties. *European journal of dentistry*. 2014;8(04):456-63.
61. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*. 1998;19(6):485-94.

62. Earl M, Mount G, Humet W. The effect of varnishes and other surface treatments on water movement across the glass ionomer cement surface. II. Australian dental journal. 1989;34(4):326-9.
63. Yilmaz B, Özyurt P. Cam-İonomer Simanların Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Farklı Bitirme Tekniklerinin Etkisinin Araştırılması. Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi. 1999;5(2):118-25.
64. Crisp S, Ferner A, Lewis B, Wilson A. Properties of improved glass-ionomer cement formulations. Journal of Dentistry. 1975;3(3):125-30.
65. Davidson C. Glass ionomer cement, an intelligent material. Bulletin du Groupement international pour la recherche scientifique en stomatologie odontologie. 1998;40(1):38-42.
66. Hatton P, Brook I. Characterisation of the ultrastructure of glass-ionomer (poly-alkenoate) cement. British dental journal. 1992;173(8):275-7.
67. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. Journal of dental research. 2000;79(2):709-14.
68. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON. 2003;28(3):215-35.
69. Ewoldsen ND, Richard S. A review of orthodontic cements and adhesives. American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics. 2001;120(1):45-8.
70. Wilson AD. Resin-modified glass-ionomer cements. International Journal of Prosthodontics. 1990;3(5).
71. Torabzadeh H, Ghasemi A, Shakeri S, Baghban AA, Razmavar S. Effect of powder/liquid ratio of glass ionomer cements on flexural and shear bond strengths to dentin. Brazilian Journal of Oral Sciences. 2016:204-7.
72. Maneenut C, Sakoolnamarka R, Tyas MJ. The repair potential of resin-modified glass-ionomer cements. Dental Materials. 2010;26(7):659-65.
73. Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. Dental Materials. 2008;24(12):1702-8.
74. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi; 2000.
75. Hes K, Leung S, Wei S. Resin-ionomer restorative materials for children: A review. Australian Dental Journal. 1999;44(1):1-11.
76. Hse KM, Wei SH. Clinical evaluation of compomer in primary teeth: 1-year results. The Journal of the American Dental Association. 1997;128(8):1088-96.

77. Gurgan S, Kutuk Z, Ergin E, Oztas S, Cakir F. Four-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of a glass ionomer restorative system. *Operative Dentistry*. 2015;40(2):134-43.
78. Scholtanus JD, Huysmans M-CD. Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: a retrospective study. *Journal of Dentistry*. 2007;35(2):156-62.
79. Crowley C, Doyle J, Towler M, Hill R, Hampshire S. The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. *Journal of Dentistry*. 2006;34(8):566-73.
80. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Clinical performance of a glass ionomer restorative system: a 6-year evaluation. *Clinical oral investigations*. 2017;21(7):2335-43.
81. Molina GF, Cabral RJ, Mazzola I, Lascano LB, Frencken JE. Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *Journal of Applied Oral Science*. 2013;21(3):243-9.
82. Dowling AH, Fleming GJ. Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *Journal of Dentistry*. 2009;37(2):133-40.
83. Cehreli SB, Tirali RE, Yalcinkaya Z, Cehreli ZC. Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *European journal of dentistry*. 2013;7(1):15.
84. De Caluwe T, Vercruysse C, Martens L. Mechanical and bioactive properties of a commercial glass carbomer: GCP Glass Fill. *Avicenna Journal of Dental Research*. 2017;9(4):e14433-e.
85. Zainuddin N, Karpukhina N, Law RV, Hill RG. Characterisation of a remineralising Glass Carbomer® ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. *J Dental Materials*. 2012;28(10):1051-8.
86. Ercan Bekmezoğlu Z, Erken Güngör Ö, Karayılmaz H. Restorative Materials In Pediatric Dentistry And The Place Of Glass Carbomer. *Yeditepe J Dent*. 2019;15(3):359-65.
87. Van Duinen W, Van Duinen R. Self hardening glass carbomer composition. US Patent 20060217455 A. 2004;1:2004.
88. Algera TJ, Kleverlaan CJ, Prahl-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of environmental conditions on the material properties of setting glass-ionomer cements. *J Dental Materials*. 2006;22(9):852-6.
89. Nicholson JW. Fluoride-Releasing Dental Restorative Materials: An Update. *Balkan Journal of Dental Medicine*. 2014;18(2):60-9.
90. Subramaniam P, Girish Babu K, Jayasurya S. Evaluation of solubility and microleakage of glass carbomer sealant. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2015;39(5):429-34.
91. Croll TP, Berg JH, Donly KJ. Dental repair material: a resin-modified glass-ionomer bioactive ionic resin-based composite. *Compend Contin Educ Dent*. 2015;36(1):60-5.

