

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ÇOCUK DİŞHEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**DİŞ HEKİMLİĞİNDE FARKLI CAM İYONOMER RESTORATİF
MATERYALLERİN ANTİMİKROBİYAL ETKİLERİNİN,
NANOSERTLİKLERİNİN VE SİTOTOKSİSİTELERİNİN
İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Alem COŞGUN

Danışman
Prof. Dr. Behiye BOLGÜL

HATAY – 2018

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ÇOCUK DİŞHEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**DİŞ HEKİMLİĞİNDE FARKLI CAM İYONOMER RESTORATİF
MATERYALLERİN ANTİMİKROBİYAL ETKİLERİNİN,
NANOSERTLİKLERİNİN VE SİTOTOKSİSİTELERİNİN
İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Alem COŞGUN

Danışman
Prof. Dr. Behiye BOLGÜL

Bu tez, Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
17.U.003 nolu proje olarak desteklenmiştir.

HATAY – 2018

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ÇOCUK DİŞHEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

DİŞ HEKİMLİĞİNDE FARKLI CAM İYONOMER RESTORATİF
MATERYALLERİN ANTİMİKROBİYAL ETKİLERİNİN,
NANOSERTLİKLERİNİN VE SİTOTOKSİSİTELERİNİN
İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

Uzmanlık Tezi
Alem COŞGUN

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından 28/06/ 2018 günü sözlü olarak yapılan tez savunma sınavında oy çokluğu/oy birliği ile kabul edilmiştir.

Tez Jürisi: Jüri başkanı: Prof.Dr. Behiye BOLGÜL
Üye: Prof.Dr. Taşkın GÜRBÜZ
Üye: Doç. Dr. Ceyhan ALTUN

Bu tez, Dekanlığımız Çocuk Dişhekimliği Anabilim Dalı'nda hazırlanmıştır.

28/06/ 2018

Prof.Dr. Nizami DURAN
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini ve yardımını esirgemeyen hocam Sayın Prof. Dr. Behiye BOLGÜL'e,

Tezimin laboratuvar aŐamasında yardımcı olan Sayın Prof. Dr. Nizami DURAN ve ArŐ. Gör. Emrah AY'a,

Her zaman yanımda olan ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen annem Őerife Zehra COŞGUN'a babam Mehmet COŞGUN'a, ablam Mediha HAMAMCI'ya ve kardeŐim Mehmet Faruk COŞGUN'a sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

| | |
|---|-----|
| Kabul ve Onay | II |
| TEŞEKKÜR | III |
| İÇİNDEKİLER | IV |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | VII |
| ÇİZELGELER DİZİNİ | IX |
| SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ | X |
| ÖZET | XII |
| ABSTRACT | XIV |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 3 |
| 2.1 Cam İyonomer Simanlar | 3 |
| 2.1.1 Geleneksel Cam İyonomer Simanlar | 5 |
| 2.1.2 Yükek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar | 5 |
| 2.1.3 Hibrit İyonomerler | 7 |
| 2.1.3.1 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar | 7 |
| 2.1.3.2 Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler) | 8 |
| 2.1.4 Cam İyonomer Sermet Simanlar | 9 |
| 2.1.5 Giomerler | 12 |
| 2.1.6 Nano Özellikli Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Nano-iyonomer) | 13 |
| 2.1.6.1 Cam Karbomerler | 14 |
| 2.2 Kompozit Rezinler | 15 |
| 2.3 Mekanik Özellikler | 15 |
| 2.3.1 Yüzey Sertliği | 16 |
| 2.3.2 Yüzey Sertliğini Ölçmekte Kullanılan Yöntemler | 16 |
| 2.3.2.1 Brinell Sertlik Ölçümü | 17 |
| 2.3.2.2 Barcoll Sertlik Ölçümü | 18 |
| 2.3.2.3 Shore Sertlik Ölçümü | 18 |
| 2.3.2.4 Rockwell Sertlik Ölçümü | 18 |

| | |
|--|----|
| 2.3.2.5 Vickers Sertlik Ölçümü | 19 |
| 2.3.2.6 Knoop Sertlik Ölçümü | 20 |
| 2.3.2.7 Nanosertlik Ölçümü | 20 |
| 2.3.3. Elastik modül | 21 |
| 2.4 Restoratif Materyallerin Antimikrobiyal Etkinliğinin Önemi | 22 |
| 2.5 Antimikrobiyal Etkinlik Değerlendirme Test Yöntemleri | 23 |
| 2.5.1 Agar Difüzyon Testi | 23 |
| 2.5.2 Direk Temas Testi (Disk Difüzyon Testi) | 23 |
| 2.5.3 Dilüsyon Testi | 24 |
| 2.5.4 Yaşam Süresi Testi | 24 |
| 2.6 Restoratif Materyallerin Biyouyumluluklarının Değerlendirilmesi | 25 |
| 2.7 Restoratif Materyallerin Biyouyumluluklarının Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler | 25 |
| 2.7.1 İn-Vitro Sitotoksisite Test Yöntemleri | 25 |
| 2.8 Sitotoksisite Sonuçlarının Değerlendirilmesi | 26 |
| 2.8.1 MTT Yöntemi | 26 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM | 28 |
| 3.1 Çalışmada Kullanılan Materyaller | 28 |
| 3.2 Antimikrobiyal Etkinlik Testi | 34 |
| 3.2.1 Antimikrobiyal Etkinlik Test Örneklerinin Hazırlanması | 35 |
| 3.3 Antimikrobiyal Etkinliğin Değerlendirilmesi | 36 |
| 3.3.1 MİK (Minimal İnhibisyon Konsantrasyon) ve MBK (Minimal Bakterisidal Konsantrasyon) Değerlerinin Hesaplanması | 36 |
| 3.4 Sitotoksisite Değerlendirme Testi | 37 |
| 3.4.1 Sitotoksisite Test Örneklerinin Hazırlanması | 37 |
| 3.5 Sitotoksisitenin Değerlendirilmesi | 39 |
| 3.5.1 Hücre Kültürü Çalışmaları | 40 |
| 3.5.2 Salınım Sıvılarının Toksisite Değerlendirmeleri | 40 |
| 3.5.3 MTT [3-(4,5-Dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazolium bromide] Yöntemi | 40 |
| 3.6 Nonosertlik Testi | 42 |
| 3.6.1 Nonosertlik Ölçümü İçin Örneklerin Hazırlanması | 42 |
| 3.7 Nonosertlik Ölçümü | 47 |

| | |
|---|----|
| 4. BULGULAR | 50 |
| 4.1 Materyallerin Antimikrobiyal Etkinliği ile İlgili Bulgular | 50 |
| 4.2 Materyallerin Sitotoksisite Değeri ile İlgili Bulgular | 52 |
| 4.2.1 Tripan Mavisi Boyama Yöntemiyle Hücre Canlılığının Belirlenmesi | 52 |
| 4.2.2 Morfolojik Değerlendirme | 53 |
| 4.3 Materyallerin Nanosertlik Değeri ile İlgili Bulgular | 58 |
| 5. TARTIŞMA | 64 |
| 6. SONUÇ VE ÖNERİLER | 73 |
| 7. KAYNAKLAR | 74 |
| 8. ÖZGEÇMİŞ | 83 |



ŞEKİLLER DİZİNİ

| | | |
|------------|--|----|
| Şekil 2.1 | Mikro ve makro sertlik ölçüm yöntemlerinde kullanılan uçlar. | 17 |
| Şekil 3.1 | Argion (VOCO, Almanya)..... | 29 |
| Şekil 3.2 | Zirconomer (Shofu Inc., Japonya) | 29 |
| Şekil 3.3 | Fuji II LC Capsule (GC, Japonya) | 29 |
| Şekil 3.4 | Fuji IX GP Capsule (GC, Japonya)..... | 30 |
| Şekil 3.5 | EQUIA Forte (GC, Japonya) | 30 |
| Şekil 3.6 | Cavex Quadrant Universal LC (CAVEX, Hollanda)..... | 30 |
| Şekil 3.7 | Laminar Flow Kabini (Heal Force, Çin)..... | 32 |
| Şekil 3.8 | Örneklerin hazırlanmasında kullanılan steril malzemeler | 33 |
| Şekil 3.9 | Amalgamatör cihazı (Zoneray, Çin) | 34 |
| Şekil 3.10 | Işık cihazı (Woodpecker, Çin)..... | 34 |
| Şekil 3.11 | Örneklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıplar | 35 |
| Şekil 3.12 | Teflon kalıba yerleştirilen materyallerin cam lameller arasında sıkıştırılması | 35 |
| Şekil 3.13 | Antimikrobiyal etkinlik testi için hazırlanan örnekler | 36 |
| Şekil 3.14 | Örneklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıplar | 38 |
| Şekil 3.15 | Teflon kalıba yerleştirilen materyallerin cam lameller arasında sıkıştırılması | 38 |
| Şekil 3.16 | Sitotoksisite testi için hazırlanan örnekler | 38 |
| Şekil 3.17 | MTT testinden bir plak görüntüsü | 41 |
| Şekil 3.18 | Bakalit blokların yapılmasında kullanılan fenolik toz (Metkon, Türkiye) | 42 |
| Şekil 3.19 | Bakalit blokların yapımında kullanılan ECOPRESS 100 cihazı (Metkon, Türkiye)..... | 43 |
| Şekil 3.20 | Hazırlanan bakalit bloklar | 44 |
| Şekil 3.21 | Oyuklar açılmış bakalit blok | 44 |
| Şekil 3.22 | Materyallerin cam lamel ile sıkıştırılması..... | 45 |
| Şekil 3.23 | Materyallerin üretici talimatına göre sertleştirilmesi | 45 |
| Şekil 3.24 | FORCİPOL 2V polisaj makinası (Metkon, Türkiye) | 46 |
| Şekil 3.25 | Polisajlanmış örnekler | 47 |
| Şekil 3.26 | Hysitron TI 950 TriboIndenter cihazı (Hysitron, ABD) | 48 |

| | | |
|------------|---|----|
| Şekil 3.27 | Örneklerin yerleştirildiği bakalit blokların cihazın tablasına yerleştirilmesi..... | 48 |
| Şekil 3.28 | Örnekler üzerinde oluşturulan çentiklerden birinin görüntüsü | 49 |
| Şekil 4.1 | Restoratif materyallerin <i>L. casei</i> 'ye karşı antimikrobiyal etkinliğinin araştırılması..... | 51 |
| Şekil 4.2 | Restoratif materyallerin <i>C. albicans</i> 'a karşı antifungal etkinliğinin araştırılması..... | 51 |
| Şekil 4.3 | Restoratif materyallerin <i>S. mutans</i> 'a karşı antimikrobiyal etkinliğinin araştırılması..... | 52 |
| Şekil 4.4 | Tripan mavisi ile boyandıktan sonra canlı ve ölü hücre görüntüsü. | 52 |
| Şekil 4.5 | Restoratif materyaller ile kültüve edilen vero hücre kültürünün inkübasyonun 72. saatindeki mikroskopik görüntüsü | 53 |
| Şekil 4.6 | Vero (Afrika Yeşil Maymun Böbrek Hücre Kültürü) hücreleri | 54 |
| Şekil 4.7 | Besiyeri içerisinde DMSO bulunmayan hücre kültüründe hücrelerin morfolojik görüntüsü..... | 54 |

ÇİZELGELER DİZİNİ

| | | |
|--------------|--|----|
| Çizelge 3.1 | Çalışmada kullanılan materyaller | 31 |
| Çizelge 3.2 | Çalışmada kullanılan materyallerin içeriği..... | 31 |
| Çizelge 3.3 | Çalışmada kullanılan materyaller ve materyallerin grup kodlaması | 32 |
| Çizelge 3.4 | Örneklerin hazırlanmasında materyallerin uygulanma şekilleri ve sertleşme süreleri | 33 |
| Çizelge 3.5 | Örneklerin değerlendirme periyotlarına göre gruplara ayrılması | 39 |
| Çizelge 4.1 | Antimikrobiyal etkinlik çalışma sonuçları. | 50 |
| Çizelge 4.2 | İnkübasyonun 24. saatinde alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki hücre canlılığına etkisi..... | 55 |
| Çizelge 4.3 | İnkübasyonun 48. saatinde alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki hücre canlılığına etkisi..... | 56 |
| Çizelge 4.4 | İnkübasyonun 72. saatinde alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki hücre canlılığına etkisi..... | 57 |
| Çizelge 4.5 | Elastik modül için Kruskal Wallis analizi sonuçları | 58 |
| Çizelge 4.6 | Nanosertlik için Kruskal Wallis analizi sonuçları | 59 |
| Çizelge 4.7 | Elastik modül için Kruskal Wallis analizi ile elde edilen ortanca, en küçük ve en büyük değerler | 59 |
| Çizelge 4.8 | Nanosertlik için Kruskal Wallis analizi ile elde edilen ortanca, en küçük ve en büyük değerler | 60 |
| Çizelge 4.9 | Elastik modül için grupların ikili değerlendirilmesi testi (Pairwise) sonuçları ... | 61 |
| Çizelge 4.10 | Nanosertlik için grupların ikili değerlendirilmesi testi (Pairwise) sonuçları.. | 62 |

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

| | |
|------------------|--|
| ADT | : Agar difüzyon testi |
| Al ³⁺ | : Alüminyum |
| ART | : Atravmatik restoratif tedavi |
| B | : Bor |
| Bis-GMA | : Bisfenol glisidil metakrilat |
| C. albicans | : Candida albicans |
| Cfu | : Colony forming unit |
| CİS | : Cam iyonomer siman |
| Dk | : Dakika |
| DMSO | : Dimetil sülfoksit |
| DNA | : Deoksirübo nükleik asit |
| DTT | : Direk Temas Testi |
| EQUIA | : Easy quick unique intelligent aesthetic |
| F ⁻ | : Fluorid |
| GCİS | : Geleneksel cam iyonomer siman |
| GPa | : Giga pascal |
| HEMA | : Hidroksil etil metakrilat |
| HEPES | : 2-[4-(2-Hydroxyethyl)-1-piperazine]ethanesulfonic acid |
| Hep-2 | : Human epitelyal cell line |
| L. acidophilus | : Lactobacillus acidophilus |
| MBK | : Minimal bakterisidal konsantrasyon |
| MİK | : Minimal inhibisyon konsantrasyon |
| ml | : Mililitre |
| mm | : Milimetre |
| MPa | : Mega paskal |
| MTT | : 3-(4,5-Dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazolium bromide testi |
| N | : Newton |
| Na | : Sodyum |
| NaCl | : Sodyum klorid |

| | |
|------------------|--|
| Nano-iyonomer | : Nano özellikli rezin modifiye cam iyonomer siman |
| PBS | : Phosphate buffered saline |
| pH | : Asitlik bazlık derecesini belirleyen ölçü birimi |
| PMKR | : Poliasit modifiye kompozit rezinler - Kompomer |
| PRG | : Pre-Reacted Glass Ionomer Fillers |
| Ppm | : Milyonda bir (1ppm =1mg/lt) |
| RMCİS | : Resin modifiye cam iyonomer siman |
| RNA | : Ribo nükleik asit |
| S. mutans | : Streptococcus mutans |
| Si | : Silisyum |
| Sn | : Saniye |
| Sr ²⁺ | : Stronsiyum |
| TEGDMA | : Trietilen glikol dimetakrilat |
| YSZ | : Yuttrium stabilize zirkonya |
| F/A | : Kuvvet/Alan |
| % | : Yüzde |
| N/m ² | : Newton/metrekare |
| IC ₅₀ | : Hücre üremesinin en azından %50'sini inhibe eden konsantrasyon |
| °C | : Derece, Celcius |
| °C ⁻¹ | : Isısal genleşme katsayısı |

ÖZET

Diş hekimliğinde Farklı Cam İyonomer Restoratif Materyallerin Antimikrobiyal Etkilerinin, Nanosertliklerinin ve Sitotoksisitelerinin in Vitro Olarak İncelenmesi

Giriş ve Amaç: Bu araştırmada amaç diş hekimliğinde farklı Cam İyonomer restoratif materyallerin antimikrobiyal etkilerinin, nanosertliklerinin ve sitotoksisitelerinin in vitro olarak incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda Cam İyonomer restoratif materyalleri olan Argion (VOCO,Almanya), Zirconomer (Shofu Inc., Japonya), EQUIA Forte (GC, Japonya), Fuji II LC Capsule (GC, Japonya), Fuji IX GP Capsule (GC, Japonya) ve kompozit rezin restoratif materyali olan Cavex Qadrant Universal LC (CAVEX, Hollanda) kullanılmıştır. Restoratif materyal örneklerinin antimikrobiyal etkinliğinin ölçülmesi için Mikrodilüsyon ve Disk Difüzyon Testi kullanıldı. Sitotoksitenin değerlendirilmesi için MTT (tetrazolium salt 3-[4, 5dimethylthiazol-2-yl]-2, 5- diphenyltetrazolium bromide) testi kullanıldı. Nanoindenter cihazıyla nanosertlik ölçümü yapıldı.

Bulgular: Bakteriyel konsantrasyonu 1×10^6 , 1×10^5 , 1×10^4 , 1×10^3 , cfu/ml olan kültürlerde (*Lactobacillus casei* ve *Streptococcus mutans*) hiçbir materyal antimikrobiyal etkinlik göstermedi. Tüm materyallerin 1×10^2 cfu/ml bakteriyel konsantrasyonu bulunan kültürlerde (*Lactobacillus casei* ve *Streptococcus mutans*) bakteriyel üremeyi inhibe ettiği tespit edildi. Mantar konsantrasyonu 1×10^5 , 1×10^4 , 1×10^3 , 1×10^2 , cfu/ml olan kültürlerde (*Candida albicans*) hiçbir materyal antifungal etkinlik göstermedi. Tüm materyallerin $<1 \times 10^2$ cfu/ml mantar kökeni (*Candida albicans*) bulunan kültürlerde mantar üremesini inhibe ettiği tespit edildi.

Sitotoksitesi değerlendirilen materyallerin hiçbiri 24 ve 48 saatlik inkübasyon periyotlarından sonra toksik etki göstermedi. Zirconomer, Equia Forte, Fuji IX GP Capsule ve Fuji II LG Capsule 72 saatlik inkübasyon periyodundan sonra istatistiksel açıdan

kontrol grubu ile karşılaştırıldığında anlamlı düzeyde düşük hücre canlılık değeri gösterdi ($p<0,05$). Fakat toksik etki gösteren bu gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmadı. ($p>0,05$)

Nanosertlik testi sonucu elde edilen değerler ile yapılan istatistiksel analiz sonucunda gruplar arasındaki fark önemli bulunmuştur ($p<0,05$). Gruplar arası karşılaştırmada, en yüksekten en düşüğe doğru nanosertlik değerlerine sahip gruplar sırasıyla Fuji II LC Capsule > EQUIA Forte > Cavex Qadrant Universal LC > Argion > Fuji IX GP Capsule > Zirconomer şeklindedir.

Sonuç: Test edilen materyallerin tamamı düşük antimikrobiyal etkinlik gösterdi. Bu materyallerin antifungal etkinlikleri ise antimikrobiyal etkinliklerinden daha düşük bulundu. Zirconomer, Equia Forte, Fuji IX GP Capsule ve Fuji II LC Capsule düşük sitotoksik etki gösterdi. Fuji II LC Capsule en yüksek sertlik değerini gösterirken en düşük sertlik değerini Zirconomer gösterdi.

Anahtar kelimeler: Cam iyonomer siman, Nanosertlik, Sitotoksosite, Antimikrobiyal etkinlik

ABSTRACT

In Vitro Examination of Antimicrobial Effects, Nanohardness and Cytotoxicity of Different Glass Ionomer Restorative Materials in Dentistry

Background and Aim: The purpose of this research is to examine the antimicrobial effects, nanohardness and cytotoxicity of different Glass Ionomer restorative materials in dentistry in vitro.

Materials and Methods: The Glass Ionomer restorative materials used in our work are Argion (VOCO, Germany), Zirconomer (Shofu Inc., Japan), EQUIA Forte (GC, Japan), Fuji II LC Capsule (GC, Japan), Fuji IX GP Capsule (GC, Japan) and a composite resin restorative material, Cavex Qadrant Universal LC (CAVEX, The Netherlands). Microdilution and Disk Diffusion Test were used to measure the antimicrobial activity of the restorative material samples and MTT (tetrazolium salt 3- [4,5-dimethylthiazol-2-yl] - 2,5-diphenyltetrazolium bromide) test was used to assess cytotoxicity. Nanoindenter device was used to measure nanoharness.

Results: No material showed antimicrobial activity in cultures (*Lactobacillus casei* and *Streptococcus mutans*) that had a bacterial concentration of 1×10^6 , 1×10^5 , 1×10^4 , 1×10^3 cfu / ml. All materials were found to inhibit bacterial activity in cultures (*Lactobacillus casei* and *Streptococcus mutans*) with a bacterial concentration of 1×10^2 cfu / ml. No material showed antifungal activity in cultures (*Candida albicans*) that had a fungal concentration of 1×10^5 , 1×10^4 , 1×10^3 , 1×10^2 cfu / ml. All of the materials were found to inhibit fungal activity in cultures (*Candida albicans*) with a fungal concentration of $< 1 \times 10^2$ cfu / ml.

After 24 and 48 hour incubation periods, none of the materials showed toxic effects. After 72 hours of incubation period, Zirconomer, Equia Forte, Fuji IX GP Capsule and Fuji II LG Capsule showed significantly lower cell viability compared to the control group ($p < 0.05$). However, the difference between these toxic groups was not statistically significant. ($p > 0.05$)

As a result of the statistical analysis performed with the values obtained after the nanohardness test, the difference between the groups was found statistically significant ($p < 0.05$). In comparison between the groups, the groups with the highest to lowest nanohardness values are Fuji II LC Capsule > EQUIA Forte > Cavex Qadrant Universal LC > Argion > Fuji IX GP Capsule > Zircomer respectively.

Conclusion: All of the materials showed low antimicrobial activity. Antifungal effect of these materials is lower than antimicrobial activity. Zircomer, Equia Forte, Fuji IX GP Capsule and Fuji II LC Capsule showed low cytotoxic effect. Fuji II LC Capsule showed the highest hardness value and Zircomer showed the lowest hardness value.

Key Words: Glass ionomer cement, Nanohardness, Cytotoxicity, Antimicrobial activity

1. GİRİŞ

Çocuk dişhekimliğinde dişleri restore etmek amacıyla pek çok restoratif materyal kullanılmaktadır. Bu materyallerden biri olan Cam İyonomer Siman (CİS) çocuk diş hekimliği pratiğinde yaygın olarak tercih edilmektedir. Bu materyalin tercih edilmesini sağlayan bazı üstün özellikleri bulunmaktadır. Bunlardan bazıları mine ve dentine kimyasal bağlanma, dişe yakın düşük ısıl genleşme katsayısı ve sertleşme sırasında büzülmenin az olmasıdır.¹ Cam İyonomer Simanlar, süt dişi restorasyonlarında, kaide ve kor materyali olarak, fissür örtücü olarak ve sürekli dişlerin sınıf V restorasyonlarında kullanılmaktadır. Ayrıca CİS'ler, paslanmaz çelik kron, ortodontik bant ve braketlerin yapıştırılmasında ve geçici dolgu materyali olarak da kullanılmaktadır. Cam İyonomer Simanların, Atravmatik Restoratif Tedavide de (ART) kullanımını önerilmektedir.²

Son yıllarda Cam İyonomer restoratif materyallerdeki gelişmeler, hekimlerin çürüğü uzaklaştırmada daha konservatif olmasına olanak sağlamaktadır. Çürük uzaklaştırmada konservatif yaklaşımın benimsenmesiyle enfekte diş dokusu uzaklaştırılmadan flor salımı yapan restoratif materyal ile tamir edilmesi sağlanmakta dolayısıyla dişte daha az madde kaybının olması mümkün olmaktadır. Cam İyonomer restoratif materyaller flor salma özelliği ile antibakteriyel etki göstermekte ve remineralizasyon sağlamaktadır. Böylece aynı zamanda ikincil çürük oluşumu engellenmekte ve mikrosızıntı azaltılmaktadır.³

Mikroorganizmalar diş çürüğünün başlamasında ve ilerlemesinde önemli bir rol oynamaktadır. *Streptococcus mutans* (*S. mutans*), çürük oluşumundan sorumlu birincil bakteridir. *Lactobacillus acidophilus* (*L. acidophilus*) ise çürük ilerlemesiyle ilgili başlıca bakteridir ve sekonder çürük oluşumundan da sorumludur.⁴ *Candida albicans*'ın (*C. albicans*) diş çürükleri için bir patojen olduğunu gösteren çok sayıda çalışma bulunmaktadır.⁵⁻⁷ *Candida albicans* tarafından üretilen organik asit ve enzim, diş sert dokularının hidroksiapatitlerini çözebilir ve dentin kollajenini degrave edebilir.^{5,7} Cam İyonomer Simanlar diş yapısına bağlanarak potansiyel olarak mikrosızıntıyı azalttığı, çürüğe bağlı oral bakterilerin büyümesini engellediği ve bu bakteriler tarafından üretilen asitleri iyon bırakma yoluyla nötralize ettiği için, genellikle çürüğe karşı korunmanın

gerekti olduğu durumlarda bu materyalin antimikrobiyal etkisinden yararlanmak amacıyla önerilmektedir.^{8,9}

Geleneksel Cam İyonomer Simanların (GCİS) bazı olumsuz özellikleri bu materyallerin kullanım alanını kısıtlamaktadır. Bu olumsuz özellikler arasında aşınma direncinin düşük, çalışma zamanının kısa, sertleşme süresinin uzun olması, kırılmaya yatkın olması, sertleşme sırasında nem kontaminasyonuna duyarlı yapısı ve yüksek oranda mikrosızıntı gösterebilmeleri sayılabilir. Son yıllarda CİS'lerin içeriğine yönelik yapılan değişiklikler ile fiziksel özellikleri iyileştirilmeye çalışılmaktadır.¹⁰

Cam İyonomer restoratif materyallerden salınan F^- , Al^{3+} ve Sr^{2+} gibi iyonların konsantrasyonu bu materyallerin toksik potansiyelini belirlemektedir. Bazı Cam İyonomer restoratif materyallerin, yüksek konsantrasyonlarda DNA hasarı ve hücre ölümü yoluyla sitotoksik ve genotoksik etkilere sebep olduğu da bildirilmektedir.¹¹⁻¹³

Çalışmamızda, çocuk diş hekimliğinde çürük önleyici ve biyoyumlu olması nedeniyle kullanılan güncel Cam İyonomer restoratif materyallerin fiziksel özelliklerini, çürük önlemedeki etkinliklerini, biyoyumluluklarını değerlendirerek diş hekimlerinin kullanacakları materyali seçerken materyal hakkında bilgi sahibi olması hedeflenmektedir. Böylece uygun endikasyonlara göre uygun materyal seçimi ve daha kaliteli tedavilerin yapılması mümkün olacaktır.

Bu araştırmada amaç diş hekimliğinde farklı Cam İyonomer restoratif materyallerin antimikrobiyal etkilerinin, nanosertliklerinin ve sitotoksitelerinin in vitro olarak incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Cam İyonomer Simanlar

Cam İyonomer Simanlar 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından tanıtılmıştır.¹⁴ Bu simanlar, kuvvetlere dirençli olma ve flor iyonu açığa çıkarma gibi olumlu özellikler taşıyan silikat siman ile diş dokularına adezyon ve biyolojik uyum özelliklerine sahip poliakrilik asit likidinin birleştirilmesi sonucu elde edilmiştir.^{15,16}

Cam İyonomer Siman toz ve likitten oluşmaktadır. Toz kısmını yüksek düzeyde flor içeren fluoroalümina silikat camı, likit kısmını ise poliakrilik asit oluşturur. Sertleşme olayı, poliakrilik asitle (pH=1) siman tozunun karıştırılması sonrası tipik bir asit-baz reaksiyonu şeklinde gerçekleşmektedir. Asidik likit, silikat cam partikülleri çevresindeki kısımları çözmektedir. Bu reaksiyonun sonunda kalsiyum, alüminyum, flor, silikat ve diğer iyonlar salınmaktadır. İlk 24 saatte kalsiyum iyonlarının yer değiştirmesi gerçekleşmektedir. Sonraki 24-72 saatte, kalsiyum iyonlarının yerini, daha yavaş reaksiyona giren alüminyum iyonları almaktadır. Sonuç olarak güçlü bir matris oluşmasını sağlayan daha çok çapraz bağ meydana gelir. Alüminyum iyonlarının çapraz bağ kurduğu matürasyon sırasında, silikat iyonlarının ve bağlanmamış olan suyun inorganik komatris oluşumuna katıldığı sanılmakta ve bu olaya hidrate silikat denmektedir.¹⁷⁻¹⁹

Cam İyonomer Simanların uzun süreli flor salma özellikleri nedeniyle çürük önleyici etkileri olduğu kabul edilmiştir. Flor çürüğe karşı daha dayanıklı olan fluoroapatiti, minedeki hidroksilapatitin hidroksil iyonları ile yer değiştirerek oluşturur. Flor ayrıca plak (yemek artıkları ve mikroorganizmaların organize olduğu tabaka) metabolizmasındaki görevli enzimleri inhibe etmektedir. Flor remineralizasyonu olumlu yönde etkileyip, dişleri çürüğe karşı daha dirençli hale de getirmektedir.²⁰⁻²³

İlk 24 saat içerisindeki yüksek flor salımı, sertleşme reaksiyonu sırasında cam partiküllerinin polialkenoik asit ile tepkimeye girmesi sonucunda meydana gelen bir patlama etkisidir (burst effect). Başlangıçta görülen bu yüksek flor salımı 24-72 saat sonra hızlıca azalmakta, 10-20 gün içinde sabit bir düzeye yaklaşmakta ve simanın içeriğindeki flor birkaç ay içinde oldukça hızlı bir şekilde tüketilmektedir.^{24,25} Zamanla flor salınımında

düşüş olması nedeni ile materyalin sekonder çürük oluşumunu önleme kabiliyeti azalmaktadır, çünkü düşük dozlarda salınan flor, çürük önleyici etki için yeterli değildir.²⁶ Ancak GCİS'ler, konsantrasyon gradyanına bağlı olarak çevreden flor alabilme kapasitesine sahiptir. Bu nedenle bu simanlar flor deposu olarak kabul edilmektedirler.²⁵

Cam İyonomer Simanların çocuk diş hekimliğinde yaygın olarak tercih edilmesini sağlayan diğer üstün özellikleri ise; nemin yüksek olduğu koşullarda bile mine ve dentin dokularına iyi kimyasal adezyon kuvveti göstermeleri, boyutsal stabilitelerini korumaları, mikrosızıntıya dirençli olmaları, serleşme sırasında serbest monomer salmamaları ve rezinlere oranla daha az büzülme gerilimidir.¹⁹ Ayrıca CİS'lerin ısı iletkenliği ve ısıl genleşme katsayıları (13-16 ppm°C⁻¹) dişin ısıl genleşme katsayısına (8-11 ppm°C⁻¹) ve ısı iletkenliğine yakındır. Mine ve dentine olan kimyasal bağlanma ile beraber bu özellik, pulpayı mikrosızıntıya karşı korumaktadır, pulpa üzerinde yeterli izole edici etki göstermektedir ve pulpayı ısıl travmadan korumaktadır.^{20,27} Bu simanlar dişe iyi uyum göstermektedirler.²⁰

Cam İyonomer Simanların dezavantajları ise; optimal özellikler için doğru toz/likit oranına sahip olmaları gerekliliği, hassas manipülasyon, çinko fosfat simanlara nazaran daha düşük basma dayanımı ve daha yüksek visko-elastisite göstermeleri, kısa çalışma zamanına sahip olmaları ve adezyon özelliklerinin sağlanabilmesi için temiz bir yüzey gerekliliğidir.²¹ Ayrıca CİS'ler neme karşı hassastırlar, nem kontaminasyonunda maddenin sertliğinde azalma çözünürlüğünde ise artma görülür. Cam İyonomer Simanlar aşırı kuruluğa karşı duyarlıdırlar; aşırı kuru kaldıklarında siman kenarında sızıntı, renklenme, yarık ve çatlaklar oluşur. Abrazyona, çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları azdır. Estetik görünümü ve renk stabilitesi iyi değildir. Ayrıca CİS'ler oldukça kırılğandır, bükülme dayanıklılıkları sadece 15-20 MPa'dır (kompozitler için >70 MPa) ve daimi dişlerde her türlü amaç için kullanılamazlar, ancak özel durumlarda kullanılmaktadırlar.^{20,21}

Cam İyonomer Simanlar, süt dişlerini restore etmek için, kor ve kaide materyali olarak, fissür örtücü olarak ve daimi dişlerin sınıf V restorasyonlarında kullanılmaktadır. Ayrıca CİS'ler, ortodontik braket, bant, paslanmaz çelik kronların yapıştırılmasında ve geçici dolgu materyali olarak da kullanılmaktadır. Cam iyonomer simanların, Atravmatik Restoratif Tedavide de (ART) kullanımı önerilmektedir.²

Cam İyonomer Simanların sınıflandırılması şu şekildedir

- Geleneksel Cam İyonomer Simanlar
- Yükek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar
- Hibrit İyonomerler
 - Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)
 - Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler-PMKR)
- Cam İyonomer Sermet Simanlar
- Giomerler
- Nano Özellikli Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Nano-iyonomer)
 - Cam Karbomerler

2.1.1 Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Geleneksel Cam İyonomer simanlar kaide, yapıştırma materyali olarak ve süt dişlerini restore etmek amacıyla kullanılan restoratif materyallerdir.²⁴ Tüm restoratif materyallerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerini etkileyen su emilimi, GCİS'lerde de tamamen kontrol altına alınamayan ve restoratif materyallerin klinik başarısını etkileyen faktörlerden biridir.²⁸ Düşük seviyedeki mekanik özellikler, bu materyalin yüksek stres altındaki alanlarda kullanımlarını elverişsiz hale getirmiştir.²⁹ Bu materyalin restorasyonlarında birkaç yıl sonra gözlenen başarısızlığın genel sebebi; erken su emilimi erken çözünme, yorgunluğa bağlı kırılmalar ve kenar açılmalarıdır.³⁰

2.1.2 Yükek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar

Atravmatik restoratif tedavinin yaygınlaşması ile Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanların kullanımı 1990'larda artmıştır. Cam İyonomer Simanların aşınma direncini ve sertliğini arttırmak, erken dönemde neme karşı duyarlılığını azaltmak ve yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan bölgelerde kullanılabilmesi için; toz/likit oranı, partiküllerin dağılım ve boyutları değiştirilerek ve tozuna poliakrilik asit eklenerek bu materyaller güçlendirilmiş ve Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar ismiyle

piyasaya sürülmüştür.^{16,31} Bu materyallere “Kondanse Edilebilen Cam İyonomer Simanlar” adı da verilmektedir.^{32,33}

Sertleşme mekanizmaları, GCİS’lerle aynıdır. Ancak aşınmaya karşı dirençleri, yüzey sertlikleri, eğilme ve basma dayanıklılıkları arttırılmış, çözünürlükleri ise azaltılmıştır. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlarda sertleşme reaksiyonu daha hızlı tamamlandığı için, erken dönemde suya maruz kaldıklarında fiziksel özellikleri olumsuz yönde etkilenmemektedir. Buna olumlu özelliğine rağmen bu materyallerin yüzeyine koruyucu rezin uygulanması üretici firmalar tarafından önermektedir.^{16,34} Flor salma düzeylerinin GCİS’lere benzer olduğu, estetik özelliklerinin ise kabul edilebilir düzeyde olduğu bildirilmiştir.^{35,36}

Fuji IX (GC, Japonya), Ketac Molar (3M, Almanya) ve Easy Quick Unique Intelligent Aesthetic (EQUIA) (GC, Japonya) piyasadaki Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlardandır.³² Bu materyallerin toz kısımları içerisindeki partikül boyutunun ve dağılımının değiştirilmesi ve poliakrilik asit eklenmesi, bu materyallerin daha visköz olmalarını sağlamaktadır. Yüksek viskozitelerinden dolayı kavite içerisine amalgama benzer şekilde kondanse edilebilmektedirler.³²

Dental materyallerin paketlenabilir veya tepilebilir özellik göstermesi önemlidir çünkü materyalin klinisyen tarafından daha kolay manipüle edilmesine izin verir.³⁷ Bu materyallerden biri olan Fuji IX GP'nin (GC, Japonya) sahip olduğu bu özellik sayesinde klinikte kolayca işlenebilmektedir.³⁷ Fuji IX GP ve EQUIA gibi gelecek nesil, yüksek viskoziteli materyallerin kapsül formları mevcuttur. Bu yeni nesil materyaller, diş hekimliğinin özel ihtiyaçlarını karşılaması açısından idealdir.³⁷

EQUIA 2007 yılında sınıf I, II ve V kavitelerin daimi restorasyonunda kullanılması için piyasaya sunulmuştur.³⁸ EQUIA toz ve likidin karışmasıyla başlayan bir asit-baz reaksiyonu ile sertleşmektedir.³⁹ El ile karıştırılan Cam İyonomer Simanların toz-likit oranının doğru bir şekilde ayarlanamaması, karıştırma süresi, zamanı ve karıştırdıktan sonra kaviteye yerleştirilinceye kadar geçen süre bu materyallerin mekanik özelliklerini etkileyebilir.⁴⁰ EQUIA amalgamatörde karıştırılarak hazırlandığı için elle karıştırılan Cam İyonomerlerin dezavantajları azaltılmıştır. Bu materyal 2,5 dakikada sertleşir, gelişmiş estetik özelliklere ve erken sertleşme dayanımına sahiptir.³⁷

2.1.3 Hibrit İyonomerler

Geleneksel Cam İyonomer Simanların olumlu özelliklerinden faydalanmak ve olumsuz özelliklerini gidermek amacıyla bu materyale rezin eklenerek Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS) ve Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler-PMKR) isimli iki Cam İyonomer geliştirilmiştir.⁴¹

2.1.3.1 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Geleneksel Cam İyonomer simanların olumsuz özelliklerini ortadan kaldırmak ve fiziksel olarak daha güçlü bir materyal elde etmek amacıyla, 1980'lerin sonlarında bu materyale rezin ilave edilmiştir. Sonuç olarak sertleşme mekanizması değiştirilmiş ve RMCİS üretilmiştir.^{17,25,42}

Fuji II LC (GC, Japonya) ve Iono-lux (VOCO, Almanya) isimli ürünler Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlara verilebilecek örneklerdir.⁴³

Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanların içeriğinde esas olarak % 80 CİS, % 20 rezin vardır. Likit kısmında ışık ile polimerize olan HEMA (hidroksil etil metakrilat), metakrilat grupları, tartarik asit, poliakrilik asit ve % 8 su bulunurken, toz kısmında fluoro-alüminosilikat cam tozları bulunmaktadır.⁴³

Cam İyonomer Simanların içeriğine rezin bileşenin eklenmesiyle sertleşme esasındaki temel asit-baz reaksiyonuna ikincil bir polimerizasyon reaksiyonu eklenmiştir. Bu ikincil polimerizasyon ışık ile aktive edilir. Işık ile polimerizasyon neticesinde bir matris oluşur. Bu matriste asit-baz reaksiyonu devam eder. Sonuç olarak materyalin daha iyi sertleşmesi ve kuvvetlere direncinin daha yüksek olması sağlanır.^{32,43}

Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar diş dokularına kimyasal ve mikromekanik yolla bağlanır. Geleneksel Cam İyonomer Simanlarda olduğu gibi, asit-baz reaksiyonu simanın karıştırılmasıyla başlar ve 24 saat içerisinde diş dokularıyla kurulan iyonik bağlar ile tamamlanır. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar tüm rezin esaslı materyallerde olduğu gibi açığa çıkmış kollagen ağna ve/veya mineye HEMA gibi monomerlerin penetre olmasıyla mikromekanik olarak bağlanırlar.⁴⁴

Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanların uygulaması GCİS'lere göre daha kolaydır. Ayrıca mekanik ve estetik özellikleri daha iyi olmakla beraber diş sert dokularına kimyasal adezyon, flor salınımı ve termal izolasyon gösterirler.^{20,45,46} Bu materyallerin diğer avantajları; gerilmeye, transversal kuvvetlere ve aşınmaya karşı dirençlerinin GCİS'e göre daha iyi olması, ağız ortamında daha az çözünürlük göstermeleri ve uzun çalışma süresine sahip olmalarıdır. Dezavantajları ise; hidrasyon, dehidrasyon, polimerizasyon büzülmesi sonucu mikrosızıntı oluşması ve dolayısıyla postoperatif hassasiyet ve renklenme göstermeleridir.^{20,21}

Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar genellikle GCİS'ler kadar flor salma potansiyeline sahiptir. Fakat flor salımı sadece flor bileşikleri ve onların poliakrilik asit ile olan etkileşiminden değil, aynı zamanda fotokimyasal polimerizasyon reaksiyonu için içerdikleri rezinin tipi ve miktarından da etkilenmektedir.⁴⁷

Hibrit iyonomerlerin, kaide materyali olarak, kron ve ortodontik braketlerin yapıştırılması gibi birçok kullanım alanı vardır.²¹

2.1.3.2 Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)

Kompomer olarak da bilinen PMKR'ler, 1990'ların başlarında piyasaya sunulmuştur ve araştırmacılar tarafından da kabul görmüştür. Bu materyal, kompozitlerin estetik özelliklerini ve CİS'lerin diş kimyasal olarak bağlanabilme ve flor salabilme özelliklerini tek bir materyalde toplama düşüncesiyle üretilmiştir.⁴⁸

Bu materyalde % 20-30 oranında CİS ve % 70-80 oranında rezin bulunmaktadır.²⁰ Cam İyonomer Simanların likit kısmını oluşturan poliakrilik asit yerine asit monomerlerin kullanılmasıyla hem kompozit rezin hem de CİS'lerin özelliklerini taşımaktadır.⁴⁹

Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler; esasen rezin (üretan dimetakrilat, HEMA ve bütan tetra karboksilik asit) ve asit monomerden oluşur. Bu materyalin sertleşme reaksiyonu geleneksel kompozit rezinlere benzer fakat ilave polimerizasyon reaksiyonu söz konusudur.⁴⁹ Işık ile polimerizasyondan sonra, kompozit rezinlerde olduğu gibi monomerler arasında çapraz bağlar oluşur ve ilk sertleşme reaksiyonu meydana gelir. Sertleşen materyalin ağız ortamı (nem) ile temasıyla, materyalin içine su emilimi başlar.

Bu reaktif cam doldurucular ile fonksiyonel monomerin asit grupları arasında asit-baz reaksiyonu oluşmasını tetikler ve cam doldurucudan matrise flor salınımı meydana gelir.^{49,50}

Poliasit Modifiye Kompozit Rezinlerde flor, matristen ağız ortamına salınarak çürük önleyici bir ajan gibi davranır. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinlerde tuz matris ve hidrojel oluşmadığı için flor iyonu salımı sınırlıdır. Geleneksel Cam İyonomer Simanların ve RMCİS'lerin aksine PMKR'ler flor salınımında başlangıç patlama etkisi göstermezler.⁵¹

Bu materyallerin estetik özelliklerinin kompozitlere benzemesi, ışıkla polimerize olamsı ve kaviteye uygulanma esnasında fazla aşama gerektirmemeleri gibi olumlu özellikleri bulunmaktadır. Ancak kompomerlerin fiziksel özelliklerinin kompozit rezinlerden zayıf olması sebebiyle oklüzal kuvvetlerin fazla olduğu bölgelerde kullanılmalarının doğru olmadığı bildirilmektedir.⁵²⁻⁵⁴ Bu nedenle PMKR'lerin daha çok sürekli dişlerdeki sınıf V kaviteelerde, kole bölgesindeki abrazyon/erozyon olgularında, kama şeklindeki defektlerde ve süt dişi restorasyonlarında kullanımı önerilmektedir.³⁶

Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler estetik özellikleriyle GCİS'lere karşı üstünlük sağlamalarına karşın, ışığın ulaşmadığı bölgelerde sertleşmenin sağlanamaması, polimerizasyon büzülmesi göstermeleri ve flor salınımının GCİS'lere ve RMCİS'e göre düşük olması gibi dezavantajları bulunmaktadır.⁵⁵

Piyasada bulunan Dyract XP (DENTSPLY, ABD), Compoglass (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ve F2000 (3M, Almanya) isimli ürünler kompomerlere örnek olarak verilebilir.⁵⁶

2.1.4 Cam İyonomer Sermet Simanlar

Sermet (seramik-metal) Simanların kullanımı 1980'lerin başında gündeme gelmiştir.⁵⁷ Cam İyonomer Simanların fiziksel özelliklerinin güçlendirilmesi için bu simanların içeriğine metal tozları (amalgam, gümüş, altın) eklenmiş ve Sermet Siman adı verilmiştir.^{25,32} Sermet simanlar süt dişlerinde amalgam restorasyonlara alternatif olarak düşünülmüştür. Sermet Simanların tozunun özellikleri hemen hemen GCİS ile aynıdır.³⁵

Geleneksel Cam İyonomer Simanlara gümüş eklenmesi, simanın aşınma direncini ve radyopaklığını artırır.²⁵ Ayrıca Cam İyonomerlere gümüş eklenmesiyle antibakteriyel

etkilerinin arttığını gösteren çalışmalar bulunmaktadır.⁵⁸ Sermet Simanların biyoyumluluğu, mine ve dentine adezyonu GCİS'lere benzemektedir.²⁵

Metal ile güçlendirilmiş simanlar diş renginde değildir ve açık griden koyu griye kadar değişen renklere sahiptirler.^{59,60} Estetik sorunlar nedeniyle bu materyallerin kullanımı posterior dişler ile sınırlıdır. Ayrıca Sermet simanların yüzeyinin pürüzlü olması, hava kabarcığı içerebilmeleri, amalgama kıyasla düşük abrazyon direnci ve düşük kırılma direncine sahip olmaları gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Bu özellikleri nedeniyle sermet simanlar sınıf II, III, IV kavitelere çok sınıf I kavitelere daha başarılı olmaktadır.³⁵ Ayrıca bu simanlar tünel kavitelere, süt dişlerinde (özellikle sınıf II kavitelere), kor yapımında ve retrograd kanal dolumunda kullanılmaktadırlar.⁶¹

Metalle güçlendirilmiş Cam İyonomer Simanların, GCİS'lere göre daha düşük düzeyde flor salımı yapmaları gibi dezavantajları da bulunmaktadır.¹⁶ Bu durum materyale eklenen gümüşün, flor iyonlarını bağlaması ve böylece flor salımını engellemesi ile açıklanabilir.^{62,63}

Sermet siman olan Miracle Mix (GC, Japonya) 1983 yılında piyasaya sunulmuştur. Daha sonra ESPE firması tarafından gümüş partikülleri içeren Ketac Silver (ESPE, Almanya) isimli materyal kullanıma sunulmuştur.³⁵ Hi-Dense (SHOFU, Almanya) ve Argion (VOCO, Almanya) isimli üründe bu materyallere örnektir.^{25,32}

Geleneksel Cam İyonomer Simanlara seramik ilave edilmesiyle materyalin sertliği ve radyoopasitesi arttırmıştır. Son yıllarda amalgam popülaritesinde yaşanan düşüş ile amalgama eşit derecede güçlü ancak daha güvenli bir materyale ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle GCİS'e seramik ilave edilerek Amalomer CR (Advanced Health, Birleşik Krallık) isimli bir materyal üretilmiştir. Bu materyalin ART restorasyonlarında kullanılması önerilmektedir.^{64,65} Amalgamın dayanıklılığı ve CİS'lerin estetik ve diğer avantajlı özelliklerinin bir araya getirilmesi amaçlanmıştır.⁶⁶ Bu ürün biyoyumlu, flor salımı yapabilen, diş dokularına kimyasal adezyon gösteren ve estetik özellikleri iyi olan bir materyaldir. Ürünün içeriğine bakıldığında toz kısmında floroalüminosilikat cam, poliakrilik asit tozu, tartarik asit tozu ve seramikle güçlendirilmiş toz bulunurken, likit kısmında distile su ve poliakrilik asit bulunmaktadır. Likidin içinde bulunan poliakrilik asit nedeniyle ve tozundaki partiküllerin boyutunun ayarlanabilir olması diş dokusuna iyi yapışmasını sağlamaktadır.⁶⁷ Amalomer CR'nin toz kısmında % 19.7 oranında zirkonya partikülleri bulunmaktadır. Bu partiküller flor içermez ve GCİS'in flor içeren cam

partiküllerinin bir kısmının yerine koyulmasına rağmen flor salınımının GCİS'e göre daha yüksek seviyede olduğu bildirilmiştir.⁶⁴

Kristal halindeki zirkonyum dioksit, zirkonya olarak bilinir. Zirkonyum oksit 1969'da, medikal amaçla ortopedik kalça başı replasmanı için yeni bir materyal olarak kullanılmıştır. Çağdaş diş hekimliğinde, biyomalzeme olarak popüler olan alüminanın yerini almıştır. Bu materyal estetik ortodontik braket, endodontik post, kron, köprü ve implant abutmentleri imal etmek için kullanılmaktadır.⁶⁸

Cam İyonomer içerisine zirkonyum katılarak Zirconomer (Shofu Inc., Japonya), isimli materyal piyasaya sürülmüştür. Zirconomer, amalgamın dayanıklılığını, sağlamlığını ve Cam İyonomerin koruyucu özelliklerini gösteren ayrıca cıvanın tehlikesini tamamen ortadan kaldıran Cam İyonomer olarak tanımlanmaktadır. Üreticiye göre, Zirconomere, amalgamın sağlamlığı ve dayanıklılığı ile uyuşması için özel zirkon doldurucular ile takviye yapılmıştır. Bu materyal sürekli yüksek flor salımı yapar; amalgam gibi cıva tehlikesi, korozyon, genişleme ve ısı iletkenliği yoktur. Bu materyal amalgam gibi ambalajlanabilir ve tepilebilir. Bu materyal mineye ve dentine kimyasal olarak bağlanır ve termal genleşme katsayısı dişe benzerdir. Bu sayede düşük ara yüzey gerilmeleri ve uzun süren sağ kalım gösteren restorasyonlar meydana gelmektedir. Snap-set reaksiyonu ile yeterli çalışma süresine sahiptir. Kolay karıştırma ve taşıma özellikleri, koltuk süresini en aza indirir ve bulk yerleşimi kolaylaştırır. Aşınma ve erozyona karşı direnç göstermektedir.⁶⁹

Bu materyalin içerdiği Yttrium Stabilize Zirkonya (YSZ) parçacıklarından dolayı yüksek mukavemet ve yüksek elastiklik modülü sağlanmaktadır dolayısıyla Zirconomer ile restore edilen dişler yüksek kırılma direnci göstermektedir.⁷⁰ Zirkonya parçacıkları, GCİS'de bulunan cam parçacıklardan önemli derecede daha sert olduğu için, Zirconomer GCİS'e göre daha yüksek kırılma direncine sahiptir. Yttrium Stabilize Zirkonya içeren CİS'in mekanik özellikleri, simanın mukavemetini arttıran sürekli Alüminyum tuz köprüleri oluşması nedeniyle yüksek olabilir. Mikro boyutlu YSZ-CİS tozları, bimodal parçacık dağılımı ortaya çıkarmıştır ve bu durum, Zirconomere CİS'lerin tepilebilme yoğunluğunu sağlamaktadır.⁷¹

Kamath ve arkadaşları⁶⁹ yaptıkları çalışmada amalgam, Cam İyonomer ve Zirconomeri karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak Zirconomer, amalgamdan biraz daha iyi kırılma direnci göstermiştir. Zirconomerin geleneksel posteriyor restoratif materyallerden

daha dayanıklı olduğu ve posteriyor direkt diş renkli restorasyon olarak kullanılabilereği sonucuna varmışlardır.