92. Yamanel K. Farklı İçeceklerin Diş Rengindeki Restoratif Materyallerin Renk Stabiliteleri Üzerine Etkisi. SDÜ Sağlık Bilimleri Dergisi. 2018;9(2):26-31.
93. Ayaz DF, Tağtekin D, Yanikoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2011;2011(4):49-56.
94. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. Journal of conservative dentistry: JCD. 2014;17(5):420.
95. Van Noort R, Noroozi S, Howard I, Cardew G. A critique of bond strength measurements. Journal of Dentistry. 1989;17(2):61-7.
96. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. Dental Materials. 1995;11(2):126-31.
97. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. Dental Materials. 2010;26(2):e38-e49.
98. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho R. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. Dental Materials. 1995;11(2):117-25.
99. Mcdonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. Biomaterials. 2002;23(17):3603-8.
100. Oliveira ACC, Oshima HMS, Mota EG, Grossi ML. Influence Of Chisel Width On Shear Bond Strength Of Composite To Enamel. Revista Odonto Ciência. 2009;24(1):19-21.
101. Standardization IOF. Dental Materials-Testing of Adhesion to Tooth Structure: International Organisation for Standardization; 2003.
102. Phrukkanon S, Burrow M, Tyas M. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. Dental materials. 1998;14(2):120-8.
103. Watanabe L, editor Variables influence on shear bond strength testing to dentin. Advanced adhesive dentistry, 3rd International Kuraray Symposium, 1999; 1999: Kuraray Co. Ltd.
104. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. American Journal of Dentistry. 1995;8(1):59.
105. Thomsen KB, Peutzfeldt A. Resin composites: strength of the bond to dentin versus mechanical properties. Clinical oral investigations. 2007;11(1):45-9.
106. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? Journal of dental research. 1997;76(6):1298-307.
107. Hara A, Pimenta L, Rodrigues Jr A. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. Dental Materials. 2001;17(2):165-9.
108. Richeton J, Ahzi S, Vecchio K, Jiang F, Adharapurapu R, structures. Influence of temperature and strain rate on the mechanical behavior of three amorphous polymers:

- Characterization and modeling of the compressive yield stress. *International journal of solids*. 2006;43(7-8):2318-35.
109. Weber H. Impact of artificial ageing process on the wear resistance of dental materials. 2005;26-30.
 110. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*. 1999;27(2):89-99.
 111. Helvatjoglu-Antoniades M, Koliniotou-Kubia E, Dionyssopoulos P. The Effect Of Thermal Cycling On The Bovine Dentine Shear Bond Strength Of Current Adhesive Systems. *Journal Of Oral Rehabilitation*. 2004;31(9):911-7.
 112. Yiu C, King N, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Carrilho M, et al. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomaterials*. 2004;25(26):5789-96.
 113. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research*. 2000;79(6):1385-91.
 114. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of dental research*. 2003;82(2):136-40.
 115. Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*. 2007;19(6):340-53.
 116. Cenci MS, Venturini D, Pereira-Cenci T, Piva E, Demarco FF. The effect of polishing techniques and time on the surface characteristics and sealing ability of resin composite restorations after one-year storage. *Operative Dentistry*. 2008;33(2):169-76.
 117. Santerre J, Shajii L, Leung B. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology Medicine*. 2001;12(2):136-51.
 118. Kitasako Y, Burrow M, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dental Materials*. 2000;16(1):1-6.
 119. Bates J, Stafford G, Harrison A. Masticatory function—a review of the literature: (II) Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1975;2(4):349-61.
 120. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials*. 2005;21(5):397-412.
 121. Abdalla AI, El Zohairy AA, Aboushelib MM, Feilzer AJ. Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives. *American journal of dentistry*. 2007;20(4):250.

122. Frankenberger R, Strobel WO, Krämer N, Lohbauer U, Winterscheidt J, Winterscheidt B, et al. Evaluation of the fatigue behavior of the resin–dentin bond with the use of different methods. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, The Australian Society for Biomaterials, The Korean Society for Biomaterials*. 2003;67(2):712-21.
123. Toledano M, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Osorio E. Differential effect of in vitro degradation on resin–dentin bonds produced by self-etch versus total-etch adhesives. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, The Australian Society for Biomaterials, The Korean Society for Biomaterials*. 2006;77(1):128-35.
124. Bedran-De-Castro AKB, Pereira PN, Pimenta LAF, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2004.
125. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials*. 2002;18(2):111-9.
126. Uluakay M, Hüseyin İ, Yamanel K, Arhun N. Kompozit Rezinler Ve Polimerizasyon Büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2011;5(2):895-902.
127. Ozer S, Sen Tunc E, Gonulol N. Bond strengths of silorane-and methacrylate-based composites to various underlying materials. *BioMed research international*. 2014;2014.
128. Ozer S, Sen Tunc E, Gonulol N. Bond Strengths Of Silorane And Methacrylate-Based Composites To Various Underlying Materials. *Biomed Research International*. 2014;2014.
129. Tolidis K, Nobecourt A, Randall RC. Effect Of A Resin-Modified Glass Ionomer Liner On Volumetric Polymerization Shrinkage Of Various Composites. *Dental Materials*. 1998;14(6):417-23.
130. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. Longevity And Reasons For Failure Of Sandwich And Total-Etch Posterior Composite Resin Restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2007;9(5).
131. Chen C-C, Huang T-H, Kao C-T. Effect Of Conditioners On Bond Durability Of Resin Composite To Nd: Yap Laser-Irradiated Dentin. *Dental Materials Journal*. 2006;25(3):463-9.
132. Wang L, Sakai V, Kawai E, Buzalaf M, Atta M. Effect Of Adhesive Systems Associated With Resin-Modified Glass Ionomer Cements. *Journal Of Oral Rehabilitation*. 2006;33(2):110-6.
133. Yip HK, Smales RJ, Ngo HC, Tay FR, Chu FC. Selection Of Restorative Materials For The Atraumatic Restorative Treatment (Art) Approach: A Review. *Special Care in Dentistry*. 2001;21(6):216-21.

134. Reis A, Carrilho M, Schroeder M, Tancredo LLF, Loguercio AD. The Influence Of Storage Time And Cutting Speed On Microtensile Bond Strength. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2004.
135. Carvalho T-S, van Amerongen W-E, de Gee A, Bönecker M, Sampaio F-C. Shear Bond Strengths Of Three Glass Ionomer Cements To Enamel And Dentine. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(3):e406-10.
136. Shebl E, Etman W, Genaid TM, Shalaby M. Durability Of Bond Strength Of Glass-Ionomers To Enamel. *Tanta Dental Journal*. 2015;12(1):16-27.
137. Nujella BS, Choudary MT, Reddy SP, Kumar MK, Gopal T. Comparison Of Shear Bond Strength Of Aesthetic Restorative Materials. *Contemporary Clinical Dentistry*. 2012;3(1):22.
138. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A. Relationship Between Bond-Strength Tests And Clinical Outcomes. *Dental Materials*. 2010;26(2):e100-e21.
139. Atay MT, Ahmet BSO, Özel GS. Ağız Ortamının Simülasyonu Açısından Termal Ve Loading Siklusun Önemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2016;26(4).
140. Crim G, Swartz M, Phillips R. Comparison Of Four Thermocycling Techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1985;53(1):50-3.
141. Toledano M, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera F, Tay F, Ferrari M. Effect Of Cyclic Loading On The Microtensile Bond Strengths Of Total-Etch And Self-Etch Adhesives. *Operative Dentistry*. 2006;31(1):25-32.
142. Bani M, Öztaş N. Cam İyonomer İçerikli Farklı Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*. 2013;30(1):13-7.
143. Crisp S, Wilson AD. Reactions In Glass Ionomer Cements: Iii. The Precipitation Reaction. *Journal Of Dental Research*. 1974;53(6):1420-4.
144. Xie D, Brantley W, Culbertson B, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dental Materials*. 2000;16(2):129-38.
145. Guggenberger R, May R, Stefan K. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials*. 1998;19(6):479-83.
146. Fleming GJ, Kenny SM, Barralet JE. The optimisation of the initial viscosity of an encapsulated glass-ionomer restorative following different mechanical mixing regimes. *Journal of dentistry*. 2006;34(2):155-63.
147. Jørgensen KD, Iwaku M, Wakumoto S. Vacuum-mixing of silicate cement. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1969;27(5):453-65.
148. Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S. Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dental Materials*. 2004;20(10):972-8.

149. Pacifici E, Bossù M, Giovannetti A, La Torre G, Guerra F, Polimeni A. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for uncooperative patients according to surface protection treatment. *Annali di stomatologia*. 2013;4(3-4):250.
150. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation Of Surface Characteristics Of Dental Composites Using Profilometry, Scanning Electron, Atomic Force Microscopy And Gloss-Meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2007;18(1):155-63.
151. Bayrak GD, Sandalli N, Selvi-Kuvvetli S, Topcuoglu N, Kulekci G. Effect Of Two Different Polishing Systems On Fluoride Release, Surface Roughness And Bacterial Adhesion Of Newly Developed Restorative Materials. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*. 2017;29(6):424-34.
152. Özgünaltay G, Yazici A. Effect Of Finishing And Polishing Procedures On The Surface Roughness Of New Tooth-Coloured Restoratives. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003;30(2):218-24.
153. Kerby RE, Knobloch L. The Relative Shear Bond Strength Of Visible Light Curing And Chemically Curing Glass-Ionomer Cement To Composite Resin. *Quintessence International*. 1992;23(9).
154. Farah CS, Orton VG, Collard SM. Shear Bond Strength Of Chemical And Light-Cured Glass Ionomer Cements Bonded To Resin Composites. *Australian Dental Journal*. 1998;43(2):81-6.
155. Ertaş E, Ulusoy N. Üç Farklı Hibrit Kompozit Resinin İki Hibrit İyonomer ve Bir Konvansiyonel Cam İyonomer Simana Bağlanma Güçlerinin Değerlendirilmesi. *AU Diş Hek Fak Dergisi*. 2002;29(2):105-14.
156. Somani R, Jaidka S, Singh DJ, Sibal GK. Comparative Evaluation Of Shear Bond Strength Of Various Glass Ionomer Cements To Dentin Of Primary Teeth: An In Vitro Study. *International Journal Of Clinical Pediatric Dentistry*. 2016;9(3):192.
157. Altunsoy M, Evren O, Küçükyılmaz E, Bölükbaşı B, Bilgin MS. Farklı Cam İyonomer Simanların Kompozit Ve Kompomere Olan Makaslama Bağlanma Dayanım Kuvvetlerinin Karşılaştırılması. *Selcuk Dental Journal*. 2015;2(2):71-5.
158. Hasani YS, Paryab M, Saffarpour A, Kharazifard MJ, Shahrabi M. The Effect Of Disinfection With Chlorhexidine On The Shear Bond Strength Of Equia Resin-Modified Glass Ionomer Cement To Dentin In Permanent Teeth After Two Thermocycling Protocols. *Journal of Dentistry*. 2017;18(4):265.
159. Oskoe SS, Bahari M, Kimyai S, Motahhari P, Eghbal MJ, Asgary S. Shear Bond Strength Of Calcium Enriched Mixture Cement And Mineral Trioxide Aggregate To Composite Resin With Two Different Adhesive Systems. *Journal of Dentistry*. 2014;11(6):665.
160. Celik EU, Ermis B. Koruyucu Resin Uygulamasının Yüksek Viskoziteli Geleneksel Cam İyonomer Simanın Mikrosertliği Üzerine Etkisinin in Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2008;11(2):91-5.