2.1.5 Giomerler

Giomerler ‘‘CİS’’ ve ‘‘kompozit’’ materyallerinin özelliklerinin birleştirilmesiyle üretilmiştir. Hem CİS’in flor salım ve yeniden yüklenme özelliklerine, hem de rezin kompozitin estetik, biyoyumluluk ve cilalanabilme özelliklerine sahiptir. Resin matrisi içerisine önceden reaksiyona girmiş cam doldurucular (Pre-Reacted Glass Ionomer Fillers – PRG) eklenmesi ile üretilmiştir.⁷²

Önceden reaksiyona girmiş cam doldurucular, su varlığında flor içeren cam ile poliakrilik asit arasında gerçekteşen asit-baz reaksiyonunun oluşturduğu ıslak silikalı bir hidrojel ile elde edilmektedir. Dondurma-kurutma işleminden sonra, nemden uzaklaştırılmış hidrojel öğütölerek silanize edilip, özel ebatlarda PRG doldurucular oluşturulmaktadır.^{73,74}

Giomerlerin içeriğinde; Bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA), Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), inorganik cam doldurucu, alüminyum oksit, silika, PRG doldurucu ve DL-kamforokinon bulunmaktadır.^{75,76}

Giomerler; biyoyumlu, cilalanabilirliği iyi, radyopak, estetik, flor salımı yapabilen ve geri yükleyebilen, arka dişlerde aşınmaya karşı dirençli, bakteriyel mikrosızıntıyı önleyebilen, minimum pulpa hasarına neden olan, plak oluşumunu önleyebilen, uzun dönem klinik stabilitesi iyi ve asidi nötrale edebilen materyallerdir.⁷⁶⁻⁷⁸ PRG doldurucular, Al³⁺, B, F⁻, Na, Si ve Sr²⁺ iyonlarının salımını gerçekteştirmektedir. Stronsiyum ve flor, hidroksiapatiti stronsiapatit ve fluoroapatite dönüştürerek dişin aside karşı daha dirençli olmasını sağlamaktadır.⁷⁹ Ayrıca PRG doldurucular, su veya asidik solüsyonlarla temas ettiğinde çevrelediği ortamın pH’ını değiştirmektedirler.⁸⁰

Önceden reaksiyona girmiş cam doldurucu kullanımı, önceden reaksiyona girmiş hidrojel içerisinde iyon değişimi sayesinde hızlı flor salımının gerçekteşir. Bu durum Giomeri flor salımı yapan resin esaslı restoratif materyallerden farklı kılar.^{73,81}

Fluoroalümin silikat cam doldurucu ile poliakrilik asit, resinle birleşmeden önce reaksiyona girmektedir. Bu da nemin bloke olmasını sağlamaktadır. Bu durum giomerleri

kompomerlerden ayıran bir özelliktir. Kompomerlerde cam ile asit arasında ortama su gelene kadar reaksiyon meydana gelmemektedir.^{75,82,83}

Reactmer (SHOFU, Almanya) ve Beautifil II (SHOFU, Almanya) isimli ürünler piyasadaki Giomerlere örnektir.⁷²

Diş hekimliği pratiğinde Giomerler, kök çürüğü restorasyonlarında, servikal lezyonlarda, sınıf I, II, III, IV ve V kavitelere ve süt dişi restorasyonlarında kullanılmaktadır.⁸²

2.1.6 Nano Özellikli Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Nano-iyonomer)

Nano teknolojinin gelişmesi ile birlikte dental restoratif materyallerin yapısına nano boyutlarda inorganik partiküller ilave edilerek, materyallerin estetik ve fiziksel özelliklerinin ve biyouyumluluklarının daha da geliştirilebileceği bildirilmiştir.⁸⁴ Geleneksel ürünlerle karşılaştırıldıklarında nanomateriyallerin daha üstün özellikler sağlamalarının nedenlerinden en önemlisi nanopartiküllerin düşük miktarlarda bile yüksek oranda iyon serbestleyebilmeleridir. Bir diğer neden ise küçük boyut ve yüksek yüzey alanına sahip olmalarından dolayı materyalin içeriğine kuvvetlendirici olarak farklı doldurucuların eklenebilmesidir.⁸⁵

Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman olan EQUIA nano dolduruculu ışıkla sertleşen cila ile kullanılmaktadır. Self adeziv, nano dolduruculu bu rezin cila, yüksek hidrofilik özellik ve düşük viskozite göstererek, materyal yüzeyini mükemmel bir şekilde kaplar böylece bu bileşik nanofil sistemin materyal yüzeyinin aşınmalardan korunması sağlanır. Böylece materyal tamamen olgunlaşır ve intraoral streslere dayanabilir. Cila aynı zamanda glaze gibi davranarak estetik özellikleri geliştirmektedir.⁸⁶⁻⁸⁸

Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman olarak piyasaya sürülen Ketac N100 (3M-ESPE, Almanya) ışıkla sertleşen bir nanoiyonomerdir. Üretici firma Ketac N100 materyalinin iyi flor salımı yaptığını ve floru yeniden yüklenebildiğini bildirmektedir.^{89,90}

Diğer bir Nano dolduruculu RMCİS olan Ketac™ Nano'nun (3M-ESPE, Almanya) kimyasal ve biyolojik özellikleri ile ilgili çok az bilgi vardır.⁹¹ Bu materyalin, doldurucu içeriği eşsiz bir kombinasyona sahiptir: bağlanmış nanofiller, nanoclusterler ve fluoroalümino silikat cam partikülleri bulunmaktadır. Bunlara ek olarak bu materyal,

RMCİS'lerin çoğundan farklı olarak rezin monomerleri olarak HEMA, Bis-GMA ve TEGDMA içerir. Ayrıca daha az flor salımı yapmasıyla potansiyel olarak biyofilm birikimini değiştiren daha pürüzsüz bir yüzey elde edilmiştir.^{61,92}

2.1.6.1 Cam Karbomerler

Nanopartikül teknolojisi ile mine benzeri bir yapı oluşturulmak istenmiştir ve sonuç olarak cam karbomerler ortaya çıkmıştır. Cam karbomerlerde küçük partiküllü gelişmiş toza floroapatit eklenmiştir.⁹³

GCP Glass Fill (GCP, Hollanda) isimli ürün cam karbomere örnektir.⁵⁶ Cam karbomerlerin içerisinde bulunan kalsiyum fluoroapatit nanokristalleri katalizör görevi yaparak dişin remineralize olmasını sağlamakta ve fluoroapatit oluşumunu başlatmaktadır.⁹⁴ Bu materyaller, nano boyutta doldurucu partiküller içerdikleri için basma dayanımları yüksektir ve aşınmaya karşı yüksek direnç gösterirler.⁹⁵ Cam karbomerlerin içinde fluoroalümina silikat cam, nano-fluorid/hidroksiapatit, poliakrilik asit bulunmaktadır.^{94,95} Bu materyaller, rezin, monomer, metal ve Bisfenol-A içermemektedirler.⁹⁶

Nanopartiküllerin eklenmesi materyalin mekanik özelliklerini geliştirmektedir. Cam Karbomerler, GCİS ve RMCİS ile karşılaştırıldığında daha uzun çalışma süresine sahiptir, daha hızlı sertleşir, estetik başarısı ve translusentliği daha iyidir, aşınma direnci ve kırılma kuvveti daha fazladır. Flor salım ve yeniden yüklenme özellikleri vardır.⁹⁷

Cam karbomerler, GCİS'ler gibi kimyasal sertleşmekte ancak sertleşme sürecinde ısı uygulaması önerilmektedir.⁹⁷ Üretici firma, ısı uygulamasının bir LED cihazı (önerilen dalga boyu 1400 mW/cm²) ile 60-90 sn kullanılarak gerçekleştirilmesi gerektiğini önermektedir.⁹⁶ Isı uygulaması; sertleşme süresini kısaltmakta, diş dokusuna adezyonu ve materyalin mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Isı uygulamasının yanı sıra materyali uygulama esnasında üretici firmaya ait olan yüzey örtücünün (GCP GLOSS) kullanılması önerilmektedir. Yüzey örtücüsü silikon esaslıdır ve sertleşmenin başlangıç safhasında yüzeyi nem ve tükürükten korumaktadır. Sertleşmenin sonraki safhasında ise materyali dehidratasyondan korumaktadır.⁹⁷ Cam karbomerlerin klinik endikasyonları CİS'lere benzer olup; süt ve daimi dişlerdeki sınıf I, sınıf II ve sınıf V kavitelere restorasyon

materyali olarak, fissür örtücü olarak, kron ve köprü restorasyonlarının tamirinde ve simantasyonunda kullanılmaktadır.⁹⁸

2.2 Kompozit Rezinler

Michael Buonocorre⁹⁹ tarafından 1955 yılında minede asitle pürüzlendirme tekniğinin tanıtmasının ardından adeziv diş hekimliği alanında meydana gelen en önemli gelişme, Rafael L. Bowen¹⁰⁰ tarafından mine ve dentin dokularına adezyon sağlayan kompozit rezinlerin tanıtılmasıdır.

Kompozit rezinler estetik olmaları, civa içermemeleri, termal iletkenliklerinin düşük olması, yalıtkan özellikte olmaları, diş dokularına adezyon sağlamaları, konservatif kavite preparasyonu gerektirmemeleri, kalan diş dokularını desteklemeleri, tek seansta restorasyonun tamamlanması ve gerektiğinde tamir edilebilmeleri gibi nedenlerden dolayı hastalar ve diş hekimleri tarafından sıklıkla tercih edilmektedirler.¹⁰¹ Fakat, kompozit rezinler tüm bu olumlu özelliklerinin yanı sıra polimerizasyon büzülmesi, mikrosızıntı, post-operatif hassasiyet, yüksek oklüzal stres alan bölgelerde aşınma meydana gelmesi, zamanla renklenme oluşması, uygulanmalarının teknik hassasiyet gerektirmesi, termal genleşme katsayılarının yüksek, elastisite modüllerinin düşük, restorasyon ömrünün sınırlı ve biyouyumluluklarının tartışmalı olması gibi olumsuz özellikleri bulunmaktadır.¹⁰²

Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmediği durumlarda, monomerlerin polimerlere dönüşüm derecesi azaldığından kompozit içerisinde, reaksiyona girmeyen artık monomerler kalmaktadır. Bu artık monomerler de zamanla kompozit rezinlerden salınarak restorasyonun mekanik dayanıklılığının azalmasına ve biyolojik olarak uyumluluğunun etkilenmesine sebep olmaktadır.¹⁰³

2.3 Mekanik Özellikler

Bir materyalin mekanik özellikleri kuvvet karşısında verdiği cevap olarak tanımlanmaktadır. Dental materyallerin en önemli mekanik özellikleri aşınma direnci, mikrosertlik ve basma dayanımıdır. Bu özellikler mutlaka diş dokuları ile uyumlu olmalıdır.¹⁰⁴

2.3.1 Yüzey Sertliği

Sertlik, bir maddenin uygulanan kuvvet sonucu plastik bozulmaya karşı direnç gösterebilme yeteneğidir.^{105,106} Bir materyalin sertliği genellikle materyalin içerdiği doldurucu partiküller ile ilgilidir. Ayrıca polimerizasyon kalitesi de dental materyallerin mikrosertliği ile ilişkilendirilir. Materyallerin yapısındaki karbon çift bağlarının dönüşüm hızı ne kadar hızlı olursa, materyalin mikrosertliği de o kadar fazla olmaktadır.¹⁰⁷

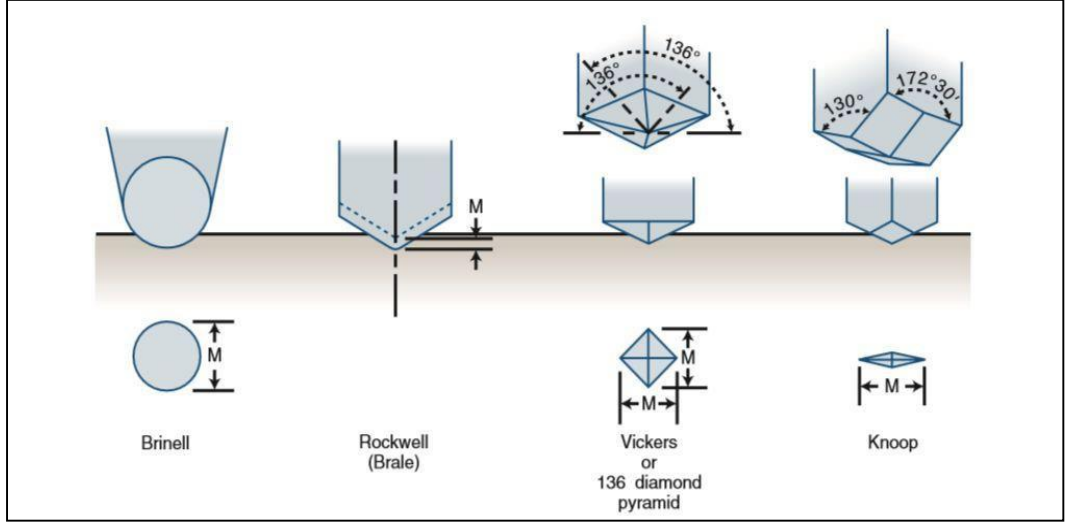
Restoratif materyaller, ağız içi ortamında pek çok etkiye maruz kalırlar. Bu etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri ancak yüksek yüzey sertlik değerlerine sahip olmaları ile mümkün olabilmektedir. Sertlik, maddenin mekanik dayanıklılığını, çizilme, kırılma ve aşınma direncini arttırdığı gibi kuvvetler karşısında orijinal şeklini kaybetmemesine de yardımcı olmaktadır.¹⁰⁸⁻¹¹⁰ Yüzey çizikleri bir materyalin üzerinde biyofilm gelişimini ve yorgunluğa karşı direncini etkileyebilmektedir.^{106,111} Bu nedenler ile dental materyallerin yüzey sertlik değerinin bilinmesi klinik prognozlarının değerlendirilmesi açısından önem arz etmektedir.

2.3.2 Yüzey Sertliğini Ölçmekte Kullanılan Yöntemler

Sertlik ölçümü, uygulanan kuvvet ve gözlenen değişimlere göre makro, mikro veya nano düzeyde tanımlanmaktadır.^{107,112}

Dental materyallerin sertliğini ölçmek için kullanılan geçmişten günümüze pek çok teknik mevcuttur. Brinell sertlik testi diş hekimliğinde kullanılan en eski yöntemdir. Shore ve Barcol sertlik testleri plastik esaslı dental materyallerde kullanılan karmaşık yöntemlerdir. Brinell ve Rockwell sertlik testleri makrosertlik değerini belirleyen yöntemler iken, Vickers ve Knoop sertlik testi ise mikrosertlik değerini belirlemek amacı ile kullanılmaktadırlar.¹⁰⁷

Bu testlerin hepsi önceden belirlenmiş kuvvetin, cihaza bağlı bir uç yardımı ile incelenecek yüzeye penetrasyonu esasına dayanır. Cismin sertlik değeri, uygulanan kuvvetin alana bölünmesiyle elde edilir. Bu yöntemlerden hangisinin seçileceğini, test edilecek materyalin özellikleri belirlemektedir.¹⁰⁵ Sertlik değeri ölçmek için kullanılan uçlar Şekil 2.1' de gösterilmektedir.



Şekil 2.1. Mikro ve makro sertlik ölçüm yöntemlerinde kullanılan uçlar. ¹¹³

2.3.2.1 Brinell Sertlik Ölçümü

Brinell Sertlik Ölçümü metallerin ve alaşımların sertliğinin ölçülmesinde kullanılmaktadır. Elastik özellik gösteren ve kırılğan materyallerin sertliğinin saptanması için uygun bir yöntem değildir.¹¹⁴ Bunun nedeni uygulanan yükün kırılğan materyallerin parçalanmasına sebep olabilmesi, elastik materyallerde ise oluşan çentiğin eski halini almasıdır ve dolayısıyla ölçüm yapılması mümkün olmamaktadır.^{106,107}

Brinell testi, ölçümü yapılacak olan materyalin kuvvete karşı oluşan direncinin ölçülmesi prensibine dayanmaktadır. Ölçüm yapılacak olan restoratif materyale 1,6 mm çapındaki çelik ya da karbit top şeklindeki uç ile 30 saniye süre ile 123 N yük uygulanmaktadır. Uygulanan yük altında materyalde yuvarlak bir çentik oluşmaktadır ve bu çentiğin çapı mikroskobik olarak ölçülerek sertlik değeri belirlenmektedir.¹¹⁴ Çökme ne kadar küçükse sertlik numarası, dolayısıyla materyalin sertliği de o kadar fazladır.¹⁰⁹

Geniş yüzeye sahip materyallerin ortalama sertlik değerinin belirlenmesinde en uygun yöntemdir. Ancak, bu cihaz ile dar alanların sertliğini ölçmek mümkün değildir.¹¹⁵

2.3.2.2 Barcoll Sertlik Ölçümü

Barcoll sertlik ölçüm yönteminde, çelik top veya elmas konik uçla uygulanan sabit yük sonucu oluşan penetrasyon direnci ölçülerek sertlik değeri belirlenmektedir. Cihaz üzerindeki gösterge maksimuma gelene kadar yük uygulanmaya devam etmekte ve skaladan 0 ile 100 arasında bir değer elde edilmektedir. Bu şekilde Barcoll sertlik değeri elde edilmektedir.¹¹⁶

2.3.2.3 Shore Sertlik Ölçümü

Shore sertlik ölçüm yöntemi, plastik ve kauçuk esaslı elastomerik materyallerin sertlik ölçümünde kullanılan test yöntemlerinden birisidir. Diş hekimliğinde genellikle protetik materyallerin sertliklerinin ölçümünde kullanılmaktadır.¹¹⁷⁻¹¹⁹

Bu test yönteminde "durameter" olarak adlandırılan bir aletle ölçüm yapılmaktadır. Yere paralel olarak yerleştirilen materyale durameter ucunun kuvvet uygulaması ile ölçüm yapılmaktadır. Durameter ucun materyale penetrasyonu ile sertlik değeri belirlenmektedir. Sertlik değeri, uç ile ölçüm yapılan materyalin sıkı kontakta olduğu durumda skaladan okunmaktadır. Bu yöntemde 0 ile 100 birim arasındaki değerlerden oluşan skala kullanılmaktadır. Dental materyaller için "Shore A" skalası kullanılmaktadır. Ucu materyale penetrasyonu arttıkça, elde edilen sertlik değeri azalmaktadır. Yani ucun ölçüm yapılan materyale tamamen penetrasyonu durumunda 0 değeri elde edilmektedir. Bu değer materyalin yumuşak olduğunu göstermektedir. Penetrasyon sağlanmadığı durumda ise 100 değeri elde edilmektedir. Bu değer de materyalin sert olduğunu göstermektedir.^{116,119,120}

2.3.2.4 Rockwell Sertlik Ölçümü

Rockwell sertlik ölçümü, Brinell sertlik ölçümü yöntemine benzer şekilde çelik top ya da elmas konik uç ile materyal üzerine kuvvet uygulanması esasına dayanmaktadır. Rockwell sertlik ölçüm yönteminde cihaz üzerinde bulunan sayaç yardımıyla derinlik ölçümü yapılmaktadır.¹⁰⁷ Rockwell sertlik ölçüm yönteminde, öncelikle düşük kuvvette ilk

yükleme yapılmaktadır. Böylece, ucun materyal üzerine sabitlenmesi sağlanarak daha sonra yüksek kuvvette yük uygulanmaktadır. Belirli bir süre boyunca yük uygulandıktan sonra yüksek kuvvetteki yük kaldırılarak küçük yük uygulanmaya devam edilmektedir. Bu aşamada derinlik değeri ölçülerek sertliğin derecesi skaladan okunmaktadır.

Rockwell testi diş hekimliğinde genellikle rezin bazlı protez kaideleri, kompozit rezin, kompomer ve cam iyonomer gibi materyallerin sertlik ölçümünde kullanılmaktadır.^{116,121}

2.3.2.5 Vickers Sertlik Ölçümü

Vickers sertlik ölçümünde kullanılan yöntem, Brinell testinde kullanılan yöntem ile aynıdır. Ancak, kuvvet uygulayan uç küre değil, piramit şeklindedir. Ayrıca daha sert materyaller üzerinde daha hassas ölçüm yapılabilmektedir. Bu ölçüm yönteminde, sertlik ölçümü yapılacak olan materyal yüzeyine tabanı kare ve karşılıklı yüzleri arasında 136° açı bulunan piramit şeklindeki elmas uç ile 10-15 saniye boyunca 1-100 kilogram arası yük uygulanmaktadır. Ölçüm yapılacak örneklerin, alt ve üst yüzeylerinin yük geldiği zaman hareket etmeyecek veya kaymayacak şekilde düz olması gerekmektedir.¹⁰⁷ Cihaza ilave edilmiş bir mikroskop ekranındaki hareketli iki cetvel yardımıyla, piramidin köşegen uzunlukları ayrı ayrı ölçülür.^{114,115} Daha sonra elde edilen değerlerin ortalaması alınmaktadır.¹⁰⁷ Vickers sertlik değeri, kilogram ile belirtilen deney yükünün "mm²" olarak belirtilen iz alanına bölünmesiyle elde edilmektedir.¹²² Vickers sertlik değeri, "1.854 x kuvvet / (taban köşegeni)²" formülü ile hesaplanmaktadır. Meydana gelen iz alanı ne kadar küçükse Vickers sertlik değeri o kadar büyük olur. Değerin büyük olması materyalin sert olduğunu göstermektedir.¹⁰⁷

Bu yöntem diş dokusu, metal ve alaşımların sertlik ölçümü amacıyla kullanılmaktadır.¹²³

Kullanılan elmas ucun zamanla bozulmaması ve sert materyal yüzeyleri için kullanılma imkanının olması gibi avantajlara sahiptir. Ayrıca kırılğan materyallerin ve diş dokularının sertliklerinin değerlendirilmesi için uygun bir yöntemdir.¹⁰⁷

2.3.2.6 Knoop Sertlik Ölçümü

Knoop sertlik ölçümü, genellikle mine ve dentinin sertliğinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır.¹⁰⁶

Knoop sertlik değerinin ölçülmesinde kullanılan uç, Vickers testinde kullanılan uca benzemektedir. Tek fark, köşegenlerden birinin diğerinden 7 kat daha uzun olmasıdır. Ayrıca, bu ucun batma derinliği büyük köşegen uzunluğunun 1/30'u kadardır. Bu piramit ucun tepe açısı 172°'dir.^{114,115} Dörtgenin uzun olan kenarı kullanılarak Knoop sertlik değeri belirlenmektedir.¹¹⁴ Newton olarak belirtilen test yükünün, mm² olarak belirtilen iz alanına bölünmesiyle elde edilmektedir. Knoop sertlik değeri, "1.451 x kuvvet / (uzun köşegen)²" formülü ile hesaplanmaktadır. Test edilen materyal ne kadar sert olursa, elde edilen değer de o kadar büyük olmaktadır.¹⁰⁷

Örneklerin mükemmel bir şekilde polisajlanmış olması gerekliliği ve testin uzun sürmesi bu yöntemin dezavantajlarından biridir.¹⁰⁶

2.3.2.7 Nanosertlik Ölçümü

Genel uygulama alanına sahip olan Brinell, Rockwell, Vickers sertlik testleri çok küçük hacimlerin ölçümünde yetersiz kalmaktadır. Nano Sertlik Testleri, 1970'lerin ortalarında geliştirilmiştir ve çok küçük boyutlardaki materyallerin mekanik özelliklerinin belirlenmesine olanak sağlamıştır.¹²⁴

Nano-indentasyon testleri, küçük alanların ve ince tabakaların mekanik özelliklerini analiz etmek için kullanılan yaygın bir teknik haline gelmiştir.¹²⁵⁻¹²⁷ Nano-indentasyonda, iki bağımsız değişken olarak yük ve penetrasyon derinliği birbirini ardına ölçülen enstrümental girinti tekniği kullanılmaktadır. Sertliği ölçmek için oluşturulan iz boyutlarının kullanıldığı geleneksel sertlik ölçüm yöntemlerinin aksine çok küçük ölçeklerde ölçüm yapabilme kabiliyeti sayesinde biyolojik materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmek için nano-indentasyon tekniğinin kullanılması tercih edilmektedir.¹²⁸ Örneğin mineral, kollajen ve su içeriği ile ilgili kemiğin özellikleri bu teknik ile incelenmiştir.¹²⁹

Mikro sertlik testlerinden farklı olarak nanosertlik testleri, yük ve yer değiştirme işleminin daha yüksek hassasiyetle kaydedildiği ve çok küçük girintiler yapıldığı için, alt mikron aralığında gerçekteştirilen derinlik algılama girinti testlerine atıfta bulunmaktadır.¹²⁷

Nanoindentasyon testlerinde yük-yer değiştirme eğrileri, kırılma mekanizmaları ile sıklıkla bağlantılı olan derinlik penetrasyonunda devamsızlık (pop-ins olarak adlandırılan) gösterebilir.¹³⁰ Pop-ins'lerin varlığı materyalde çatlak ya da kırılma olduğunu gösterir yani analiz edilen yüzeyler elastoplastik davranış sergilememiştir ve uygulanan temas basıncını tolere edememiştir. Örneğin kırılğan seramikler içinde yüklenme esnasında çatlak yayılımı söz konusu olabilir.¹³¹