- 161.Krejci I, Lutz F, Krejci D. The Influence Of Different Base Materials On Marginal Adaptation And Wear Of Conventional Class Ii Composite Resin Restorations. Quintessence International. 1988;19(3):191-8.
- 162.Mason P, Ferrari M, Cagidiaco M, Davidson C. Shear Bond Strength Of Four Dentinal Adhesives Applied In Vivo And In Vitro. Journal Of Dentistry. 1996;24(3):217-22.
- 163.Mclean J. The Use Of Glass-Ionomer Cements In Bonding Composite Resins To Dentine. Br Dent J. 1985;158:410-4.
- 164.Pamir T, Şen BH, Evcin Ö. Effects Of Etching And Adhesive Applications On The Bond Strength Between Composite Resin And Glass-Ionomer Cements. Journal of Applied Oral Science. 2012;20(6):636-42.
- 165.Mount G. The Tensile Strength Of The Union Between Various Glass Ionomer Cements And Various Composite Resins. Australian Dental Journal. 1989;34(2):136-46.
- 166.Ismail SA, Hassan SS. Shear Bond Strength of Chemical and Light Cured Glass Ionomer Cements Bonded to Resin Composite. Tikrit Journal for Dental Sciences. 2012;1(2):27-32.
- 167.Ajami AA, Navimipour EJ, Oskoe SS, Kahnammoui MA, Lotfi M. Comparison Of Shear Bond Strength Of Resin-Modified Glass Ionomer And Composite Resin To Three Pulp Capping Agents. Journal of Dental Research Dental Clinics Dental Prospects. 2013;7(3):164.
- 168.Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Concise Review Biomaterials & Bioengineering: Meta-Analytical Review Of Factors Involved In Dentin Adherence. Journal of Dental Research. 2001;80(7):1605-14.
- 169.Panahandeh N, Torabzadeh H, Ghassemi A, Mahdian M, Bagheban AA, Moayyedi S. Effect Of Bonding Application Time On Bond Strength Of Composite Resin To Glass Ionomer Cement. Journal of Dentistry. 2015;12(11):859.
- 170.Ghasemi A, Torabzadeh H, Mahdian M, Afkar M, Fazeli A, Baghban A. Effect Of Bonding Application Time On The Microleakage Of Class V Sandwich Restorations. Australian Dental Journal. 2012;57(3):334-8.
- 171.Hepdeniz ÖK, Kelten ÖS, Gürdal O. Cam İyonomer İçerikli Dört Farklı Restoratif Materyalin Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi. 2019;10(1):13-7.
- 172.Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. Effect Of Surface Roughness On Stain Resistance Of Dental Resin Composites. Journal of Esthetic Restorative Dentistry. 2005;17(2):102-8.
- 173.Kimyai S, Savadi-Oskoe S, Ajami A-A, Sadr A, Asdag S. Effect Of Three Prophylaxis Methods On Surface Roughness Of Giomer. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2011;16(1):e110-4.
- 174.Ersöz E, Erkli H. Farklı Cila Materyallerinin Bir Kompozit Rezin Materyalin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisi. Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi. 2012;18(2).

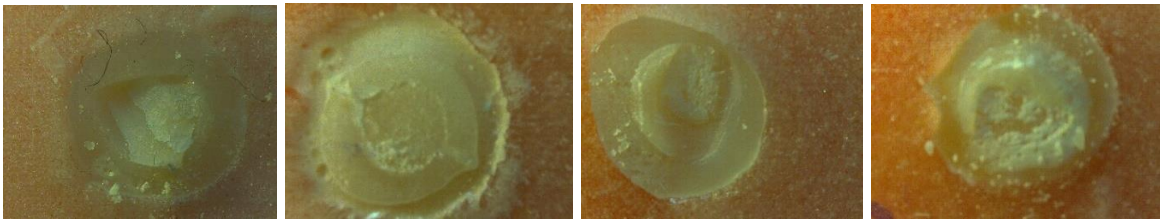
175. Bollenl CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison Of Surface Roughness Of Oral Hard Materials To The Threshold Surface Roughness For Bacterial Plaque Retention: A Review Of The Literature. *Dental Materials*. 1997;13(4):258-69.
176. Kooi T, Tan Q, Yap A, Guo W, Tay K, Soh M. Effects Of Food-Simulating Liquids On Surface Properties Of Giomer Restoratives. *Operative Dentistry*. 2012;37(6):665-71.
177. İLDAY AGDNÖ, ERDEM AGDV, BAYINDIR YZ. Farklı Bitirme Ve Parlatma İşlemlerinin Üç Farklı Resin Materyalin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;2008(1):19-24.
178. Ngo H, Mount G, Peters M. A Study Of Glass-Ionomer Cement And Its Interface With Enamel And Dentin Using A Low-Temperature, High-Resolution Scanning Electron Microscopic Technique. *Quintessence International*. 1997;28(1).
179. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative Physico-Mechanical Characterization Of New Hybrid Restorative Materials With Conventional Glass-Ionomer And Resin Composite Restorative Materials. *Journal of Dental Research*. 1997;76(4):883-94.
180. Hamouda IM, Dentistry R. Effects Of Various Beverages On Hardness, Roughness, And Solubility Of Esthetic Restorative Materials. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*. 2011;23(5):315-22.
181. de Sousa Barbosa RP, Pereira-Cenci T, da Silva WM, Coelho-de-Souza FH, Demarco FF, Cenci MS. Effect Of Cariogenic Biofilm Challenge On The Surface Hardness Of Direct Restorative Materials In Situ. *Journal of Dentistry*. 2012;40(5):359-63.
182. Yap A, Yap S, Teo C, Ng J. Comparison Of Surface Finish Of New Aesthetic Restorative Materials. *Operative Dentistry*. 2004;29(1):100.
183. Pérez CDR, Hirata Jr R, Silva A, Sampaio EM, Miranda M. Effect Of A Glaze/Composite Sealant On The 3-D Surface Roughness Of Esthetic Restorative Materials. *Operative Dentistry*. 2009;34(6):674-80.
184. Mallya PL, Acharya S, Ballal V, Gijupalli K, Kundabala M, Thomas M. Profilometric Study To Compare The Effectiveness Of Various Finishing And Polishing Techniques On Different Restorative Glass Ionomer Cements. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*. 2013;3(2):86.
185. Reichl F-X, Esters M, Simon S, Seiss M, Kehe K, Kleinsasser N, et al. Cell Death Effects Of Resin-Based Dental Material Compounds And Mercurials In Human Gingival Fibroblasts. *Archives Of Toxicology*. 2006;80(6):370-7.
186. Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehe K, Seiss M, Walther U, et al. In Vitro Embryotoxicity Assessment With Dental Restorative Materials. *Journal Of Dentistry*. 2005;33(1):49-55.