2.3.3. Elastik modül

Dışarıdan kuvvet uygulanan bir materyalin boyutlarında bir miktar değişiklikler olmaktadır. Gerinim, birim boyut başına meydana gelen uzunluk değişimidir. Gerinim= Uzunluktaki değişim/Orijinal uzunluk formülüyle ifade edilir. Gerinimin birimi yoktur, % olarak ifade edilir.^{113,132}

Materyalin birim alanı üzerine, belirli bir düzlemde etkiyen kuvvet “gerilim” olarak tanımlanır. Gerilim=Kuvvet/Alan (F/A) formülüyle hesaplanır. Gerilim birimi N/m² yani paskal'dır.^{113,132}

Elastik modül bir materyalin katılık ve sertliğinin ölçümüdür. Oransal sınır cismin uygulanan kuvvet karşısında elastiklik özelliğini kaybettiği ve plastik deformasyonun başladığı noktadır. Gerilme-gerinim eğrisinde orantısal olarak artışın sona erdiği noktaya tekabül eder.¹³³ Yani elastik modül bir materyalin sertliği veya bükülmezliği olarak tanımlanır. Gerilim gerinim grafiğinin eğimiyle hesaplanır.¹¹³ Elastik Modül= Gerilim/Gerinim'dir. Bu bakımdan bir gerilime ne kadar küçük gerinime karşılık geliyorsa elastik modülün değeri o kadar büyük olur. Elastik modülün birimi gerilimle aynı olup N/m² (Paskal) ile ifade edilir. Elastik modül değerleri Giga pascal (GPa) ile de ifade edilebilir.^{113,132} (1 GPa= 109 N/m²)

2.4 Restoratif Materyallerin Antimikrobiyal Etkinliğinin Önemi

Diş çürüğü, dünyadaki tüm bölgelerdeki her yaştan insanı etkilemektedir ve en yaygın kronik hastalıktır. Dünya Sağlık Örgütü'ne göre, dünya nüfusunun dörtte üçü çürüklerden muzdarip durumdadır. Dünya çapında, okul çocuklarının % 60 - 90'ı ve yetişkinlerin yaklaşık % 100'ünde diş çürüğü bulunmaktadır.¹³⁴ Diş çürüğü, özellikle gelişmiş ve gelişmekte olan ülkelerde tedavi bakımına erişimi olmayan yoksul gruplar arasında halk sağlığı sorunu olmaya devam etmektedir.¹³⁵

Streptococcus mutans (*S. mutans*), çürük oluşumundan sorumlu birincil bakteridir. *Lactobacillus acidophilus* (*L. acidophilus*) ise, çürük ilerlemesiyle ilgili başlıca bakteridir ve sekonder çürük oluşumundan da sorumludur.⁴ *Candida albicans*'ın (*C. albicans*) diş çürükleri için bir patojen olduğunu gösteren çok sayıda çalışma vardır.⁵⁻⁷ *C. albicans* tarafından üretilen organik asit ve enzim, diş sert dokularının hidroksiapatitlerini çözebilir ve dentin kollajeni degrave edebilir.^{5,7}

Bakteriyel biyofilmler, bakterilerin kendileri tarafından üretilen eksopolisakkarit bir matrikste gömülü oldukları karmaşık üç boyutlu yapılardır. Ağız boşluğunda biyofilmler, çürüğe ve periodontal hastalıklara bağlı diş sert ve yumuşak dokularında ve oral fonksiyonların restorasyonu için kullanılan biyomalzemelerin üzerinde bulunabilir.¹³⁶ Restoratif materyaller üzerinde bakteri birikmesi, sadece materyali parçalamakla kalmaz aynı zamanda materyal yüzeyini pürüzlendirir ve çürüklerin tekrar oluşumu ile restorasyon ile diş arasındaki ara yüzde bakteriyel enfeksiyona neden olur.¹³⁷ Lezyonun ilerlemesini önlemek veya yavaşlatmak ve sonuç olarak restorasyon replasman oranını düşürmek için, daha az biyofilm çeken veya antimikrobiyal bileşikler bırakabilen yeni diş restorasyon materyallerine artan bir ilgi vardır.¹³⁸

Diş yapısına bağlanarak potansiyel olarak mikrosızıntıyı azalttığı, çürüğe bağlı oral bakterilerin büyümesini inhibe ettiği ve bu bakteriler tarafından üretilen asitleri iyon bırakma yoluyla nötralize ettiği için, CİS'ler genellikle çürüğe karşı korunmanın gerekli olduğu durumlarda önerilir.^{8,9} Cam İyonomer Simanların flor salma ve nötrleştirme kabiliyeti içeriğine dahil edilen florun niteliğinden, depolama ortamının niteliğinden özellikle ortamın pH'sından etkilenir.¹³⁹ Bununla birlikte, bu yararlı etkiler aşırı yüzey bozulması pahasına gerçekleşir.¹³⁷ Bu durum olayların negatif bir sarmalına yol açar,

sonuç olarak daha fazla kolonize olan organizmalar bozulmuş yüzeye yapışır ve daha fazla bozulmaya neden olur.¹³⁸

Bu nedenler göz önüne alınarak bu çalışmada güçlendirilmiş Cam İyonomer restoratif materyallerin antimikrobiyal etkinliği ve nanosertlikleri test edilmiştir.

2.5 Antimikrobiyal Etkinlik Değerlendirme Test Yöntemleri

2.5.1 Agar Difüzyon Testi

Agar Difüzyon Testi (ADT), çeşitli simanların antimikrobiyal aktivitesini değerlendirmek için geçmişte kullanılan yaygın bir yöntemdir.¹⁴⁰ Bu testin avantajı, materyallerin doğrudan kıyaslamalarına olanak sağlamasıdır. Buna karşın en büyük dezavantajı materyallerin mikrobiyostatik ve mikrobisidal özelliklerinin ayırt edilememesidir.¹⁴¹ Ayrıca inokülasyon yoğunluğunun standardizasyonu, sonuçların değerlendirilmesi, agar ortamının seçimi, inkübasyon sıcaklığı, plakalar ve inhibisyon halolarının okuma noktası difüzyon testlerinin dinamikleridir ve bu test yöntemini kısıtlayan faktörlerdir.¹⁴² Günümüzde bu yöntemin kısıtlamaları iyi bilinmektedir ve bu nedenle ADT artık önerilen bir yöntem değildir.¹⁴³⁻¹⁴⁵

Bu test yönteminde steril agar üzerine ekilen bakteri suşuna karşı antibakteriyel özelliği ölçülecek olan test materyali ekilerek çevresinde oluşturduğu inhibisyon alanı ölçülerek antibakteriyel etki değerlendirilir. Agar Difüzyon Testi deney materyalinin agar içinde difüzyonuna bağlıdır.¹⁴⁶⁻¹⁴⁸

2.5.2 Direk Temas Testi (Disk Difüzyon Testi)

Agar Difüzyon Testinin sorunlarının çoğunu ortadan kaldıran Direk Temas Testi (DTT), Weiss ve arkadaşları.¹⁴⁹ tarafından tanımlanmıştır. Test, çözünmeyen materyallerin test edilmesine olanak sağlayan ve standartlaştırılmış ayarlarda kullanılabilen kantitatif ve tekrar edilebilir bir test yöntemidir. Direk Temas Testi bazı simanların antibakteriyel özelliklerini değerlendirmek için ADT'den daha uygun bir test olabilir. Ayrıca, bu test,

ADT'den farklı olarak oral koşulları taklit eder. Bu yöntem, ADT'ye kıyasla muhtemel karıştırıcı faktörlerin daha iyi kontrol edilmesini sağlar. Karıştırma işleminden hemen sonra ve nihai kimyasal yapıda bulunan çeşitli geçici ve kalıcı ürünlerin serbest bırakılmasından bir süre sonra materyali test etmek çok önemlidir.¹⁵⁰

Bu test yöntemi mikroorganizma ile deney materyalinin direk temasına olanak sağlamaktadır. Bu yöntemde hazırlanan besiyerlerinin geçirgenlik değerleri spektrofotometre cihazıyla ölçülmektedir. Bu sayede direk temas sonrası oluşan mikrobiyal büyümenin turbidimetrik (ışık geçirgenliği ile) tespiti sağlanır.¹⁵¹

2.5.3 Dilüsyon Testi

Bu test yönteminde, antimikrobiyal özellikleri değerlendirilecek materyaller bakteriler için özel hazırlanmış sıvılar içeren deney tüplerinde sulandırılır. Daha sonra tüplere eşit miktarlarda bakteriyel süspansiyonlar ilave edilerek, 2-20 dakika arasında inkübasyonları sağlanır. Çeşitli konsantrasyonlarda deney materyali içeren tüplerdeki bakteri canlılığı, inkübasyon süresi bitiminde steril tüplere ekim yapılarak kontrol edilir. Ekimler sonucunda, bakteri büyümesi gözlenmemesi, test materyallerinin antimikrobiyal etkinliğine işaret eder.¹⁵² Ancak, bu test yönteminin en önemli dezavantajı sadece bakteri besi ortamında çözünebilen materyallerin etkinliğinin değerlendirilebilmesidir.¹⁵³

2.5.4 Yaşam Süresi Testi

Bu test yönteminde, antimikrobiyal etkinliği değerlendirilecek materyalin ekstrat veya solüsyonları, belirli sayıdaki bakteri ile karıştırılarak inkübe edilir. Belirlenen sürelerde bu karışımlardan örnekler alınarak bakteri büyümesi tespit edilir. Testte, katı besiyeri ortamında hayatta kalabilen bakteri sayısı hesaplanarak, dental materyallerin bakterisidal etkinlikleri değerlendirilir. Fakat, ADT ve Dilüsyon Testinde olduğu gibi, besi ortamında çözünebilen materyallerin etkinliğinin değerlendirilebilmesi yöntemin en önemli dezavantajıdır.^{154,155}

2.6 Restoratif Materyallerin Biyouyumluluklarının Değerlendirilmesi

Biyoyumluluk, diş hekimliğinde kullanılan her materyal için önem arz etmektedir. Nicholson¹⁵⁶ biyoyumluluk özelliğini, "bir materyalin belirli bir uygulamada, ev sahibinin kabul edilebilir bir tepkisi ile hareket etme yeteneği" olarak tanımlamıştır. Bu tanım, dokular ile yapay materyaller arasındaki etkileşim sırasında ortaya çıkan çeşitli reaksiyonları kapsar.

Dental materyallerde birincil önem verilen husus, periodonsiyum da dahil olmak üzere ağız yumuşak dokuları ile temas ettiğinde yan etki, toksik etki ve / veya alerjik reaksiyonlara neden olmamasıdır.¹⁵⁷

Klinik kullanıma yönelik yeni bir materyal, pazara sunulmadan önce her zaman biyoyumluluk testleri ile değerlendirilmelidir. Biyoyumluluk ilk olarak hücre kültürü çalışmaları ile sonrasında hayvanlar üzerinde intraosseöz ve subkütan implantasyon ile daha yüksek seviyelerde değerlendirilir.¹⁵⁸

2.7 Restoratif Materyallerin Biyouyumluluklarının Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler

Restoratif materyallerin biyoyumlulukları,

- İn-Vitro Testler (Başlangıç Testleri)
- İn-Vivo Testler (Hayvan Deneyleri)
- Kullanım testleri (Klinik Çalışmalar) olarak üç ayrı basamakta değerlendirilmektedir.¹⁵⁹

2.7.1 İn-Vitro Sitotoksisite Test Yöntemleri

İn vitro araştırmalar, hücre ve doku yaralanmalarının dejeneratif (reversible) ve nekrotik (irreversible) aşamalarında spesifik olayları incelemektedir.¹⁶⁰ İn-vitro biyoyumluluk testlerinin amacı; vücut dokuları üzerine veya içine yerleştirildiklerinde materyallere karşı oluşacak biyolojik reaksiyonun test ortamında oluşturulmasıdır.¹⁶¹

Dental materyallerin in-vitro olarak sitotoksisitelerinin değerlendirilmesinde, ISO 10993 tarafından hazırlanan standartlara göre

- -Direkt hücre kültürü
 - a) Direkt temas testi
 - b) Ekstrakt testi
 - Bariyer test yöntemi
- Agar difüzyon testi
- Filtre difüzyon testi
- Dentin bariyer testi kullanılması önerilmektedir.¹⁶²⁻¹⁶⁴

2.8 Sitotoksosite Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Dental materyallerin sitotoksitesi değerlendirilirken hücre canlılığı, hücre proliferasyonu, membran geçirgenliği, DNA, RNA ve protein sentezi, metabolik olayların değerlendirilmesi gibi biyolojik faktörler incelenmektedir. Materyallerin sitotoksitelerini değerlendirmede,

Canlılık değerlendirme testleri *-Nötral Kırmızısı Testi -Floresan Metodu- Tripan Mavisi Testi*

Hücre proliferasyonu değerlendirme testleri *³H-Timidin Testi -Bromodeoksiuridin İmmünohistokimyasal Testi*

Metabolik aktivite değerlendirme testlerinde MTT, MTS, WST-1, XTT, LDH ve alamar mavisi kullanılmaktadır.¹⁶⁵

2.8.1 MTT Yöntemi

MTT yöntemi ile bir hücre topluluğundaki canlı hücreler kolorimetrik ve kantitatif olarak saptanabilmektedir. Bu test mitokondriyal dehidrojenaz enzim aktivitesini ölçer. MTT'nin ana bileşeni 3-(4,5-dimetiltiazol-2-il)-2,5-difeniltetrazoliumbromid'tir. Özel bir çözücü ile çözüldürülen MTT sarı renklidir. Canlı hücrelerin mitokondriyal dehidrojenaz

enzimleri MTT'nin tetrazolyum halkasını parçalayarak suda çözünmeyen mor-mavi renkli formazan kristallerini oluşturur.¹⁶⁶ Bu kristaller asitlendirilmiş izopropanol içinde çözünürler. Sonuçta elde edilen mor solüsyon spektrofotometrik olarak ölçülür. Hücre sayısındaki artma veya azalma, hücre sayısı ile bağlantılı olarak oluşan formazan miktarında değişmeye neden olur.¹⁶⁷ Spektrofotometrik ölçüm sonucu elde edilen değer test edilen materyalin toksisitesini belirler. Bu yöntem diğer sitotoksikite test yöntemlerine göre çok daha hassastır ve tekrarlanabilir sonuçlar vermektedir, ayrıca uygulaması kolay ve hızlı bir metottur.¹⁶⁸



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada farklı Cam İyonmer restoratif materyallerin antimikrobiyal etkinliklerinin ve sitotoksitelerinin değerlendirilmesi Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Bakteriyoloji ve Hücre Kültürü Laboratuvar'ında, Nanosertliklerinin değerlendirilmesi ise Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Teknoloji ve Ar-Ge Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirildi.

Bu çalışmanın Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Klinik Araştırmalar Yerel Etik Kurulu'nun 2017/109 sayılı etik kurul izni bulunmaktadır.

3.1 Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada 5 farklı Cam İyonmer restoratif materyali ve bir rezin kompozit materyali karşılaştırıldı. Çalışmamızda; gümüş İle desteklenmiş Cam İyonmer restoratif materyali olan Argion (VOCO,Almanya), zirkonyum ile güçlendirilmiş Cam iyonmer restoratif materyali olan Zirconomer (Shofu Inc., Japonya), bulkfil Cam İyonmer restoratif materyali olan EQUIA Forte (GC, Japonya), rezin ile güçlendirilmiş Cam İyonmer restoratif materyali olan Fuji II LC Capsule (GC, Japonya), Yüksek Viskoziteli Cam İyonmer restoratif materyali olan Fuji IX GP Capsule (GC, Japonya) ve Kompozit rezin restoratif materyali olan Cavex Qadrant Universal LC (CAVEX, Hollanda) kullanıldı (Şekil 3.1-3.6). Diş hekimliğinde yaygın kullanım alanına sahip Kompozit rezinlerden biri olan Cavex Qadrant Universal LC, cam iyonmer restoratif materyaller ile kompozit rezinleri genel olarak mukayese etmek için kullanıldı. Toplamda 6 grup oluşturuldu. Kullanılan restoratif materyaller Çizelge 3.1'de, çalışmada kullanılacak materyallerin içeriği Çizelge 3.2'de ve materyal gruplarına ilişkin kodlama Çizelge 3.3'te gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Argion (VOCO, Almanya)



Şekil 3.2. Zirconomer (Shofu Inc., Japonya)



Şekil 3.3. Fuji II LC Capsule (GC, Japonya)



Şekil 3.4. Fuji IX GP Capsule (GC, Japonya)



Şekil 3.5. EQUIA Forte (GC, Japonya)



Şekil 3.6. Cavex Quadrant Universal LC (CAVEX, Hollanda)

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

| MATERYAL | KATEGORİ | ÜRETİCİ FİRMA |
|-------------------------------|--|----------------------------|
| ARGİON | Gümüş ile desteklenmiş Cam İyonomer restoratif materyali | VOCO, Almanya |
| ZİRCONOMER | Zirkonyum ile güçlendirilmiş Cam İyonomer restoratif materyali | Shofu Inc., Kyoto, Japonya |
| EQUIA Forte | Bulkfil Cam İyonomer restoratif materyali | GC, Japonya |
| Fuji II LC Capsule | Rezin ile güçlendirilmiş Cam İyonomer restoratif materyali | GC, Japonya |
| Fuji IX GP Capsule | Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer restoratif materyali | GC, Japonya |
| Cavex Qadrant Universal LC | Kompozit restoratif materyali | CAVEX, Hollanda |

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan materyallerin içeriği

| MATERYAL | İÇERİK |
|-------------------------------|---|
| ARGİON | Toz: Poliakrilik asit, Florid silikat, Gümüş Likit: Deiyonize su |
| ZİRCONOMER | Toz: Fluoroalüminosilikat cam, Zirkonyum oksit Likit: Poliakrilik asit, Tartarik asit |
| EQUIA Forte | Toz: Stronsiyum Fluoroalüminosilikat cam, Poliakrilik asit Likit: Akuöz Poliakrilik asit |
| Fuji II LC Capsule | Toz: Üretan dimetakrilat, Silikon dioksit, Alüminosilikat cam, HEMA Likit: Distile su, Poliakrilik asit |
| Fuji IX GP Capsule | Toz: Fluoroalüminosilikat cam, Poliakrilik asit tozu Likit: Poliakrilik asit, Polibazik karboksilik asit, Distile su |
| Cavex Qadrant Universal LC | Ba-Al-F-silikat cam Yüksek derecede dağılmış silikon dioksit |

Çizelge 3.3. Çalışmada kullanılan materyaller ve materyallerin grup kodlaması

| MATERYAL | GRUP KODLAMASI |
|----------------------------|----------------|
| ARGİON | A |
| ZİRCONOMER | B |
| EQUIA Forte | C |
| Fuji II LC Capsule | D |
| Fuji IX GP Capsule | E |
| Cavex Qadrant Universal LC | F |

Örneklerin hazırlanması ve sertleştirme prosedürleri aseptik koşulların sağlanması amacıyla laminar flow kabini (Heal Force, Çin) yapıldı ve kullanılacak cam, siman spatülü, ağız spatülü, presel işlem öncesinde ayrı ayrı paketlenip otoklavda steril edildi (Şekil 3.7, 3.8). Tüm işlemler steril eldiven kullanılarak yapıldı.



Şekil 3.7. Laminar Flow Kabini (Heal Force, Çin)



Şekil 3.8 Örneklerin hazırlanmasında kullanılan steril malzemeler

Örnekler üretici firmanın önerisi doğrultusunda sertleştirildi. Çizelge 3.4'te örneklerin hazırlanmasında materyallerin uygulanma şekilleri ve sertleşme süreleri gösterilmektedir. Kapsül formundaki materyallerin karıştırılmasında amalgamatör cihazı (Zoneray, Çin) kullanıldı (Şekil 3.9). Işık ile sertleştirilen restoratif materyallerin sertleştirilmesinde ışık cihazı (Woodpecker, Çin) kullanıldı (Şekil 3.10).

Çizelge 3.4. Örneklerin hazırlanmasında materyallerin uygulanma şekilleri ve sertleşme süreleri

| MATERYAL | UYGULAMA ŞEKLİ | SERTLEŞME SÜRESİ |
|----------------------------|--|--|
| ARGİON | Toz ile deiyonize suyun emici olmayan materyal ya da cam üzerinde plastik spatül ya da kaymayan spatül ile elle karıştırılması | 4-5 dk oda sıcaklığında |
| ZİRCOMER | Toz ile likidin karıştırma kağıdı üzerinde plastik spatül ile elle karıştırılması | 3 dk oda sıcaklığında (37°C'de firmanın önerisi) |
| EQUİA® Forte | 10 sn süresince kapsülün karıştırıcı ile karıştırılması ve tabanca ile uygulanması | 20 sn ışık uygulanması |
| Fuji II LC Capsule | 10 sn süresince kapsülün karıştırıcı ile karıştırılması ve tabanca ile uygulanması | 20 sn ışık uygulanması |
| Fuji IX GP Capsule | 10 sn süresince kapsülün karıştırıcı ile karıştırılması ve tabanca ile uygulanması | 2 dk 20 sn oda sıcaklığında (firmanın önerisi) |
| Cavex Qadrant Universal LC | Materyalin uygulanması | 40 sn ışık uygulaması |



Şekil 3.9. Amalgamatör cihazı (Zoneray, Çin)



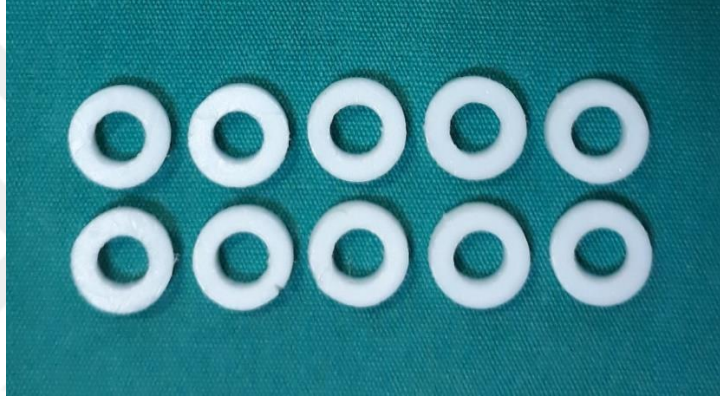
Şekil 3.10. Işık cihazı (Woodpecker, Çin)

3.2 Antimikrobiyal Etkinlik Testi

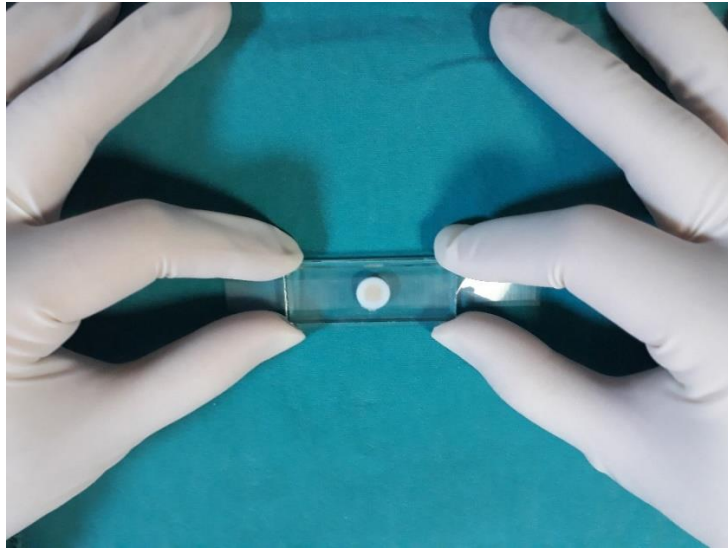
Hazırlanan örneklerin antimikrobiyal etkinlik değerlendirmesi Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Bakteriyoloji ve Hücre Kültürü Laboratuvarı'nda yapıldı.

3.2.1 Antimikrobiyal Etkinlik Test Örneklerinin Hazırlanması

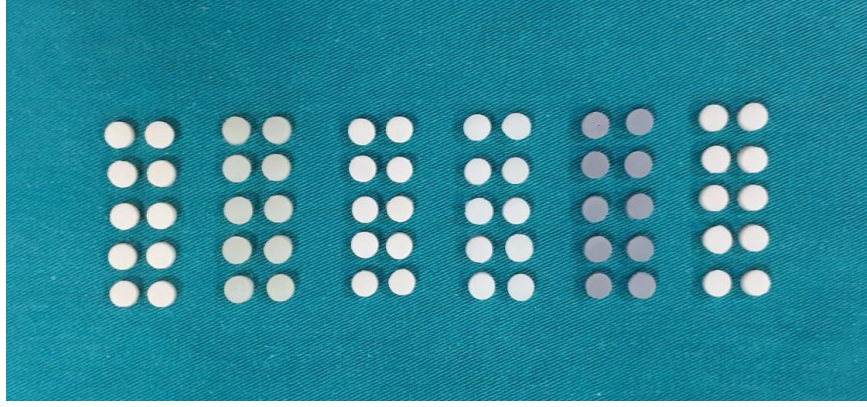
Antimikrobiyal etkinliği değerlendirilecek materyaller, 5 mm çapında ve 2 mm derinliğinde steril teflon kalıplara (Şekil 3.11) fazla materyalin uzaklaştırılması ve örnek içerisinde hava kabarcığı kalmamasını sağlamak amacıyla üstlerine şeffaf bant koyulup cam lamel ile sıkıştırılarak yerleştirildi (Şekil 3.12). Örnekler üretici firmanın önerisi doğrultusunda sertleştirildi. Her gruba ait 10'ar adet olmak üzere toplam 60 adet örnek hazırlandı (Şekil 3.13).



Şekil 3.11. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıplar



Şekil 3.12. Teflon kalıba yerleştirilen materyallerin cam lameller arasında sıkıştırılması



Şekil 3.13. Antimikrobiyal etkinlik testi için hazırlanan örnekler

3.3 Antimikrobiyal Etkinliğin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda, her gruba ait 10'ar adet olmak üzere toplam 60 adet örneğin dış çürüklerinde rolü olduğu bilinen *L. casei* (ATCC 4646) ve *S. mutans*'a (NCTC10449) karşı antimikrobiyal etkinlikleri ve ağız içi mantar enfeksiyonunda rolü olduğu bilinen *C. albicans*'a (ATCC 10231) karşı antifungal etkinlikleri Mikrodilüsyon ve Disk Difüzyon testi ile değerlendirildi.

Tüm örnekler otoklavda steril edilip kullanılıncaya kadar ependorf tüplerinde muhafaza edildi.

3.3.1 MİK (Minimal İnhibisyon Konsantrasyon) ve MBK (Minimal Bakterisidal Konsantrasyon) Değerlerinin Hesaplanması

Hazırlanan örneklerin MİK değerlerinin hesaplanması “broth dilüsyon” yöntemine göre yapıldı. Örneklerin miktarları sabit kalmak suretiyle bakteriyel konsantrasyonlar 1×10^6 , 1×10^5 , 1×10^4 , 1×10^3 , 1×10^2 cfu/ml olacak şekilde hazırlandı. Daha sonra hazırlanan örneklere 72 saat süreyle maruz bırakıldılar. Çalışmada *L. casei* (ATCC 4646) ve *S. mutans* (NCTC10449) kökenlerinin Mueller Hinton agardaki, *C. albicans*'ın (ATCC 10231) ise Saboraud deksroz agardaki 24 saatlik inkübasyonla çoğaltılmış kültürleri MİK ve MBK çalışmalarında kullanıldı. Bakteriler (*L. casei* ve *S. mutans*) 1×10^6 , *C. albicans* ise 1×10^5 cfu/ml olacak şekilde ayarlanarak steril 10 tüpe 0.5 ml Mueller-Hinton broth ve

Saborud dextroz broth besiyerleri içinde dağıtıldı. Sonra bakteri ve mantar konsantrasyonları seri olarak dilue edilerek 1×10^2 konsantrasyona kadar dilue edildi. Tüpler $37 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de 72 saat süre ile inkübe edildi. Bulanıklığın görülmediği son tüp MİK konsantrasyonu olarak belirlendi.

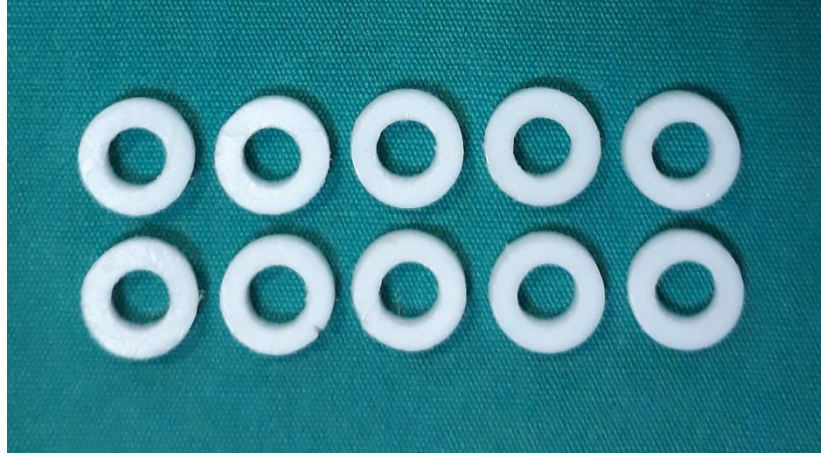
Minimal bakterisidal konsantrasyon için bulanıklığın görüldüğü en son tüp ve sonraki iki dilüsyondan bakteri kökenleri (*L. casei* ve *S. mutans*) için Mueller-Hinton agara, mantar (*C. albicans*) için ise Saboraud dextroz agara ekim yapıldı. Bakterilerin %99.9'unu öldüren konsantrasyon MBK olarak tespit edildi. MBK değerlerinin hesaplanması için her dilüsyondan 3'er besiyerine ekim yapılarak değerlendirildi.

3.4 Sitotoksosite Değerlendirme Testi

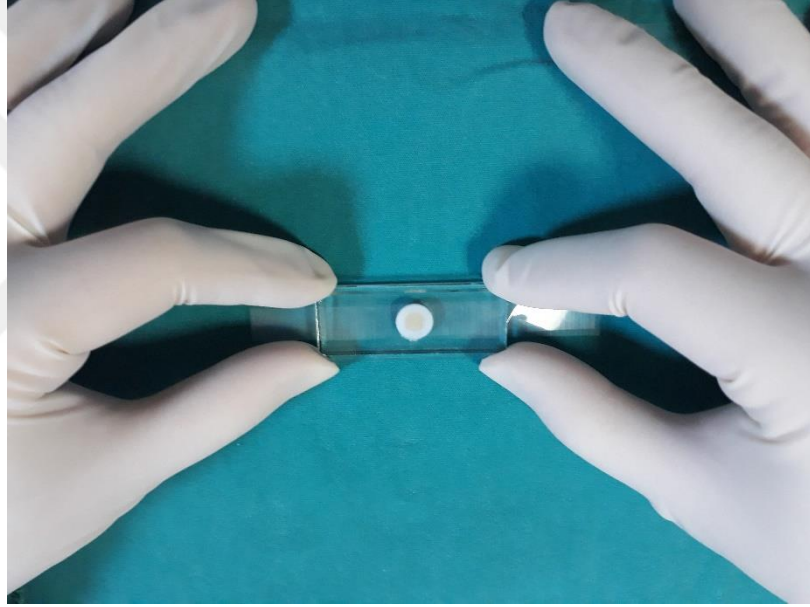
Hazırlanan örneklerin sitotoksosite değerlendirmeleri Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Bakteriyoloji ve Hücre Kültürü Laboratuvarları'nda yapıldı.

3.4.1 Sitotoksosite Test Örneklerinin Hazırlanması

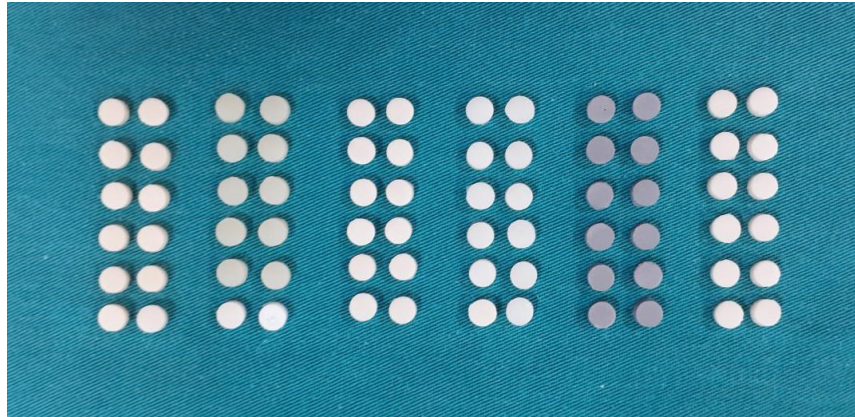
Sitotoksitesini değerlendirilecek materyaller, 5 mm çapında ve 2 mm derinliğinde steril teflon kalıplara (Şekil 3.14) fazla materyalin uzaklaştırılması ve örnek içerisinde hava kabarcığı kalmamasını sağlamak amacıyla üstlerine şeffaf bant koyulup cam lamel ile sıkıştırılarak yerleştirildi (Şekil 3.15). Örnekler üretici firmanın önerisi doğrultusunda sertleştirildi. Her gruba ait 12'şer adet olmak üzere toplam 72 adet örnek hazırlandı (Şekil 3.16).



Şekil 3.14. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıplar



Şekil 3.15. Teflon kalıba yerleştirilen materyallerin cam lameller arasında sıkıştırılması



Şekil 3.16. Sitotoksisite testi için hazırlanan örnekler

3.5 Sitotoksitenin Değerlendirilmesi

Her gruba ait 12'şer adet örneğin 24, 48 ve 72 saatlik inkübasyon periyotlarının ardından MTT testi ile sitotoksitelerinin değerlendirilmesi için her bir grubun 4 adet örnek içerecek şekilde 3 alt gruba ayrılması Çizelge 3.5'te gösterilmektedir.

Çizelge 3.5. Örneklerin değerlendirme periyotlarına göre gruplara ayrılması

| KULLANILACAK MATERYAL | GRUP | ALT GRUPLAR | DEĞERLENDİRME PERİYODU | ÖRNEK SAYISI |
|----------------------------|------|-------------|------------------------|--------------|
| ARGİON | A | A1 | 24 Saat | n=4 |
| | | A2 | 48 Saat | n=4 |
| | | A2 | 72 Saat | n=4 |
| ZİRCONOMER | B | B1 | 24 Saat | n=4 |
| | | B2 | 48 Saat | n=4 |
| | | B3 | 72 Saat | n=4 |
| EQUİA Forte | C | C1 | 24 Saat | n=4 |
| | | C2 | 48 Saat | n=4 |
| | | C3 | 72 Saat | n=4 |
| Fuji II LC Capsule | D | D1 | 24 Saat | n=4 |
| | | D2 | 48 Saat | n=4 |
| | | D3 | 72 Saat | n=4 |
| Fuji IX GP Capsule | E | E1 | 24 Saat | n=4 |
| | | E2 | 48 Saat | n=4 |
| | | E3 | 72 Saat | n=4 |
| Cavex Qadrant Universal LC | F | F1 | 24 Saat | n=4 |
| | | F2 | 48 Saat | n=4 |
| | | F3 | 72 Saat | n=4 |

3.5.1 Hücre Kültürü Çalışmaları

Çalışmada daha önce hazırlanan örneklerin hücre sitotoksosite testlerinin yapılması için Vero hücreleri kullanıldı. Tüm deneylerde hücre kültürü üretme besiyeri olarak içerisinde % 10 oranında fetal dana serumu (FBS), 10 mM 2-[4-(2-Hydroxyethyl)-1-piperazine]ethanesulfonic acid (HEPES), 4 mM glutaminli 100 IU/ml penisilin/streptomisin ihtiva eden RPMI 1640 üretme besiyeri kullanıldı, hücre kültürlerinin inkübasyonu ise 37 °C, % 5 CO₂ ve % 95 hava bulunduran inkübatörde gerçekleştirildi. Hücreler 1x10⁵ hücre/ml olacak şekilde düz tabanlı hücre kültürü plaklarına inoküle edilerek kültürleri yapıldı. Örneklerden farklı zaman dilimlerinde alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri ile muamelesi sonucunda hücre canlılığı üzerindeki etkileri MTT yöntemleriyle analiz edilerek değerlendirildi. Bununla beraber, içerisinde salınım sıvısı bulunmayan hücre kültürü kontrol grubu olarak kullanıldı ve kontrol grubu olarak değerlendirildi.

3.5.2 Salınım Sıvılarının Toksikite Değerlendirmeleri

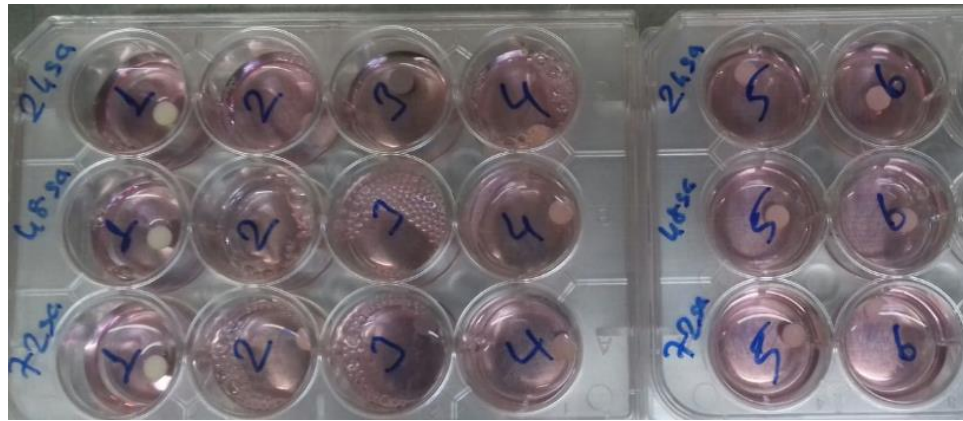
Örneklerinin hücreler üzerindeki değerlendirmeleri 12 kuyucuklu pleytlerde gerçekleştirildi. Deneylerden hücre konsantrasyonu 1x10⁵/ml olacak şekilde içerisinde % 1 oranında FBS bulunan üretme besiyerleri içinde değerlendirildi. Her gruba ait örnekler 24., 48. ve 72. saatler sonunda kültür kabı yüzeylerinden versen-tripsin solüsyonu ile kaldırılarak, 50 ml'lik santrifüj tüplerine alındı. Santrifügasyon işlemi 1500 rpm'de 15 dk. süre ile soğutmalı santrifüjde gerçekleştirildi. Toplanan hücrelerin hücre canlılığı ve sayısı % 0.9' luk NaCl içinde hazırlanmış % 1'lik tripan mavisi ile hemositometrede mikroskop altında tespit edildi.

3.5.3 MTT [3-(4,5-Dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazolium bromide] Yöntemi

MTT yöntemi canlı hücrelerin kolorimetrik ve kantitatif olarak saptanabildiği bir yöntemdir.¹⁶⁹ Bu yöntem hücrelerde sağlam mitokondrinin MTT boyasının tetrazolium

halkasını parçalayabilmesi ilkesine dayanır. MTT, hücelere aktif olarak absorbe olan ve mitokondriye bağı bir reaksiyon ile renkli, suda çözünmeyen formazana indirgenmektedir. Hücrelerin MTT indirgeme özelliği hücre canlılığının ölçütü olarak alınmakta ve MTT analizi sonucunda elde edilen boya yoğunluğu canlı hücre sayısı ile korelasyon göstermektedir.

Çalışmada örneklerin farklı inkübasyon süresi sonunda alınan salınım sıvılarının hücre proliferasyonu üzerindeki etkileri MTT hücre proliferasyon yöntemiyle değerlendirildi. Ayrıca çalışmada negatif ve pozitif kontrollerde MTT yönteminde birlikte çalışıldı. Salınım sıvıları ile hazırlanan kültürler takiben 1 gece 37 °C’de % 5 karbondioksitli inkübatörde inkübasyona bırakıldı. İnkübasyon sonunda her kuyucuğa 10 µl MTT eklenerek pleytler 4 saat için aynı şartlarda inkübe edildi (Şekil 3.17). Absorbans ölçümleri spektrofotometre 570 nm’de gerçekleştirildi. Proliferasyon sentezlenen bis türevi bileşiklerle muamele edilen kuyucuklardaki hücrelerin kontrol grubu hücrelerine oranı olarak ifade edildi. Spektrofotometrik ölçüm tabanlı bir yöntem olan bu metotda salınım sıvılarının hücre proliferasyonu üzerindeki etkileri MTT boyasıyla tespit edildi. İnkübasyon sonunda MTT yöntemiyle hücre viabilitesi veya kimyasal bileşiklerin (sentezlerin) hücreler üzerindeki etkisi mikropak okuyucu ile okutulurak IC₅₀ (hücre üremesinin en azından % 50’sini inhibe eden konsantrasyon) değerleri belirlendi.



Şekil 3.17. MTT testinden bir plak görüntüsü

Tüm deney işlemleri ve MTT testi üç kez tekrarlandı. İstatistiksel analizler bilgisayar programı kullanılarak değerlendirildi.¹⁷⁰ Çalışmamızda elde edilen IC₅₀ verileri Ki Kare testi kullanılarak analiz edildi. Elde edilen p değeri <0.05 ise istatistiksel açıdan önemli olarak kabul edildi.

3.6 Nonosertlik Testi

Hazırlanan örneklerin Nonosertlik Testi Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Teknoloji ve Ar-Ge Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirildi.

3.6.1 Nonosertlik Ölçümü İçin Örneklerin Hazırlanması

Nanosertlik ölçümü için hazırlanacak örneklerin yerleştirileceği 12 adet bakalit blok İskenderun Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Laboratuvarı'nda fenolik toz (Metkon, Türkiye) (Şekil 3.18) kullanılarak ECOPRESS 100 (Metkon, Türkiye) cihazı (Şekil 3.19) ile yapıldı.

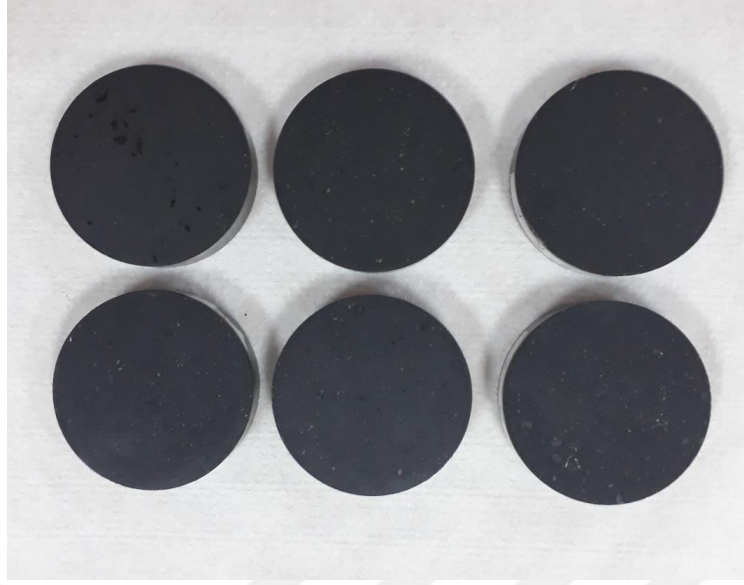


Şekil 3.18. Bakalit blokların yapılmasında kullanılan fenolik toz (Metkon, Türkiye)



Şekil 3.19. Bakalit blokların yapımında kullanılan ECOPRESS 100 cihazı (Metkon, Türkiye)

Hazırlanan 12 adet bakalit bloğun her birine pembe taş kullanılarak 2 mm derinliğinde ve 7 mm çapında birbirine eşit mesafede 5 adet oyuk açıldı (Şekil 3.20, 3.21). Her gruba ait 10' ar adet örneğin yerleştirileceği 60 adet oyuk hazırlandı.

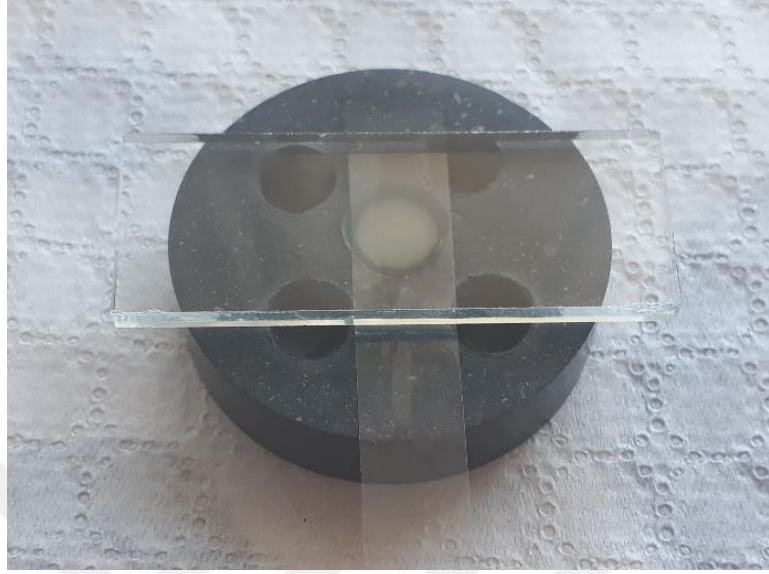


Şekil 3.20. Hazırlanan bakalit bloklar

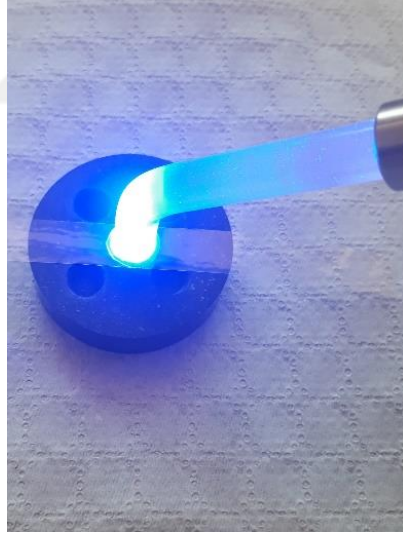


Şekil 3.21. Oyuklar açılmış bakalit blok

Nanosertliğin değerlendirilmesi için kullanılacak materyaller, fazla materyalin uzaklaştırılması ve örnek içerisinde hava kabarcığı kalmamasını sağlamak amacıyla üstlerine şeffaf bant koyulup cam lamel ile sıkıştırılarak hazırlanan oyuklara yerleştirildi (Şekil 3.22). Örnekler üretici firmanın önerisi doğrultusunda sertleştirildi (Şekil 3.23). 24 saat 37 C^0 de distile suda saklandı.



Şekil 3.22. Materyallerin cam lamel ile sıkıştırılması



Şekil 3.23. Materyallerin üretici talimatına göre sertleştirilmesi

Hazırlanan örneklerin yüzeylerine başlangıç sertleşmesinden 24 saat sonra, sırasıyla 600, 1200, 1500 grit karbit kağıt kullanılarak FORCİPOL 2V polisaj makinası (Metkon, Türkiye) (Şekil 3.24) ile sulu polisaj yapıldı. Polisajlanan örnekler (Şekil 3.25) 24 saat 37 C⁰ de distile suda saklandı.



Şekil 3.24. FORCİPOL 2V polisaj makinası (Metkon, Türkiye)



Şekil 3.25. Polisajlanmış örnekler

3.7 Nonosertlik Ölçümü

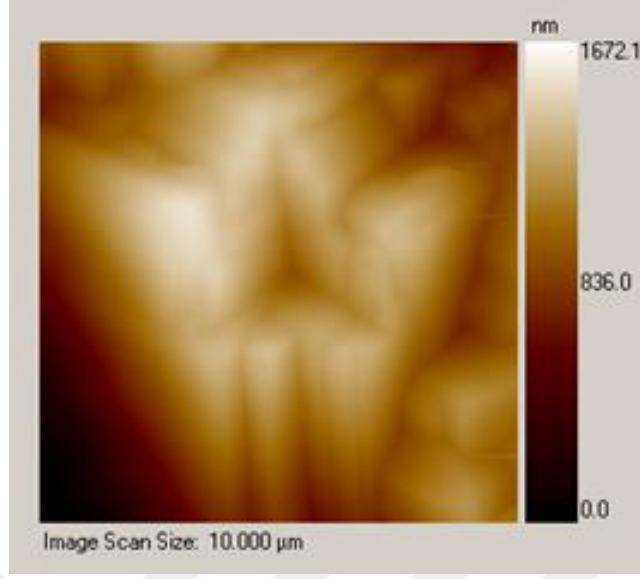
Nanosertlik ölçümü Hysitron TI 950 TriboIndenter cihazı (Hysitron, ABD) (Şekil 3.26) ile Berkovich elmas uç kullanılarak yapıldı. Örneklerin yerleştirildiği bakalit bloklar cihazın tablasına yerleştirildi (Şekil 3.27). Hava kalibrasyonu yapıldıktan sonra hazırlanan her bir örnek yüzeyinin 5 farklı yerinden 6000 μN kuvvet uygulanarak örnek yüzeyinde çentik oluşturularak ölçüm yapıldı (Şekil 3.28).



Şekil 3.26. Hysitron TI 950 TriboIndenter cihazı (Hysitron, ABD)



Şekil 3.27. Örneklerin yerleştirildiği bakalit blokların cihazın tablasına yerleştirilmesi



Şekil 3.28. Örnekler üzerinde oluşturulan çentiklerden birinin görüntüsü

Altı farklı restoratif materyalin nanosertliklerinin ve elastik modüllerinin değerlendirildiği bu çalışma sonucu elde edilen veriler bilgisayar programı kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi.¹⁷⁰

İstatistiksel analizlerde % 95'lik güven düzeyi kullanılmış olup, p değeri <0,05 ise istatistiksel sonuçlar için önemli kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1 Materyallerin Antimikrobiyal Etkinliği ile İlgili Bulgular

Çalışmamızda *S. mutans*, *L. casei* ve *C. albicans*'a karşı hazırlanan kimyasal maddelerin McFarland 0.5' e göre hazırlanmış bakteri suşları için 1×10^6 , 1×10^5 , 1×10^4 , 1×10^3 cfu/ml konsantrasyonlarda ve mantar suşu için 1×10^5 , 1×10^4 , 1×10^3 , 1×10^2 cfu/ml konsantrasyonda antimikrobiyal ve antifungal etkinlik saptanmazken, hazırlanan kimyasal maddelerin konsantrasyonlarının 1×10^2 cfu/ml bakteri kökenleri (*S. mutans*, *L. Casei*) bulunan kültürlerde bakteriyel üremenin inhibe olduğu tespit edildi. *C. albicans* suşuna karşı hazırlanan bu kimyasalların aktivite gösterdiği mantar konsantrasyonunun $<1 \times 10^2$ cfu/ml olduğu tespit edildi (Çizelge 4.1).