EKLER

EKLER-1: Örneklerin stereo mikroskop görüntüleri

BioActive Base/ Liner Grubu



1

2

3

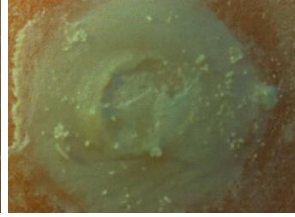
4



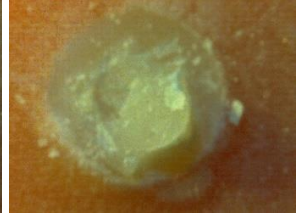
5



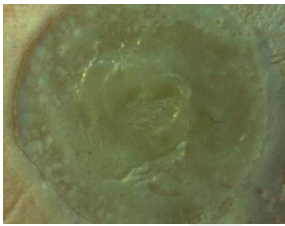
6



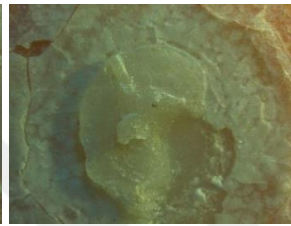
7



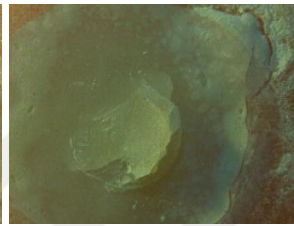
8



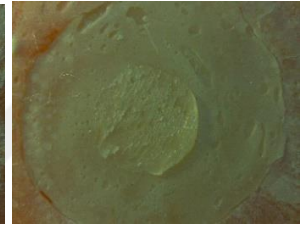
9



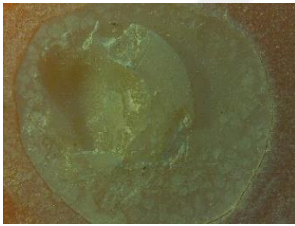
10



11



12

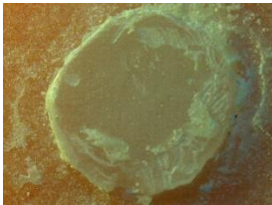


13

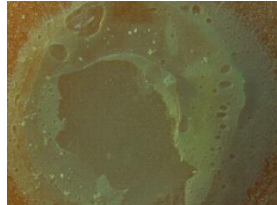


14

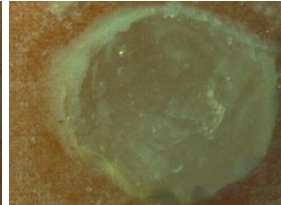
Fuji II LC Grubu



1



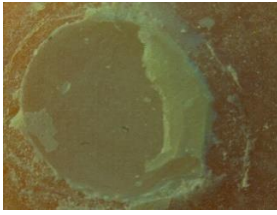
2



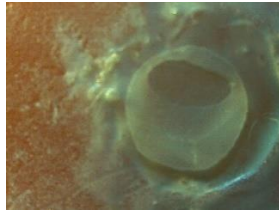
3



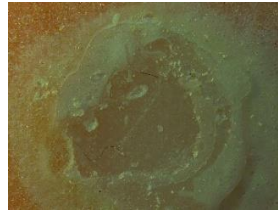
4



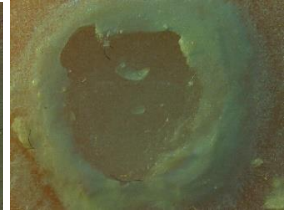
5



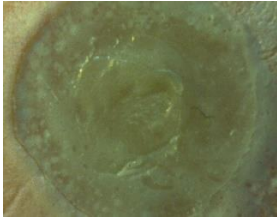
6



7



8



9



10



11



12



13



14