Çizelge 4.1. Antimikrobiyal etkinlik çalışma sonuçları.

| Mikroorganizmalar | Restoratif materyal tipi | MİK | MİK | MİK | MİK | MİK |
|--------------------|----------------------------|--|--|--|--|---|
| | | değerleri 1×10^6 cfu/ml | değerleri 1×10^4 cfu/ml | değerleri 1×10^3 cfu/ml | değerleri 1×10^2 cfu/ml | değerleri $<1 \times 10^2$ cfu/ml |
| <i>C. albicans</i> | ZİRCONOMER | ----- | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var |
| | EQUIA Forte | ----- | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var |
| | ARGİON | ----- | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var |
| | Cavex Qadrant Universal LC | ----- | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var |
| | Fuji IX GP Capsule | ----- | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var |
| | Fuji II LC Capsule | ----- | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var |
| <i>S. mutans</i> | ZİRCONOMER | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var | Etki var |
| | EQUIA Forte | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var | Etki var |
| | ARGİON | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var | Etki var |
| | Cavex Qadrant Universal LC | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var | Etki var |
| | Fuji IX GP Capsule | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var | Etki var |
| | Fuji II LC Capsule | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var | Etki var |
| <i>L.casei</i> | ZİRCONOMER | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var | Etki var |
| | EQUIA Forte | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var | Etki var |
| | ARGİON | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var | Etki var |
| | Cavex Qadrant Universal LC | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var | Etki var |
| | Fuji IX GP Capsule | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var | Etki var |
| | Fuji II LC Capsule | Etki yok | Etki yok | Etki yok | Etki var | Etki var |

Bu çalışmada kullanılan farklı restoratif materyallerin antibakteriyel etkinliğinin düşük olduğu tespit edilmiştir. Mantar suşuna karşı ise bu etkinliğin bakteri kökenlerine karşı elde edilen değerden daha düşük olduğu bulunmuştur.

Disk difüzyon testi çalışmalarında ise McFarland 0.5' e göre hazırlanmış bakteri suşları için 1×10^6 cfu/ml ve mantar suşu için 1×10^5 cfu/ml konsantrasyonlardaki mikroorganizmalara karşı 24 saatlik inkübasyondan sonra herhangi bir inhibisyon zonu tespit edilmedi (Şekil 4.1-4.3).



Lactobacillus casei

Şekil 4.1. Restoratif materyallerin *L. casei*'ye karşı antimikrobiyal etkinliğinin araştırılması.



Candida albicans

Şekil 4.2. Restoratif materyallerin *C. albicans*'a karşı antifungal etkinliğinin araştırılması.

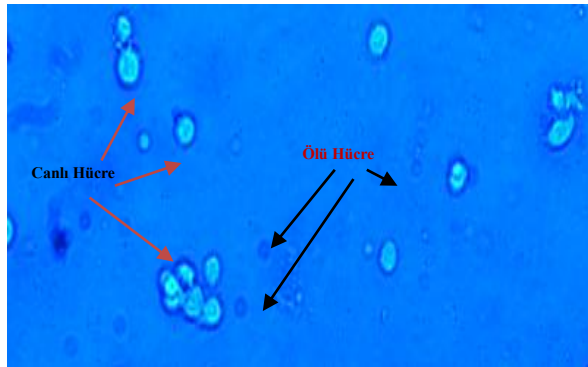


Şekil 4.3. Restoratif materyallerin *S. mutans*'a karşı antimikrobiyal etkinliğinin araştırılması.

4.2 Materyallerin Sitotoksosite Değeri ile İlgili Bulgular

4.2.1 Tripan Mavisi Boyama Yöntemiyle Hücre Canlılığının Belirlenmesi

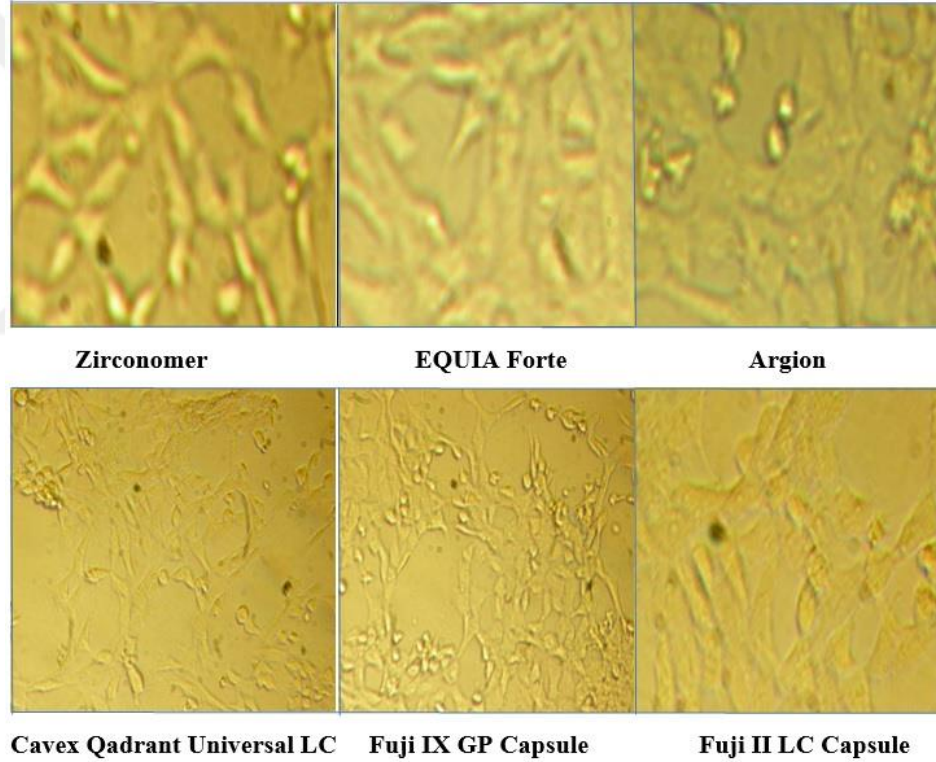
Tripan mavisi boyasının PBS (phosphate buffered saline) içinde hazırlanmış %1'lik solüsyonu kullanıldı. Çalışmada hücre inkübasyonlarını takiben % 0.25'lik tripsinizasyon solüsyonu ile kültür kaplarından kaldırılan hücreler boya solüsyonu ile 1:1 (v/v) nispetinde konarak boyanmaları için oda ısısında 15 dakika inkübe edilerek sonra mikroskopta incelenerek hücre canlılık tayini yapıldı (Şekil 4.4). Çalışmada hücre canlılıklarının tripan mavisi kullanarak değerlendirilmesi Thoma lamı yardımıyla gerçekleştirildi.



Şekil 4.4. Tripan mavisi ile boyandıktan sonra canlı ve ölü hücre görüntüsü.

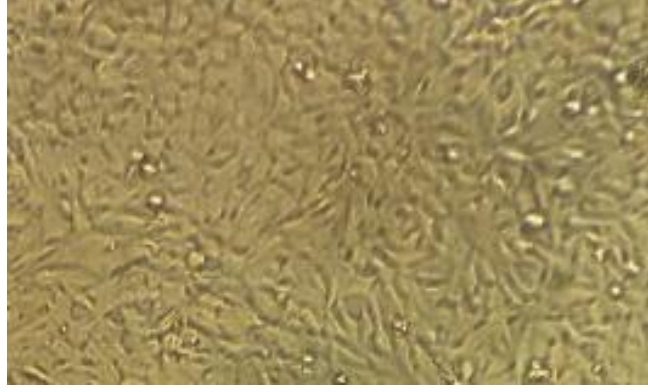
4.2.2 Morfolojik Değerlendirme

Çalışmada morfolojik değerlendirmeler inverted mikroskop ile günlük olarak değerlendirilerek 96 saat süresince yapıldı. Deneylerde Hep-2 hücre kültürlerinde örneklerin salınım sıvılarının hücreler üzerinde toksik etkileri öncelikle değerlendirilmiştir. Farklı tiplerdeki örneklerin 24, 48 ve 72 saat süre ile inkübe edilen tüm kültürlerin morfolojik değerlendirmelerinde herhangi bir morfolojik değişim (hücre yuvarlaklaşması, granülasyon, stoplazma daralması ve nükleer yapının dens bir hal alması gibi) ve bir sitopatolojik değişim gözlenmedi. Çalışmamızda salınım sıvılarının hücreler üzerinde herhangi bir sitopatolojik bulgu oluşturmadığı tespit edilmiştir (Şekil 4.5).

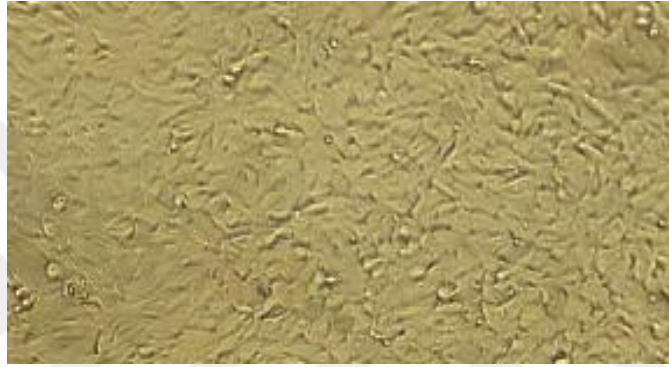


Şekil 4.5. Restoratif materyaller ile kültüve edilen vero hücre kültürünün inkübasyonun 72. saatindeki mikroskobik görüntüsü

Morfolojik açıdan kontrol grubunda (içerisinde herhangi bir salınım sıvısı bulunmayan) hücreler üzerinde herhangi bir patoloji belirmediği, hücrelerin tipik morfolojide olduğu ve kültür kabının yüzeyini tamamen kaplayarak monolayer tarzda hücre üremesinin gerçekleştiği tespit edilmiştir (Şekil 4.6, 4.7).



Şekil 4.6. Vero (Afrika Yeşil Maymun Böbrek Hücre Kültürü) hücreleri



Şekil 4.7. Besiyeri içerisinde DMSO (dimetil sülfoksit) bulunmayan hücre kültüründe hücrelerin morfolojik görüntüsü.

Çizelge 4.2’de görüldüğü gibi kontrol grubu hücrelerinin hücre canlılığı ile 6 farklı restoratif materyalin 24 saatlik salınım sularının hücre canlılığı açısından aralarında önemli bir fark olmadığı tespit edilmiştir. Yani 24. saatte alınan salınım sularının non-toksik olduğu gerek hücre sayıları gerekse de MTT yöntemiyle tespit edilmiştir.

Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında 24. saatte elde edilen p değerleri şu şekildedir.

Zirconomer ve Kontrol: > 0.05

EQUIA Forte ve Kontrol: > 0.05

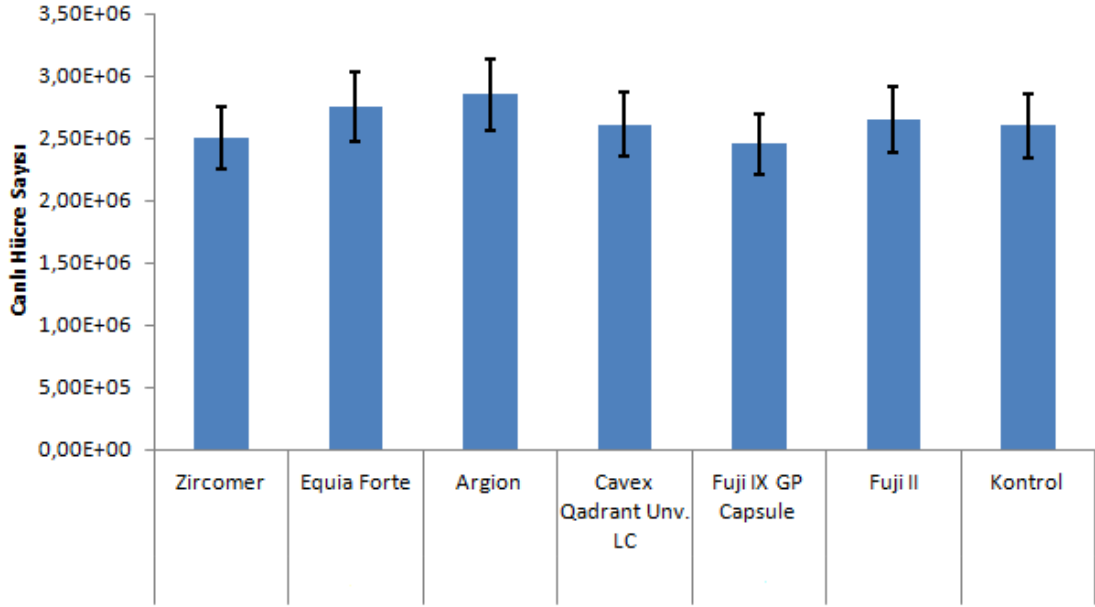
Argion ve Kontrol: > 0.05

Cavex Quadrant Universal LC ve Kontrol: > 0.05

Fuji IX GP Capsule ve Kontrol: > 0.05

Fuji II LC Capsule ve Kontrol: > 0.05

Çizelge 4.2. İnkübasyonun 24. saatinde alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki hücre canlılığına etkisi.



Restoratif materyal tipi

Benzer şekilde çizelge 4.3'te de görüldüğü gibi 48. saatte alınan salınım sıvılarının da hücre canlılığı üzerinde etkilerinin kontrol grubu hücreleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak önemli olmadığı tespit edilmiştir.

Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında 48. saatte elde edilen p değerleri şu şekildedir.

Zirconomer ve Kontrol: > 0.05

EQUIA Forte ve Kontrol: > 0.05

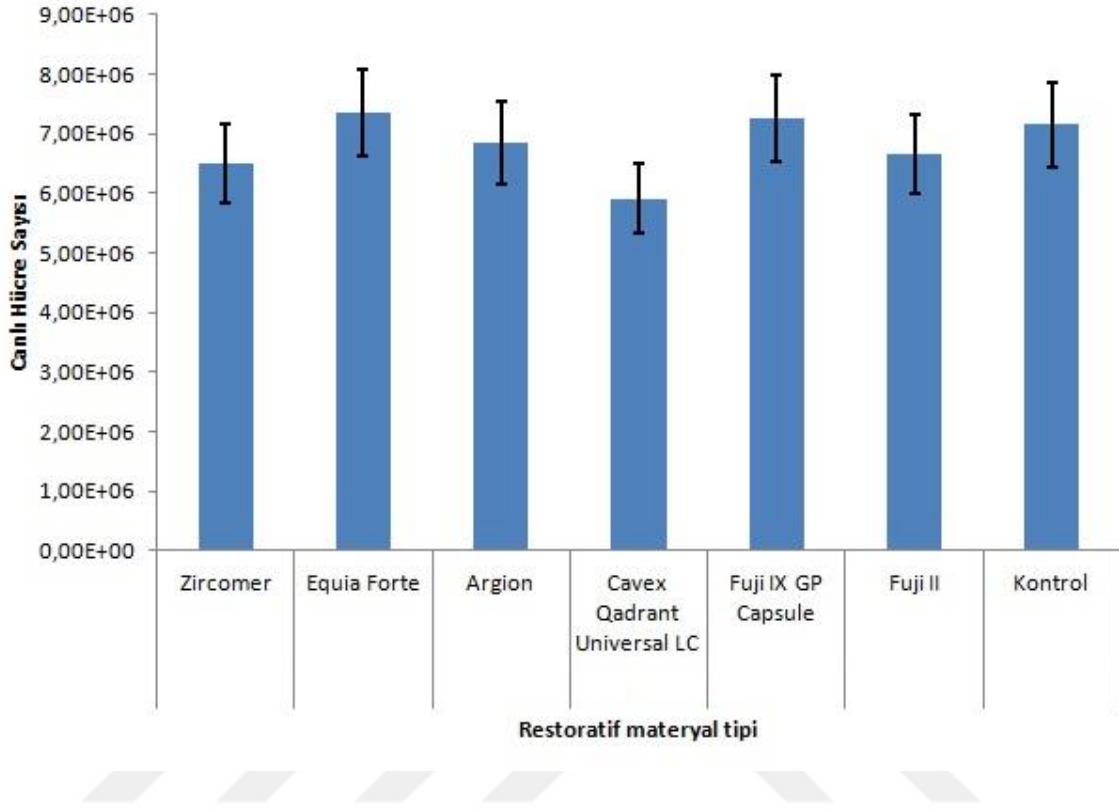
Argion ve Kontrol: > 0.05

Cavex Qadrant Universal LC ve Kontrol: > 0.05

Fuji IX GP Capsule ve Kontrol: > 0.05

Fuji II LC Capsule ve Kontrol: > 0.05

Çizelge 4.3. İnkübasyonun 48. saatinde alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki hücre canlılığına etkisi.



Çizelge 4.4'te 72. saatte toplanan 6 farklı restoratif materyalin salınım sularının Vero hücre kültürü üzerindeki etkileri görülmektedir. 72 saat sonunda alınan salınım sularını ihtiva eden hücre kültürleri ile kontrol grubu hücre hatları morfolojik olarak değerlendirildiğinde 6 farklı restoratif materyalin salınım suyu ihtiva eden kültür hücreleri üzerinde hücre yuvarlaklaşması, hücrelerde agregasyon, hücre çekirdeğinin irileşmesi veya hücrelerinin yapıştığı yüzeyden dökülme gibi herhangi bir patolojik durum tespit edilmezken. Hücre sayıları arasında bazı grupların istatistiksel açıdan kontrol grubundan anlamlı düzeyde düşük olduğu tespit edildi. Bu farklar Zirconomer, Equia Forte, Fuji IX GP Capsule ve Fuji II LC Capsule arasında tespit edilmiştir. Bu Cam İyonomerlerin 72. saatte alınan salınım sularının kontrol hücreleri ile kıyaslandığında hücre morfolojisinde inverted mikroskopla tespit edilebilecek herhangi bir patolojik değişim meydana getirmesede, canlı hücre sayılarının istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde düşük değerde olduğu belirlenmiştir. Bu dört Cam İyonomer restoratif materyalin salınım sularının süre ile ilintili olarak canlı hücre sayısı üzerinde bir azalmaya sebep olabileceği tespit edilmiştir.

Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında 72. saatte elde edilen p değerleri şu şekildedir.

Zirconomer ve Kontrol: < 0.05

EQUIA Forte ve Kontrol: < 0.05

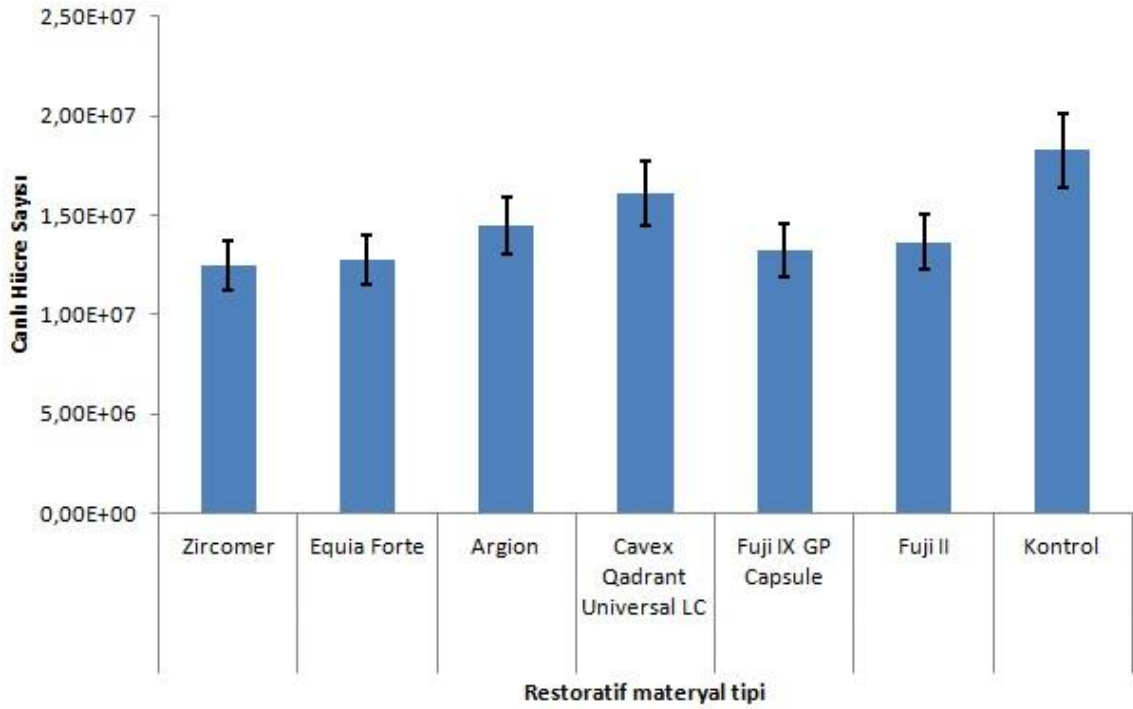
Argion ve Kontrol: > 0.05

Cavex Qadrant Universal LC ve Kontrol: > 0.05

Fuji IX GP Capsule ve Kontrol: < 0.05

Fuji II LC Capsule ve Kontrol: < 0.05

Çizelge 4.4. İnkübasyonun 72. saatinde alınan salınım sıvılarının Vero hücreleri üzerindeki hücre canlılığına etkisi

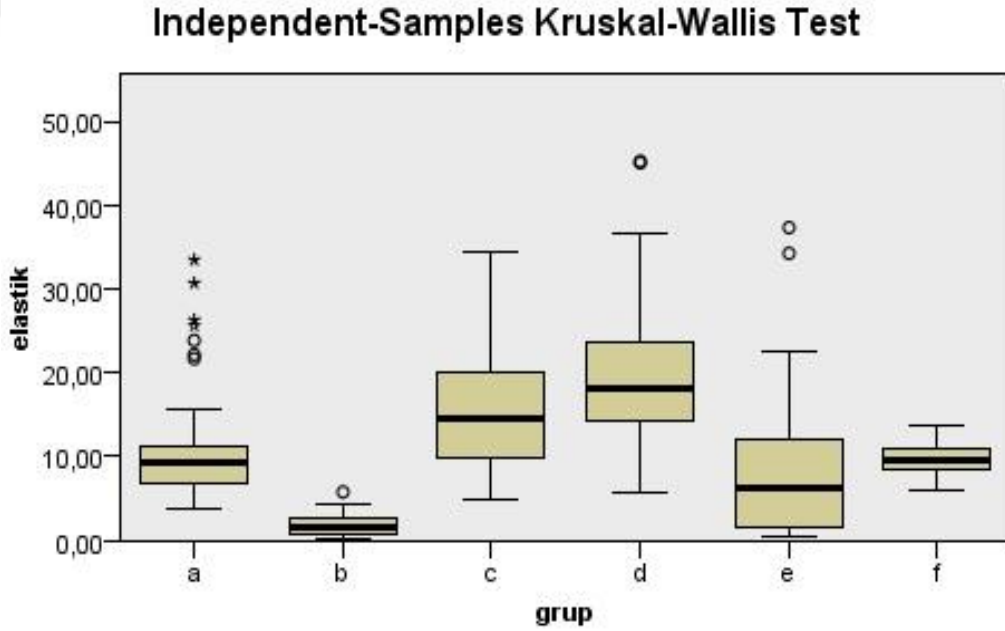


Zirconomer ve EQUIA Forte canlı hücre sayısı açısından kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0.05$). Benzer ilişki toksik etki gösteren tüm materyaller arasında tespit edilmiştir ($p>0.05$). Sonuç olarak toksik etki gösteren bu materyallerin arasında hücre sitotoksitesisi açısından anlamlı bir fark yoktur.

4.3 Materyallerin Nanosertlik Değeri ile İlgili Bulgular

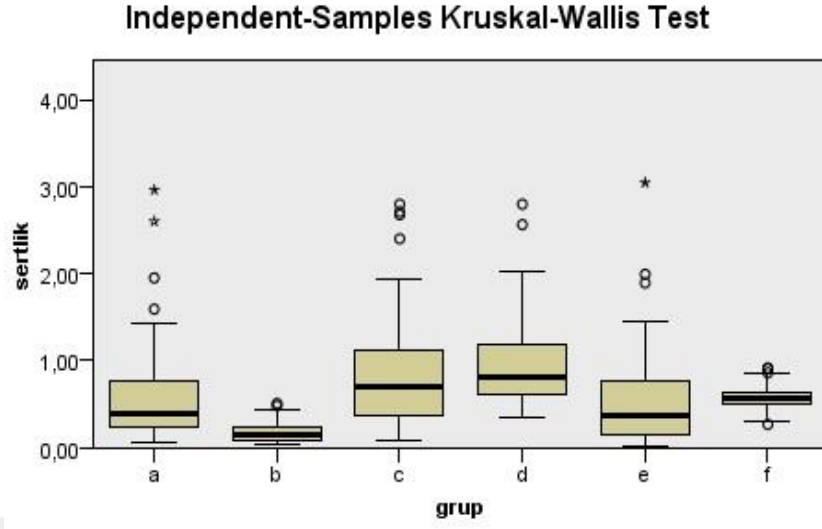
Çalışmamızda kullanılan altı gruba ait örneklerin nanosertlik ve elastik modül değerlerinin istatistiksel normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk yöntemine göre test edildi. Elde edilen değerler normal dağılım göstermediği için gruplar arası farklılık Kruskal Wallis metodu ile analiz edildi (Çizelge 4.5, 4.6). Tanımlayıcı istatistiklerde ortanca, en küçük ve en büyük değerler kullanıldı (Çizelge 4.7, 4.8). Gruplar arasında fark önemli bulunmuştur ($p < 0,05$).

Çizelge 4.5. Elastik modül için Kruskal Wallis analizi sonuçları



| | |
|---------------------------------------|---------|
| Total N | 300 |
| Test Statistic | 163,595 |
| Degrees of Freedom | 5 |
| Asymptotic Sig. (2-sided test) | ,000 |

Çizelge 4.6. Nanosertlik için Kruskal Wallis analizi sonuçları



| | |
|--------------------------------|---------|
| Total N | 300 |
| Test Statistic | 119,769 |
| Degrees of Freedom | 5 |
| Asymptotic Sig. (2-sided test) | ,000 |

Çizelge 4.7. Elastik modül için Kruskal Wallis analizi ile elde edilen ortanca, en küçük ve en büyük değerler

| ELASTİK MODÜL | | | |
|-------------------------------|-------------------|--------------------|--------------------|
| RESTORATİF MATERYAL | ORTANCA DEĞER GPa | EN KÜÇÜK DEĞER GPa | EN BÜYÜK DEĞER GPa |
| ZİRCOMER | 1,586 | 0,165 | 5,774 |
| EQUIA Forte | 14,614 | 5,699 | 34,357 |
| ARGİON | 9,276 | 3,711 | 33,470 |
| Cavex Qadrant Universal LC | 9,515 | 5,879 | 13,689 |
| V Fuji IX GP Capsule | 6,127 | 0,382 | 37,307 |
| Fuji II LC Capsule | 18,251 | 5,699 | 45,201 |

Çizelge 4.8. Nanosertlik için Kruskal Wallis analizi ile elde edilen ortanca, en küçük ve en büyük değerler

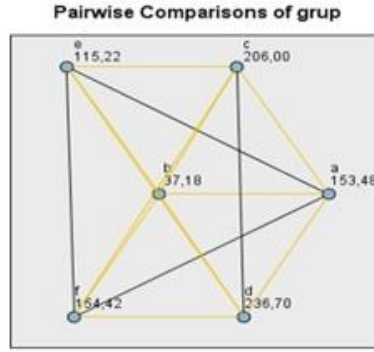
| NANOSERLİK | | | |
|-------------------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|
| RESTORATİF MATERYAL | ORTANCA DEĞER GPa | EN KÜÇÜK DEĞER GPa | EN BÜYÜK DEĞER GPa |
| ZİRCONOMER | 0,148 | 0,026 | 0,505 |
| EQUIA Forte | 0,694 | 0,091 | 2,797 |
| ARGİON | 0,389 | 0,053 | 2,960 |
| Cavex Qadrant Universal LC | 0,561 | 0,265 | 0,916 |
| V Fuji IX GP Capsule | 0,369 | 0,015 | 3,044 |
| Fuji II LC Capsule | 0,807 | 0,354 | 2,797 |

Gruplar arası farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla Post-Hoc çoklu karşılaştırma testlerinden grupların ikili değerlendirilmesi testi (pairwise) uygulandı.

Bu test sonuçlarına göre elastik modül için:

Fuji IX GP Capsule ile Argion, Fuji IX GP Capsule ile Cavex Qadrant Universal LC, Argion ile Cavex Qadrant Universal LC, EQUIA Forte ile Fuji II LC Capsule arasındaki fark önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$). Diğer ikili grup eşleşmeleri arasındaki fark önemli bulunmuştur ($p=0.00$) (Çizelge 4.9).

Çizelge 4.9. Elastik modül için grupların ikili değerlendirilmesi testi (Pairwise) sonuçları

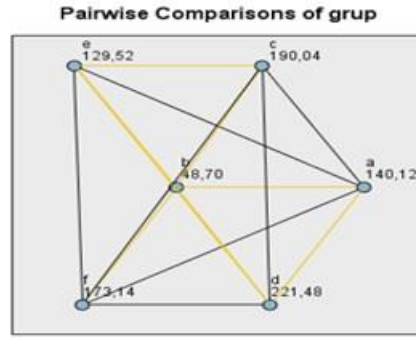


| Sample 1-Sam... | Test Statistic | Std. Error | Std. Test Statistic | Sig. | Adj.Sig. |
|-----------------|----------------|------------|---------------------|------|----------|
| b-e | -78,040 | 17,349 | -4,498 | ,000 | ,000 |
| b-a | 116,300 | 17,349 | 6,703 | ,000 | ,000 |
| b-f | -117,240 | 17,349 | -6,758 | ,000 | ,000 |
| b-c | -168,820 | 17,349 | -9,731 | ,000 | ,000 |
| b-d | -199,520 | 17,349 | -11,500 | ,000 | ,000 |
| e-a | 38,260 | 17,349 | 2,205 | ,027 | ,412 |
| e-f | -39,200 | 17,349 | -2,259 | ,024 | ,358 |
| e-c | 90,780 | 17,349 | 5,232 | ,000 | ,000 |
| e-d | 121,480 | 17,349 | 7,002 | ,000 | ,000 |
| a-f | -,940 | 17,349 | -,054 | ,957 | 1,000 |
| a-c | -52,520 | 17,349 | -3,027 | ,002 | ,037 |
| a-d | -83,220 | 17,349 | -4,797 | ,000 | ,000 |
| f-c | 51,580 | 17,349 | 2,973 | ,003 | ,044 |
| f-d | 82,280 | 17,349 | 4,743 | ,000 | ,000 |
| c-d | -30,700 | 17,349 | -1,770 | ,077 | 1,000 |

Bu test sonuçlarına göre nanosertlik için:

Fuji IX GP Capsule ile Argion, Fuji IX GP Capsule ile Cavex Qadrant Universal LC, Argion ile Cavex Qadrant Universal LC, Argion ile EQUIA Forte, Cavex Qadrant Universal LC ile EQUIA Forte, Cavex Qadrant Universal LC ile Fuji II LC Capsule ve EQUIA Forte ile Fuji II LC Capsule arasındaki fark önemsiz bulunmuştur. ($p>0,05$) Diğer ikili grup eşleşmeleri arasındaki fark önemli bulunmuştur ($p=0.00$) (Çizelge 4.10).

Çizelge 4.10. Nanosertlik için grupların ikili değerlendirilmesi testi (Pairwise) sonuçları



| Sample 1-Sam... | Test Statistic | Std. Error | Std. Test Statistic | Sig. | Adj.Sig. |
|-----------------|----------------|------------|---------------------|------|----------|
| b-e | -80,820 | 17,349 | -4,658 | ,000 | ,000 |
| b-a | 91,420 | 17,349 | 5,269 | ,000 | ,000 |
| b-f | -124,440 | 17,349 | -7,173 | ,000 | ,000 |
| b-c | -141,340 | 17,349 | -8,147 | ,000 | ,000 |
| b-d | -172,780 | 17,349 | -9,959 | ,000 | ,000 |
| e-a | 10,600 | 17,349 | ,611 | ,541 | 1,000 |
| e-f | -43,620 | 17,349 | -2,514 | ,012 | ,179 |
| e-c | 60,520 | 17,349 | 3,488 | ,000 | ,007 |
| e-d | 91,960 | 17,349 | 5,300 | ,000 | ,000 |
| a-f | -33,020 | 17,349 | -1,903 | ,057 | ,855 |
| a-c | -49,920 | 17,349 | -2,877 | ,004 | ,060 |
| a-d | -81,360 | 17,349 | -4,690 | ,000 | ,000 |
| f-c | 16,900 | 17,349 | ,974 | ,330 | 1,000 |
| f-d | 48,340 | 17,349 | 2,786 | ,005 | ,080 |
| c-d | -31,440 | 17,349 | -1,812 | ,070 | 1,000 |

Gruplar arası karşılaştırmada, en yüksekten en düşüğe doğru nanosertlik değerlerine sahip gruplar sırasıyla Fuji II LC Capsule > EQUIA Forte > Cavex Qadrant Universal LC > Argion > Fuji IX GP Capsule > Zirconomer şeklindedir. Gruplar arasında tespit edilen nanosertlik değer sıralaması istatistiksel olarak önemli bulunmuştur (p=0,000).

Gruplar arası karşılaştırmada, en yüksekten en düşüğe doğru elastik modül değerlerine sahip gruplar sırasıyla Fuji II LC Capsule > EQUIA Forte > Cavex Qadrant Universal LC > Argion > Fuji IX GP Capsule > Zirconomer şeklindedir. Gruplar arasında tespit edilen elastik modül değer sıralaması istatistiksel olarak önemli bulunmuştur (p=0,000).



5. TARTIŞMA

Diş çürüğü hastalığı yaygın flor kullanımına ve sanayileşmiş ülkelerin çoğunda gözlenen çürük prevalansındaki düşüğe rağmen önemli bir halk sağlığı sorunudur.¹²² Düşük sosyoekonomik statü nedeniyle, çürük epidemiyolojisi halen halk sağlığının vazgeçilmez bir parçası olmaya devam etmektedir.¹⁷¹

Biyofilmler, antimikrobiyal ajanlara 100 kat fazla direnç gösteren çeşitli ve karmaşık bakteri agregatlarıdır. Bir biyofilm oluştuktan sonra, canlı hücreler tipik olarak yüzeyin altında veya ölü hücrelerin katmanları arasında gömülür, bir eksopolisakkarit matris içine saklanır ve antibiyotiklerin difüzyonundan korunur.¹⁷² Ağız ortamında, yerleşmiş veya olgun bir biyofilm, interproksimal yüzeyler, diş eti aralıkları, pit ve fissürler gibi durgun bölgelerde ağız sağlığı ile uyumlu seviyelerin üzerinde birikebilir. Ek olarak, diş restorasyon ara yüzü çevresinde marjinal boşlukların oluşumundan kaynaklanan yeni mikro ortamlar vardır, bu durum postoperatif duyarlılık, tekrarlayan çürük, pulpa iltihabı ve nekroza neden olabilir.¹³⁷ Bu nedenle, biyofilmin tükürük, dil ve diş fırçasının dinamik soyma kuvvetlerine karşı korunacağı ağız içi alanlar için onarıcı bir malzeme seçmek önemlidir.¹³⁸

Diş çürüğü gelişiminde asidojenik bakteriler önemli rol oynamaktadır. Çürük lezyonları için çeşitli ekskavasyon yöntemleri kullanarak yapılan tedavi prosedürlerinde her zaman çürük odağındaki mikroorganizmalar ortadan kaldırılamaz. Bu nedenle antibakteriyel etki dişlerin restorasyonunda kullanılan materyallerden istenilen bir özelliktir.¹⁷³ Bununla birlikte, sekonder çürüklerin oluşması nedeniyle restorasyonların %70'inin değiştirilmesi gerekmektedir.¹⁷⁴ Sekonder çürük için risk faktörleri birincil çürük için olanlarla aynıdır. Ne yazık ki, hangi hastaların restorasyon başarısızlığı riski taşıdığı doğru olarak tahmin edilememektedir.¹⁷⁵ Mevcut literatür, sürekli bir çürük sürecine karşı veya kalıcı çürüğün yeniden etkinleşmesine karşı üç tedaviyi tanımlamaktadır: Çürük sürecini ağız boşluğundan yalıtarak besin arzının kısıtlanması, operatif tedavi yani çürük dentin ekskavasyonu ve bir karyostatik dolgu malzemesinin kullanılmasıdır.¹⁷⁶ En güncel düşünce, minimal operatif müdahale konseptidir ve en çok incelenen konulardan biridir.⁴

Modern diş hekimliği alanındaki geniş çaplı araştırmalar, diş çürüğü tedavisinde çeşitli restoratif materyallerin ve farklı yöntemlerin geliştirilmesini ve diş restorasyonlarının erken aşamasını araştırmaktadır.^{174,177}

Seppa ve arkadaşları¹⁷⁸ tarafından yapılan bir çalışmada CİS'lerin in vitro antibakteriyel özelliklere sahip olduklarını bildirmiştir. Ayrıca, Forss ve arkadaşları¹⁷⁹ *S. mutans*'in büyümesini genellikle Geleneksel ve Gümüş Cam İyonomerlerin etrafından salınan florun in vivo engellendiğini bildirmişlerdir. Flor üretimi, asit üretiminde önleyici etkinin en muhtemel nedeni gibi gözükmektedir. Cam İyonomerden flor salınması, pH kontrolü altında olup, hız kontrol faktörleri tükürük fosfat ve proteinlerdir.¹⁷¹ Shashibhushan ve arkadaşları¹⁸⁰ flor salım miktarı ile antibakteriyel etkinlik arasında pozitif bir korelasyon olduğunu bildirmişlerdir.

Yukarıda bahsettiğimiz sebepler göz önüne alındığında ve literatürde güncel Cam İyonomer restoratif materyallerin antimikrobiyal etkinlikleri ile yeterli çalışma olmaması sebebiyle bu çalışmada güncel Cam İyonomer restoratif materyallerin antimikrobiyal etkinlikleri değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda *S. mutans*, *L. casei* ve *C. albicans*'a karşı hazırlanan kimyasal maddelerin McFarland 0.5'e göre hazırlanmış bakteri suşları için 1×10^6 , 1×10^5 , 1×10^4 , 1×10^3 cfu/ml konsantrasyonlarda ve mantar suşu için 1×10^5 , 1×10^4 , 1×10^3 , 1×10^2 cfu/ml konsantrasyonda antimikrobiyal ve antifungal etkinlik saptanmazken, hazırlanan kimyasal maddelerin konsantrasyonlarının 1×10^2 cfu/ml bakteri kökenleri bulunan kültürlerde bakteriyel üremenin inhibe olduğu tespit edildi. *C. albicans* suşuna karşı hazırlanan bu kimyasalların aktivite gösterdiği mantar konsantrasyonunun $< 1 \times 10^2$ cfu/ml olduğu tespit edildi. Bu çalışmada kullanılan farklı restoratif materyallerin antibakteriyel etkinliğinin düşük olduğu tespit edilmiştir. Mantar suşuna karşı ise bu etkinliğin bakteri kökenlerine karşı elde edilen değerden daha düşük olduğu bulunmuştur.

Saxsena ve arkadaşları¹⁸¹ yaptıkları bir çalışmada Zirconomer ve Fuji IX' un flor salınımı ve antimikrobiyal özelliklerini karşılaştırmışlardır. 48 saat sonra Zirconomer, *S. mutans* ve *L. casei*'ye karşı Fuji IX'dan istatistiksel olarak daha büyük inhibisyon zonu göstermiştir. Yazarlar bu durumu flor salım miktarı ile ilişkilendirmişlerdir. Aynı çalışmada Zirconomer ve Fuji IX *C. albicans*'a karşı herhangi bir antifungal etki göstermemiştir. Bizim çalışmamızda Zirconomer ve Fuji IX *S. mutans* ve *L. casei*'ye karşı benzer antimikrobiyal etki göstermiştir ve *C. albicans*'a antimikrobiyal etkinlik kadar

olmasada düşük antifungal etki göstermiştir. Çalışmalar arasındaki bu farklılığın sebebinin bu testlerin birçok faktörden etkilenmesinden ve metodolojideki farklılıklardan kaynaklanıyor olabileceğini düşündürmektedir.

Mittal ve arkadaşları¹⁸² ve Prabhakar ve arkadaşları¹⁸³ tarafından yapılan çalışmalarda Fuji IX' un *S. mutans* ve *L. casei*'ye karşı hiçbir antimikrobiyal etkisinin olmadığını gösterilmiştir. Ancak Shashibhushan ve arkadaşları,¹⁸⁰ ElBaky ve Hussien¹⁸⁴ ve Luczaj-Cepowicz ve arkadaşları¹⁸⁵ Fuji IX' un her iki bakteri gelişimini de inhibe ettiğini göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda da Fuji IX düşük bakteri dilüsyonunda (10^2 cfu/ml) antibakteriyel etki göstermiştir.

Cassanho ve arkadaşları¹⁸⁶ ve Bhavana ve arkadaşları¹⁸⁷ tarafından yapılan bir çalışmada, CİS'lerin *C. albicans*'ın büyümesi üzerine herhangi bir etkisi olmadığı bildirilmiştir. Dastjerdie ve arkadaşlarının¹⁸⁸ yaptığı bir çalışmada, CİS'lerin *C. albicans*'a karşı düşük antifungal etki gösterdiği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da kullanılan tüm materyaller düşük antifungal etki göstermiştir.

Geçmişte Agar difüzyon testi (ADT), çeşitli restoratif materyallerin antimikrobiyal aktivitesini değerlendirmek için kullanılan en yaygın yöntemdi. Fakat günümüzde bu yöntemin kısıtlamaları iyi bilinmektedir ve bu nedenle ADT artık önerilen bir yöntem değildir.¹⁴³⁻¹⁴⁵ Bu testin sorunlarının çoğunu ortadan kaldıran Direk kontak testi (DKT), Weiss ve arkadaşları¹⁴⁹ tarafından tanıtılmıştır. Test, çözünmeyen materyallerin test edilmesine izin veren ve standartlaştırılmış ayarlarda kullanılabilen kantitatif ve tekrar edilebilir bir yöntemdir. Direk kontak testi, belirli materyallerin antibakteriyel özelliklerini değerlendirmek için ADT'den daha uygun bir test olabilir. Ayrıca bu test, ADT'den farklı olarak oral koşulları taklit eder. Bu yöntem, ADT' ye kıyasla muhtemel karıştırıcı faktörlerin daha iyi kontrol edilmesini sağlar. Karıştırma işleminden hemen sonra ve nihai kimyasal yapıda bulunan çeşitli geçici ve kalıcı ürünlerin serbest bırakılmasından bir süre sonra materyalleri test etmek çok önemlidir. Çünkü erken dönemde salınan bu ürünler test edilecek materyalin uzun dönem etkisi hakkında bilgi edinilmesini engellemektedir.

Bu duruma paralel olarak Vermeersch ve arkadaşları¹⁹⁰ Cam iyonomer Simanların sertleşirken düşük pH değerleri göstermelerinin antimikrobiyal özelliğine sağladığı katkının flor nüfuz yeteneğinden daha fazla olduğunu bildirmiştir. Restoratif materyallerden beklenti sertleşirken kısa süre oluşan antimikrobiyal etkinlikten ziyade uzun süre antimikrobiyal etki göstermeleridir. Çalışmamızın sonuçları bu durum ile uyum

göstermektedir. Başlangıç sertleşmesinin göz ardı edilerek antimikrobiyal etkinliğin değerlendirildiği çalışmamızda kullanılan materyaller düşük antimikrobiyal etki göstermiştir.

Çeşitli materyallerin antimikrobiyal paternlerindeki farklılık, sertleşme derecesine de bağlı olabilir.¹⁹⁰ Çalışmamızda kullanılan materyallerin sertlik değerleri istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. Fakat antimikrobiyal etkinlikleri benzer sonuçlar vermiştir bu sebeple materyallerin antimikrobiyal etkinlik ve sertlik değerleri arasındaki bağlantı değerlendirilememiştir.

Bir materyalin antimikrobiyal etkinliği antimikrobiyal maddenin yayılabilirliğine, boyutuna, dolgu parçacıklarının biçimine ve maddedeki konsantrasyonuna bağlı olduğu bilindiğinden olduğundan, değişen sonuçlar elde edilebilir. Buna ek olarak, iyonların (F^- , Ca^{+2} , Al^{+3} , OH^{-1}) CİS' den difüzyon hızı çevre pH'ına bağlıdır.¹⁹¹ Bu durum göz önüne alındığında antimikrobiyal etkinliği değerlendirilen materyallerin antimikrobiyal özelliğine katkı sağlayan etkenlerin belirlenebilmesi için ileri test yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Sitotoksosite, dental materyallerin sertleşmesi sırasındaki pH değişikliklerinin çevresinde neden olduğu kimyasal irritasyon nedeniyle uyarılabilir.¹⁹² Sitotoksosite dental materyallerin sertleşme öncesi-sonrası madde salınımına¹⁶⁰ ve yüzey karakteristiğine¹⁹³ göre değişiklik göstermektedir. Sonuç olarak, farklı restoratif materyallerden çeşitli biyolojik yanıtlar beklenebilir. Ayrıca dental materyallerin sitotoksitesine asidite katkıda bulunabilir.¹⁹²

Cam İyonomer Simanlar, cam tozu ve poliasidik sıvılardan (akrilik asit - itakonik asit veya kopolimer maleik ve akrilik asit) oluşmaktadır. Bu her iki bileşenin de kimyasal formüllerden oluştuğu göz önünde bulundurulduğunda, bu maddelerin kısmen in vivo zehirleyici etkiye sahip olabilme riski in vitro yapılan testlerle değerlendirilmiştir.¹⁹⁴ Ayrıca yüksek miktarlarda flor salımı yapan CİS' lerin, insan dişeti pulpa kök hücreleri için oldukça toksik olduğu bildirilmiştir¹⁹².

Yeni hibrit materyaller ile GCİS'lerin bileşenleri ve polimerizasyon sırasındaki kimyasal bileşenler arasındaki farklılıklar, bu materyallerin sitotoksitelerinin değerlendirilmesinin devamı için bir argümandır.¹⁹⁴ Bu sebeple bu çalışmada güncel Cam İyonomer restoratif materyallerin sitotoksitesini değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda 24 ve 48 saatlik inkübasyon periyotlarından sonra sitotoksitesi değerlendirilen materyallerin hiçbiri toksik etki göstermedi. 72 saatlik inkübasyon periyodundan sonra Zirconomer, Equia Forte, Fuji IX GP Capsule ve Fuji II'nin istatistiksel açıdan kontrol grubu ile karşılaştırıldığında önemli düzeyde düşük hücre canlılık değeri gösterdi. Fakat toksik etki gösteren bu gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemli değildi. ($p>0,05$)

Çalışmamızda kullanılan farklı restoratif materyallere ait örneklerin 24, 48 ve 72 saat süre ile inkübe edilen tüm kültürlerin morfolojik değerlendirmelerinde herhangi bir morfolojik değişim (hücre yuvarlaklaşması, granülasyon, stoplazma daralması ve nükleer yapının dens bir hal alması gibi) ve sitopatolojik değişim gözlenmedi. Çalışmamızda salınım sıvılarının hücreler üzerinde herhangi bir sitopatolojik bulgu oluşturmadığı tespit edilmiştir. Bu sebeple 72 saatlik inkübasyon periyodundan sonra istatistiksel açıdan kontrol grubu ile karşılaştırıldığında anlamlı düzeyde düşük hücre canlılık değeri gösteren Zirconomer, Equia Forte, Fuji IX GP Capsule ve Fuji II LG Capsule'ün düşük toksik etki gösterdiğinden bahsedilebilir.

Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla içeriğine çeşitli rezinler ilave edilmiş CİS'lerdir. Ancak, bu değişiklikler biyouyumluluklarını etkileyebilir. RMCİS'lerin polimerize olmamış rezin monomerleri içerdiği bildirmiştir.¹⁹⁵ Ayrıca, Goldberg¹⁹⁶ sitotoksosite mekanizmalarının, öncelikle kısa vadeli monomerlerin polimerlere dönüşümü sırasında oluşan serbest monomerlerin serbest bırakmasıyla ilgili olduğunu sonrasında ise erozyon sonucu ortaya çıkan maddelerin zamanla bozulmasıyla uzun süreli salıma sebep olduğunu bildirmiştir. Monomerlerin serbest bırakılması, düzensiz foto-polimerizasyon, kimyasal, termal veya mekanik faktörlerden kaynaklanmaktadır. Rezin Modifiye Cam İyonomer simanlar'ın iyileştirilmesi ile bağlanmamış monomerler miktarının azaldığı, ancak polimerizasyon işlemi sırasında hala tam dönüşüm olmadığı bildirilmiştir.

Bir monomer olan HEMA'nın düşük konsantrasyonda insan gingival fibroblast¹⁹⁷ ve primer pulpa hücrelerinin¹⁹⁸ morfolojisini önemli ölçüde değiştirebildiği gösterilmiştir. Becher ve arkadaşları¹⁹⁹ tarafından yapılan in vitro çalışmada TEGMA ve HEMA'nın makrofajlarda hücre ölümünü indüklemeye kapasitesine sahip olduğunu bildirilmiştir.

Selimović-Dragaš ve arkadaşları¹⁹⁴ tarafından yapılan bir çalışmada GCİS'lerin RMCİS'lerin ve bir kompozit materyalin MTT yöntemi ile sitotoksiteleri

değerlendirilmiştir. Sonuç olarak en yüksek sitotoksik etkiyi RMCİS olan Vitrebond en düşük sitotoksik etkiyi ise GCİS olan Fuji IX ve Ketac silver göstermiştir. Bu çalışmada kullanılan diğer RMCİS'lerin de (GC Fuji II LC ve GC Fuji plus) hücre metabolizmasını belirgin bir şekilde azalttığı ve kompozit rezin materyal olan Vit-l-escence® ile karşılaştırıldığında daha yüksek toksik etki gösterdiği bildirilmiştir. Bu bulgu beklenmedik bir sonuçtur çünkü bir kompozit rezin materyal RMCİS'lerden daha düşük toksik etki göstermiştir. Bizim çalışmamızda da kompozit materyali en iyi performansı göstermiştir.

Al-Qathami ve arkadaşları²⁰⁰ inkübasyon periyodunun uzamasıyla test materyallerinden besiyerine artık madde salınımının artabileceğini bildirmişlerdir. Bu duruma paralel olarak bizim çalışmamızda da test edilen materyaller 24. ve 48. saatte toksik etki göstermezken 72. saatte dört materyal zayıf toksik etki göstermiştir. Toksik etki gösteren Zirconomer, Equia Forte, Fuji IX GP Capsule ve Fuji II LC Capsule'ün İn vitro çalışmanın sınırlı doğası nedeniyle biyolojik biyouyumluluklarının ileri test yöntemleri ile değerlendirilmesi gerekmektedir.

İn vitro deneylerin sınırlamaları göz önüne alındığında, mevcut bulguların klinik önemiyle ilgili sadece spekülasyon yapabiliriz. Aynı zamanda, diş hekimleri potansiyel sitotoksitenin farkında olmalıdır, dolayısıyla dental materyalleri dikkatle kullanmalı ve karıştırma talimatlarına son derece özen göstermelidirler.