Ketac Molar Easymix Grubu



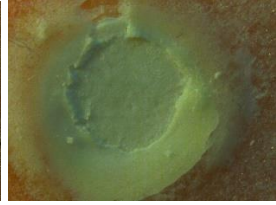
1



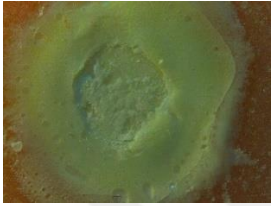
2



3



4



5



6



7



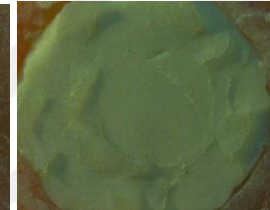
8



9



10



11



12



13

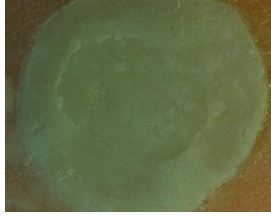


14

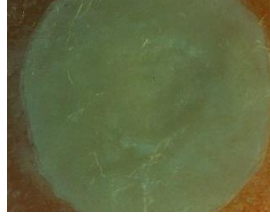
Cam Karbomer Grubu



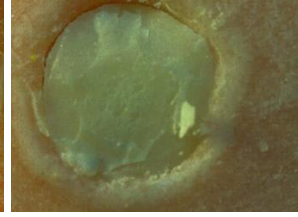
1



2



3



4



5



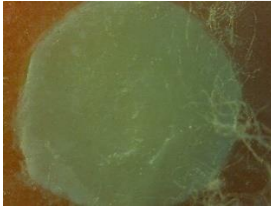
6



7



8



9



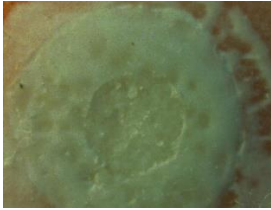
10



11



12

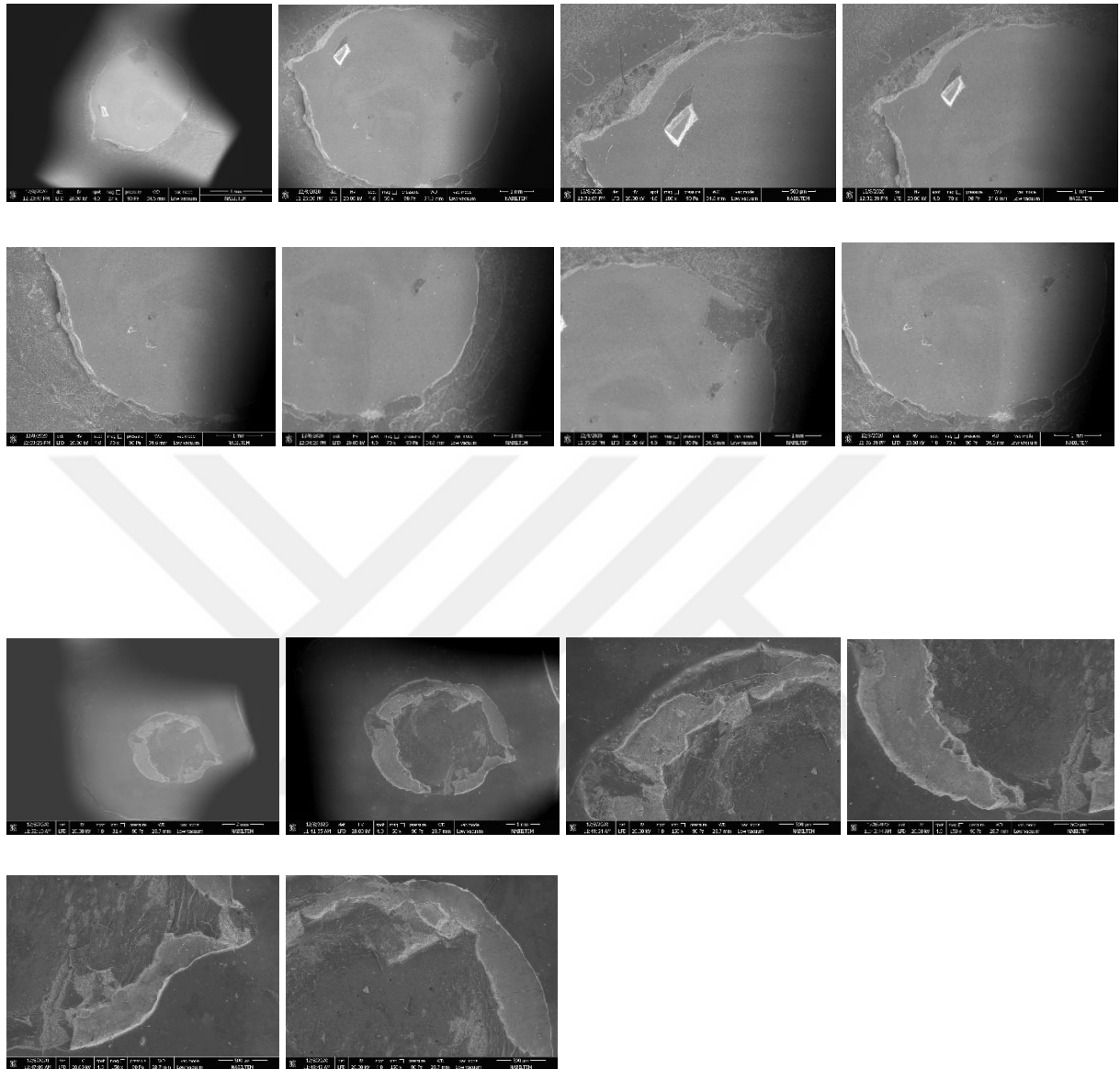


13

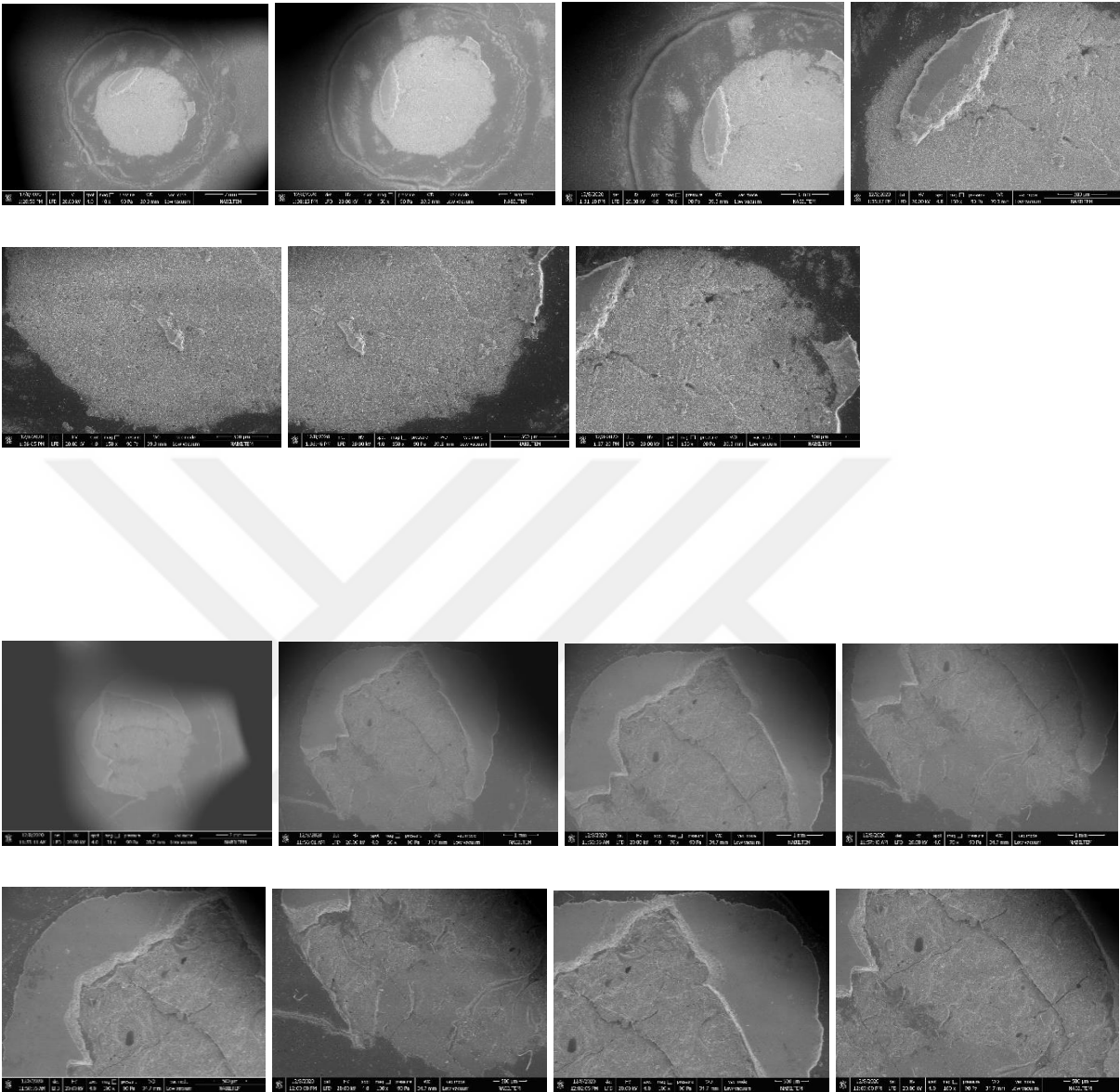


14

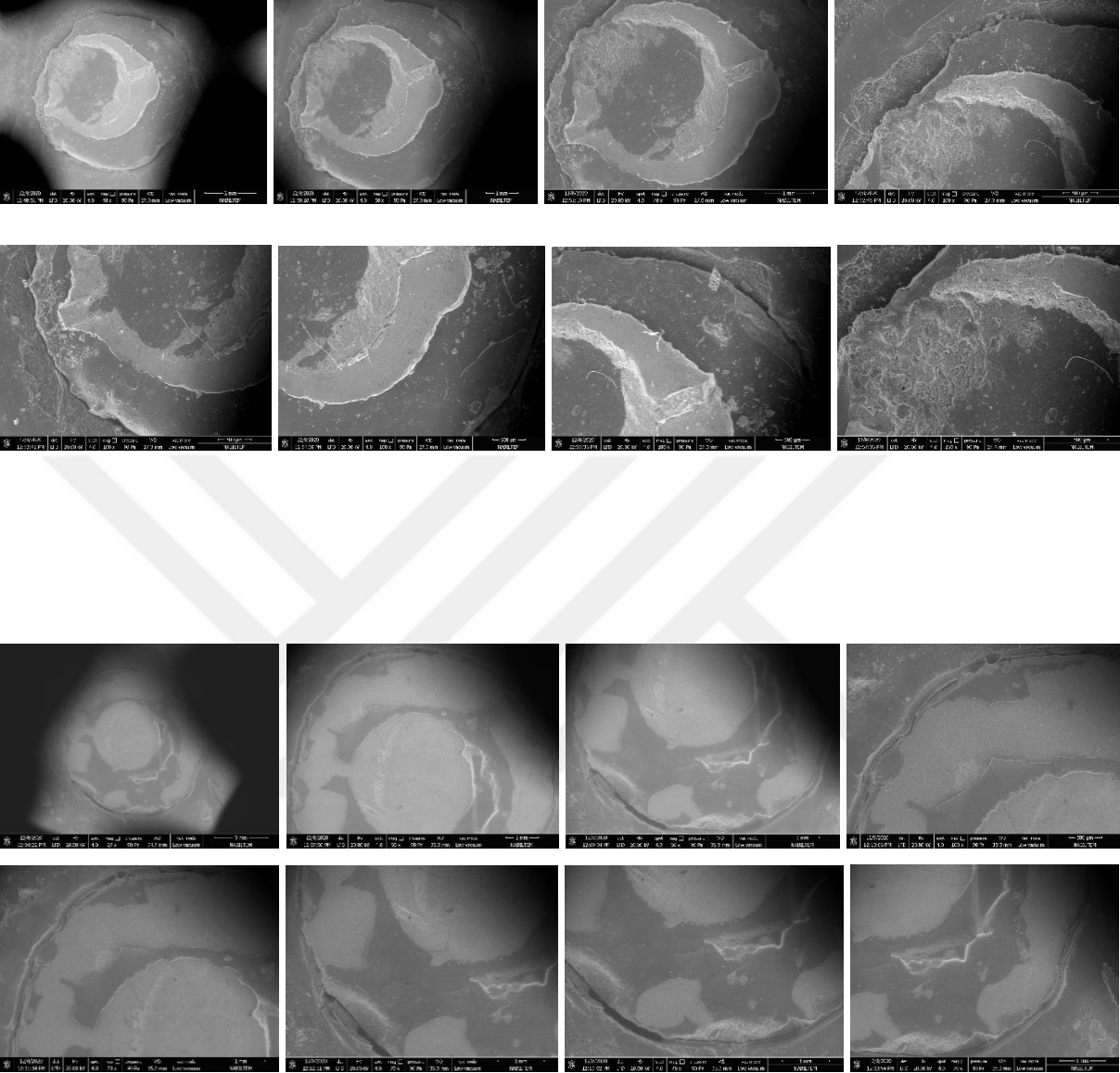
Fuji II LC Grubu



Ketac Molar Easymix Grubu



Cam Karbomer Grubu



TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında yürütülen “Cam İyonomer Esaslı Farklı Kaide Materyallerinin Yüzey Pürüzlülükleri ve Kompozit Rezine Bağlanma Kuvvetlerinin *in vitro* Olarak İncelenmesi” başlıklı uzmanlık bitirme tezinin, akademik intihal engelleme programında yapılan tarama sonucunda elde edilen benzerlik oranı %11’dir.

Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi halde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederim.

Handan YILDIRIM

tez

ORIJINALLIK RAPORU

% 11	% 10	% 5	% 4
BENZERLIK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.researchgate.net	%2
İnternet Kaynağı		
2	dergipark.org.tr	%1
İnternet Kaynağı		
3	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080	%1
İnternet Kaynağı		
4	www.restoratif.org.tr	%1
İnternet Kaynağı		
5	tez.sdu.edu.tr	%1
İnternet Kaynağı		
6	restoratif.org.tr	<%1
İnternet Kaynağı		
7	docplayer.biz.tr	<%1
İnternet Kaynağı		
8	sudfd.selcuk.edu.tr	<%1
İnternet Kaynağı		
9	www.journalagent.com	<%1
İnternet Kaynağı		