Restoratif materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri restorasyonların klinik başarısını etkilemektedir.²⁰¹ Restoratif materyaller ağız içinde yoğun çigneme kuvvetlerine maruz kalmaktadır ve bu kuvvetlere karşı koyabilmeleri için sertlik değerlerinin yüksek düzeyde olması gerekmektedir.²⁰²

Restoratif materyallerin fiziksel özellikleri hakkında bilgi veren yöntemlerden biride yüzey sertlik testleridir. Materyallerin sertlik derecelerinin belirlenmesinde Knoop, Vicker, Brinell, Rockwell gibi test yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Ancak bunlardan Rockwell ve Brinell testleri kırılğan materyaller için uygun olmadığı için dental materyallerin sertliklerinin ölçülmesinde daha çok Knoop ve Vickers testlerinden yararlanılmaktadır.^{203,204} Fakat mikro ve makro düzeyde sertlik ölçümü yapan bu testlerden farklı olarak nanosertlik testlerinde, yük ve yer değiştirme işlemi daha yüksek hassasiyetle kaydedilmekte ve çok küçük girintiler yapılmaktadır.¹²⁷ Bu durum nanosertlik testlerinin daha çok tercih edilmesine sebep olmaktadır. Bu sebeple yaptığımız bu çalışmada nonosertlik testi kullanılmıştır.

Yüzey sertliğinin aşınma ile negatif korelasyon oluşturduğu bilinmektedir, sertlik ne kadar düşükse, aşınma da o kadar yüksektir.²⁰⁵ Bu nedenle yaptığımız çalışmada en düşük sertlik değerini veren Zirconomer, test edilen diğer materyallerden daha çabuk yıpranacaktır. Aşırı aşınma nedeniyle, bu materyal ile yapılan restorasyonların onarımı zaman zaman gerekli olabilir. Bu sebeple bu materyalin sadece geçici restorasyon ve kaide materyali olarak kullanımı tavsiye edilebilir. Ayrıca literatürü taradığımızda Asafarial ve arkadaşları²⁰⁶ tarafından yapılan bir çalışmada Zirconomer, Fuji IX GP EXTRA ve Ketac Molar'ın yüzey sertlikleri değerlendirilmiştir. Sonuç olarak en düşük sertlik değerini Zirconomer göstermiştir. Patil ve arkadaşları²⁰⁷ tarafından yapılan bir çalışma da Filtek Z350, Beautiful II, Ketac molar, Zirconomer ve Compoglass F'nin yüzey sertlikleri değerlendirilmiştir. Sonuç olarak yine en düşük sertlik değerini Zirconomer göstermiştir. Bu çalışmalardan elde edilen sonuçlar çalışmamızla uyum göstermiştir.

Yapılan bazı çalışmalarda RMCİS'lere rezin ilave edilmesinin bu materyallerin yüzey mikro sertliğini arttırmadığı iddia edilmiştir.^{29,208,209} Fakat Bala ve arkadaşları⁶¹ tarafından yapılan bir çalışmada RMCİS olan Fuji II LC Capsule, yüksek viskoziteli CİS olan Fuji IX GP Capsule'den daha yüksek sertlik değeri göstermiştir. Bizim çalışmamızda da Fuji II LC Capsule, Fuji IX GP Capsule'den daha yüksek sertlik değeri göstermiştir. Ayrıca çalışmamızda en yüksek sertlik değerini Fuji II LC Capsule göstermiştir.

Moore ve arkadaşları²¹⁰ gümüş katkılı CİS'lerde kalsiyum fluoroalümina silikat camın bir kısmıyla yer değiştiren metalin, simanın hem ağız içi asitlere karşı direncini hem de yüzey sertliğini arttırdığını bildirmişlerdir. McKinney ve arkadaşları²¹¹ CİS'lerin sertlikleri arasındaki farkın, yapıya ilave edilen metal nedeniyle olduğunu ve gümüş katkılı CİS'lerin aşınma direnci ve sertlik değerlerinin kompozit ve amalgama yakın olduğunu belirtmişlerdir. Aynı araştırmacılar yaptıkları başka bir çalışmada ise üç farklı CİS'in sertlik değerini kompozit rezinler ile karşılaştırmışlar ve kompozit rezinlerin, CİS'lere göre daha yüksek sertlik gösterdiğini bildirmiştir. Yapılan bu çalışmalara paralel olarak bizim çalışmamızda da gümüş içerikli CİS olan Argion, rezin kompozit olan Cavex'ten daha az sertlik değeri gösterirken yüksek viskoziteli Cam İyonomer restoratif materyali olan Fuji IX GP Capsule'den daha fazla sertlik değeri göstermiştir.

Maloklüzyon, bruksizm, oklüzal yüzeylerde aşırı aşınma ve madde kaybı görülen bireylerde yüzey sertlik değeri yüksek olan dolgu materyalleri yerine yüzey sertliği ve

aşınma direnci daha düşük materyallerin seçilmesinin uygun olacağı bildirilmiştir. Fizyolojik aşınma gösteren süt azılarında da, sertlik değeri oldukça yüksek olan amalgam yerine kompozit rezin ve CİS'lerin yüzey sertliği açısından başarı ile kullanılabilceği sonucuna varılmıştır.²¹² Bu sebeple bu çalışmada elde edilen veriler sonucunda rezin kompozit materyali olan Cavex'ten daha düşük sertlik değerine sahip Argion ve Fuji IX GP Capsule'ün bu tür durumlarda ve süt dişi sınıf I restorasyonlarında kullanımı tavsiye edilebilir.

Cam İyonomer Simanların aşınma direncinin artırılabilmesi, nem hassasiyetinin ve zayıf fiziksel özelliklerinin en aza indirilebilmesi için üreticinin önerdiği miktarda toz ve likit birbiriyle karıştırılmalıdır. Elde karıştırılan CİS'lerde bu oran yeterince sağlanamayabilir. Bu yüzden en iyi fiziksel özellikleri elde etmek için CİS'lerin makinede karıştırılan kapsül formları geliştirilmiştir.²¹³ Şener ve Koyutürk²¹⁴ yaptıkları bir çalışmada, iki elde (Ionofil ve Fuji IX GP) ve bir makinede karıştırılan CİS'in (Ketac-Molar Aplicap) vickers yüzey sertlik değerlerini karşılaştırmışlardır. En yüksek sertlik değeri yedinci günün sonunda bile makinede karıştırılan kapsül formundaki Ketac Molar Aplicap'da gözlenmiştir. Bu materyaller arasındaki yüzey sertlik değerindeki farklılıkların sebebi makinede karıştırılan CİS'in elde karıştırılana göre standart toz-likit oranının sahip olması nedeniyle homojen bir karışım elde edilebilmesinden kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Ayrıca toz-likit oranının standart olmasından dolayı daha homojen karışım elde edilen makinede karıştırılan kapsül Cam İyonomerin yüzey sertliğinin, elde karıştırılan Cam İyonomerlerle karşılaştırıldığında daha yüksek olacağı ve daha az su emilimi yapacağı düşünülmüştür. Bizim çalışmamızda da en yüksek iki sertlik değerini veren Fuji II LC Capsule ve EQUIA Forte kapsül formundadır.

Elastik modül ve sertlik arasında temel bir bağlantı bulunmamakla birlikte çentici tekniğinin ilerlemesi bu iki parametrenin birlikte değerlendirilmesini mümkün hale getirilmiştir.²¹⁵ Oliver ve Pharr²¹⁵ tarafından tanımlanan derinlik duyarlı indentasyon tekniği, elastik modül ve sertlik arasındaki teorik ilişkiyi kurmak için bir ipucu sağlamış ve bunun için indirgenmiş elastik modül ifadesi kullanılmıştır. Yapılan istatistiksel çalışmalarda ise elastik modülün genellikle sertliğin artan bir fonksiyonu olduğu belirtilmektedir. Yapılan bu istatistiksel çalışmalar ile kurulan bağlantının materyalin cinsine göre değişkenlik gösterdiğide bilinmektedir. Bizim çalışmamızda da elastik modül ve sertlik değerleri pozitif korelasyon göstermiştir.

Işık cihazından çıkan merkezi ışık yoğunluğu, çevresinden yayılan ışık yoğunluğundan daha fazladır.²¹⁶ Bu sebeple, rezin içeren örneklerin merkezi kısmı çevresinden daha fazla polimerize olmaktadır.²¹⁷ Çalışmamızda ışık cihazı kullanılarak sertleştirilen materyallerin tüm yüzey alanına eşit yoğunlukta ışık uygulamak ve tüm yüzeyde eşit polimerizasyon sağlamak amacıyla, 8 mm uç çapına sahip ışık cihazı ile 5 mm'lik çaplara sahip teflon kalıplar ve bakalit bloklara açılan 7 mm çapındaki oyuklar kullanılmıştır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışma sonucunda elde edilen bilgiler şu şekilde özetlenebilir:

Antimikrobiyal etkinlik test sonuçlarına göre tüm materyaller düşük antimikrobiyal etkinlik göstermiştir. Bu sebeple bu materyallerin altındaki çürük dokuyu remineralize etmekten ziyade kavitede az miktarda kalan bakteriye etki edebileceğini düşünmekteyiz. Sonuç olarak bu materyaller ile restore edilecek dişlerde enfekte çürük dokusunun uzaklaştırılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Restoratif materyallerin nanosertlik değeri en yüksekten en düşüğe doğru şu şekilde sıralanmıştır: Fuji II LC Capsule, EQUIA Forte, Cavex Qadrant Universal LC, Argion, Fuji IX GP Capsule, Zirconomer.

Çalışmamızda Zircomer, Equia Forte, Fuji IX GP Capsule ve Fuji II LG Capsule düşük sitotoksik etki göstermiştir. Bu materyaller kullanırken potansiyel sitotoksik etki göz önünde bulundurulmalıdır.

Yaptığımız çalışma sonucu elde verilere dayanarak Zirconomer diğer gruplarla karşılaştırıldığında en düşük sertlik değerini ve istatistiksel açıdan önemli olmasa en toksik değeri göstermiştir. Ayrıca diğer materyallerle benzer antimikrobiyal etki göstermiştir. Elde ettiğimiz verilere göre bu materyalin Çocuk dişhekimliği'nde kullanım alanının sınırlı olduğundan bahsedilebilir.

7. KAYNAKLAR

1. **Markovic D, Petrovic BB, Peric TO.** Fluoride Content and Recharge Ability of Five Glassionomer Dental Materials. *BMC Oral Health.* **2008**;8:21.
2. **Dentistry AAoP.** Guideline on Pediatric Restorative Dentistry. 2012. *Referance manual.* **2012**;34:214-21.
3. **Farrugia C, Camilleri J.** Antimicrobial Properties of Conventional Restorative Filling Materials and Advances in Antimicrobial Properties of Composite Resins and Glass Ionomer Cements—a Literature Review. *Dental Materials.* **2015**;31(4):89-99.
4. **Naik RG, Dodamani AS, Khairnar MR, Jadhav HC, Deshmukh MA.** Comparative Assessment of Antibacterial Activity of Different Glass Ionomer Cements on Cariogenic Bacteria. *Restorative dentistry & endodontics.* **2016**;41(4):278-82.
5. **Lai G, Li M.** The Possible Role of Candida Albicans in the Progression of Dental Caries. *Int Res J Microbiol.* **2011**;2:504-6.
6. **Al-hebshi NN, Abdulhaq A, Quadri MFA, Tobaigy FM.** Salivary Carriage of Candida Species in Relation to Dental Caries in a Population of Saudi Arabian Primary School Children. *The Saudi Journal for Dental Research.* **2015**;6(1):54-9.
7. **Metwalli KH, Khan SA, Krom BP, Jabra-Rizk MA.** Streptococcus Mutans, Candida Albicans, and the Human Mouth: A Sticky Situation. *PLoS pathogens.* **2013**;9(10):1-5.
8. **Fúcio SB, Carvalho FG, Sobrinho LC, Sinhoreti MA, Puppim-Rontani RM.** The Influence of 30-Day-Old Streptococcus Mutans Biofilm on the Surface of Esthetic Restorative Materials—an In Vitro Study. *Journal of dentistry.* **2008**;36(10):833-9.
9. **Mitra SB, Lee C-Y, Bui HT, Tantbirojn D, Rusin RP.** Long-Term Adhesion and Mechanism of Bonding of a Paste-Liquid Resin-Modified Glass-Ionomer. *Dental Materials.* **2009**;25(4):459-66.
10. **Hibino Y, Kuramochi K-i, Harashima A, Honda M, Yamazaki A, et al.** Correlation between the Strength of Glass Ionomer Cements and Their Bond Strength to Bovine Teeth. *Dental materials journal.* **2004**;23(4):656-60.
11. **Kanjevac T, Milovanovic M, Volarevic V, L Lukic M, Arsenijevic N, et al.** Cytotoxic Effects of Glass Ionomer Cements on Human Dental Pulp Stem Cells Correlate with Fluoride Release. *Medicinal Chemistry.* **2012**;8(1):40-5.
12. **Lönroth E-C, Dahl JE.** Cytotoxicity of Dental Glass Ionomers Evaluated Using Dimethylthiazol Diphentyltetrazolium and Neutral Red Tests. *Acta Odontologica Scandinavica.* **2001**;59(1):34-9.
13. **Angelier F, Joias RP, Bresciani E, Noguti J, Ribeiro DA.** Orthodontic Cements Induce Genotoxicity and Cytotoxicity in Mammalian Cells in Vitro. *Dental research journal.* **2012**;9(4):393.
14. **Wilson AD.** A New Translucent Cement for Dentistry: The Glass-Ionomer Cement. *Br Dent J.* **1972**;132:133-5.
15. **Bowen RL, Marjenhoff WA.** Dental Composites/Glass Ionomers: The Materials. *Advances in dental research.* **1992**;6(1):44-9.
16. **Celik EU, Ermis B.** Koruyucu Rezin Uygulamasının Yüksek Viskoziteli Geleneksel Cam İyonomer Simanın Mikrosertliği Üzerine Etkisinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* **2008**;11(2):91-5.
17. **Croll TP, Nicholson JW.** Glass Ionomer Cements in Pediatric Dentistry: Review of the Literature. *Pediatr Dent.* **2002**;24(5):423-9.
18. **Mount G, Patel C, Makinson O.** Resin Modified Glass-Ionomers: Strength, Cure Depth and Translucency. *Australian dental journal.* **2002**;47(4):339-43.
19. **Burke F, Ray N, McConnell R.** Fluoride-Containing Restorative Materials. *International dental journal.* **2006**;56(1):33-43.
20. **Önal B.** Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Ve Uygulamaları. *Ege Üniv Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.* **2004**;20:66-76.
21. **Wassell R, Barker D, Steele J.** Crowns and Other Extra-Coronal Restorations: Try-in and Cementation of Crowns. *British Dental Journal.* **2002**;193(1):17.
22. **Maijer R, Smith D.** A Comparison between Zinc Phosphate and Glass Ionomer Cement in Orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1988**;93(4):273-9.

23. **Kvam E, Broch J, Nissen-Meyer IH.** Comparison between a Zinc Phosphate Cement and a Glass Ionomer Cement for Cementation of Orthodontic Bands. *The European Journal of Orthodontics*. **1983**;5(4):307-13.
24. **Wiegand A, Buchalla W, Attin T.** Review on Fluoride-Releasing Restorative Materials—Fluoride Release and Uptake Characteristics, Antibacterial Activity and Influence on Caries Formation. *Dental materials*. **2007**;23(3):343-62.
25. **Sidhu S.** Glass-Ionomer Cement Restorative Materials: A Sticky Subject? *Australian dental journal*. **2011**;56(1):23-30.
26. **Arbabzadeh-Zavareh F, Gibbs T, Meyers IA, Bouzari M, Mortazavi S, et al.** Recharge Pattern of Contemporary Glass Ionomer Restoratives. *Dental research journal*. **2012**;9(2):139.
27. **McCabe J.** *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi Çev. 7 ed, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul, 1999, 125-250.*
28. **Sarı M, Özmen B.** Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanılan Farklı Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanların Su Emilimi Ve Mikrosızıntı Değerlerinin Karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. **2013**;23(1):43-9
29. **Xie D, Brantley W, Culbertson B, Wang G.** Mechanical Properties and Microstructures of Glass-Ionomer Cements. *Dental Materials*. **2000**;16(2):129-38.
30. **Lohbauer U.** Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials?—Properties, Limitations and Future Trends. *Materials*. **2009**;3(1):76-96.
31. **Dentistry AAoP.** Guideline on Pediatric Restorative Dentistry. 2012. *Referance manual*. **2012**;34:214-21.
32. **Nagaraja Upadhya P, Kishore G.** Glass Ionomer Cement: The Different Generations. *Trends Biomater Artif Organs*. **2005**;18(2):158-65.
33. **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.
34. **Kütük ZB, Gürkan S, Çakır FY, Ergin E, Öztaş SS.** Güncel Bir Cam İyonomer Restoratif Sistemin 36-Aylık Klinik Performansının Değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*. **2013**;17(3):244-55.
35. **Kaya T, Tirali RE.** Cam İyonomer Simanlardaki Gelişmeler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* **2014**;7:71-7.
36. **Hewlett ER, Mount GJ.** Glass Ionomers in Contemporary Restorative Dentistry--a Clinical Update. *Journal of the California Dental Association*. **2003**;31(6):483-92.
37. **Loudon JA.** Next Generational Fuji Ix-a Proposed Universal Dental Material—but Not Yet'set in Cement'. *Oral Biology and Dentistry*. **2014**;2(1):5.
38. **Fırat E, Gürkan S, Kütük ZB, Çakır FY, Öztaş SS.** Güncel Bir Cam İyonomer Restoratif Sistemin 24-Aylık Klinik Performansının Değerlendirilmesi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*. **2011**;38(2):53-61.
39. **Altunsoy M, Ok E, Küçükylmaz E, Bölükbaşı B, Bilgin MS.** Farklı Cam İyonomer Simanların Kompozit Ve Kompomere Olan Makaslama Bağlanma Dayanım Kuvvetlerinin Karşılaştırılması. *Selçuk Dental Journal*. **2015**;2(2):71-5
40. **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.
41. **Varol Çalışkan F.** Pedodontide Kullanılan Farklı Dental Materyallerin Yüzey Özellikleri Ve Mikrosertlikleri İle İn Situ Oluşan Biofilm Tabakasının Yapısı Arasındaki İlişkilerin İncelenmesi. [Doktora Tezi], Marmara Üniversitesi; İstanbul, **2014**.
42. **Berg JH.** The Continuum of Restorative Materials in Pediatric Dentistry-a Review for the Clinician. *Pediatric Dentistry*. **1998**;20:93-100.
43. **Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C.** Geleneksel Ve Adeziv Dental Simanlar Hakkında Bir Derleme Çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. **2012**;22(2):205-16.
44. **Sidhu S, Watson T.** Resin-Modified Glass-Ionomer Materials. Part 1: Properties. *Dental update*. **1995**;22(10):429-32.
45. **Mitchell CA, Orr JF, Connor KN, Magill JP, Maguire GR.** Comparative Study of Four Glass Ionomer Luting Cements During Post Pull-out Tests. *Dental Materials*. **1994**;10(2):88-91.
46. **Wilson AD.** Resin-Modified Glass-Ionomer Cements. *International Journal of Prosthodontics*. **1990**;3(5):425-9
47. **Tjandrawinata R, Irie M, Suzuki K.** Marginal Gap Formation and Fluoride Release of Resin-Modified Glass-Ionomer Cement. *Dental materials journal*. **2004**;23(3):305-13.

48. **McLean JW.** Proposed Nomenclature for Glass-Ionomer Dental Cements and Related Materials. *Quintessence Int.* **1994**;25:587-90.
49. **Bala O.** Poliasit-Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler) Literatür Taraması. . *Cumhuriyet Uni Diş Hek Fak Derg* **1998**;1:113-8.
50. **Nicholson JW.** Polyacid-Modified Composite Resins ("Compomers") and Their Use in Clinical Dentistry. *Dental materials.* **2007**;23(5):615-22.
51. **Neelakantan P, John S, Anand S, Sureshababu N, Subbarao C.** Fluoride Release from a New Glass-Ionomer Cement. *Operative dentistry.* **2011**;36(1):80-5.
52. **Attin T, Vataschki M, Hellwig E.** Properties of Resin-Modified Glass-Ionomer Restorative Materials and Two Polyacid-Modified Resin Composite Materials. *Quintessence International.* **1996**;27(3):203-9.
53. **Meyer J, Cattani-Lorente M, Dupuis V.** Compomers: Between Glass-Ionomer Cements and Composites. *Biomaterials.* **1998**;19(6):529-39.
54. **Cattani-Lorente M, Dupuis V, Moya F, Payan J, Meyer J-M.** Comparative Study of the Physical Properties of a Polyacid-Modified Composite Resin and a Resin-Modified Glass Ionomer Cement. *Dental Materials.* **1999**;15(1):21-32.
55. **Bani M.** Cam İyonomer İçerikli Farklı Restoratif Materyallerin Fluorid Salınım Ve Geri Alım Özelliklerinin, Yüzey Pürüzlülüklerinin ve Dentine Bağlanma Değerlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi. [Doktora tezi], Gazi Üniversitesi, Ankara, **2011**.
56. **Çapan BŞ, Akyüz S.** Çocuk Diş Hekimliğinde Fluorid Salınımı Yapan Güncel Restoratif Materyaller. *Clinical and Experimental Health Sciences.* **2016**;6(3):129-34.
57. **McLean JW.** D: Glass-Cermet Cements. *Quint Int.* **1985**;16(5):333-43.
58. **Imazato S.** Antibacterial Properties of Resin Composites and Dentin Bonding Systems. *Dental materials.* **2003**;19(6):449-57.
59. **Croll TP, Nicholson J.** Glass Ionomer Cements in Pediatric Dentistry: Review of the Literature. *Pediatric dentistry.* **2002**;24(5):423-9.
60. **Yap A, Cheang P, Chay P.** Mechanical Properties of Two Restorative Reinforced Glass-Ionomer Cements. *Journal of oral rehabilitation.* **2002**;29(7):682-8.
61. **Bala O, Arisu HD, Yikilgan I, Arslan S, Gullu A.** Evaluation of Surface Roughness and Hardness of Different Glass Ionomer Cements. *European journal of dentistry.* **2012**;6(1):79.
62. **Mazzaoui S, Burrow M, Tyas M, Dashper S, Eakins D, et al.** Incorporation of Casein Phosphopeptide-Amorphous Calcium Phosphate into a Glass-Ionomer Cement. *Journal of dental research.* **2003**;82(11):914-8.
63. **Yli-Urpo H, Vallittu PK, Närhi TO, Forsback A-P, Väkiparta M.** Release of Silica, Calcium, Phosphorus, and Fluoride from Glass Ionomer Cement Containing Bioactive Glass. *Journal of biomaterials applications.* **2004**;19(1):5-20.
64. **Thanjal N, Billington R, Shahid S, Luo J, Hill R, et al.** Kinetics of Fluoride Ion Release from Dental Restorative Glass Ionomer Cements: The Influence of Ultrasound, Radiant Heat and Glass Composition. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine.* **2010**;21(2):589-95.
65. **Tamilselvam S, Divyanand M, Neelakantan P.** Biocompatibility of a Conventional Glass Ionomer, Ceramic Reinforced Glass Ionomer, Giomer and Resin Composite to Fibroblasts: In Vitro Study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry.* **2013**;37(4):403-6.
66. **Ayad NM, Elnogoly SA, Badie OM.** An in-Vitro Study of the Physico-Mechanical Properties of a New Esthetic Restorative Versus Dental Amalgam. *Rev clin pesq odontol(Impr).* **2008**;4(3):137-44.
67. **Deepa G, Shobha T.** A Clinical Evaluation of Two Glass Ionomer Cements in Primary Molars Using Atraumatic Restorative Treatment Technique in India: 1 Year Follow Up. *International journal of paediatric dentistry.* **2010**;20(6):410-8.
68. **Madfa AA, Al-Sanabani FA, Al-Qudami NH, Al-Sanabani JS, Amran AG.** Use of Zirconia in Dentistry: An Overview. *The Open Biomaterials Journal.* **2014**;5(1):1-9
69. **Kamath U, Salam A.** Fracture Resistance of Maxillary Premolars with Mod Cavities Restored with Zirconomer: An in Vitro Comparative Study. *International Journal of Applied Dental Sciences.* **2016**;2(2):77-80
70. **Gu Y, Yap A, Cheang P, Khor K.** Effects of Incorporation of Ha/Zro 2 into Glass Ionomer Cement (Gic). *Biomaterials.* **2005**;26(7):713-20.
71. **Gu Y, Yap A, Cheang P, Koh Y, Khor K.** Development of Zirconia-Glass Ionomer Cement Composites. *Journal of non-crystalline solids.* **2005**;351(6):508-14.
72. **Quader SA, Alam MS, Bashar A, Gafur A, Al Mansur M.** Compressive Strength, Fluoride Release and Recharge of Giomer. *Update Dental College Journal.* **2013**;2(2):28-37.

73. **Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH.** A Review of Chemical-Approach and Ultramorphological Studies on the Development of Fluoride-Releasing Dental Adhesives Comprising New Pre-Reacted Glass Ionomer (Prg) Fillers. *Dental Materials Journal*. **2008**;27(3):315-39.
74. **Roberts TA, Miyai K, Ikemura K, Fuchigami K, Kitamura T.** Fluoride Ion Sustained Release Preformed Glass Ionomer Filler and Dental Compositions Containing the Same. US Patent 5883153; 1999.
75. **Gordan VV, Mondragon E, Watson RE, Garvan C, Mjör IA.** A Clinical Evaluation of a Self-Etching Primer and a Giomer Restorative Material: Results at Eight Years. *The Journal of the American Dental Association*. **2007**;138(5):621-7.
76. **Manuja N, Pandit I, Srivastava N, Gugrani N, Nagpal R.** Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Various Esthetic Restorative Materials to Dentin: An in Vitro Study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. **2011**;29(1):7.
77. **Kareem SA, Jehad RH.** An Evaluation of Water Absorption of Giomer in Comparison to Other Resin-Based Restorative Materials. *Journal of Baghdad College of Dentistry*. **2012**;24(3):25-8.
78. **Zafar MS.** Effects of Surface Pre-Reacted Glass Particles on Fluoride Release of Dental Restorative Materials. *World Appl Sci J*. **2013**;28(4):457-62.
79. **Wang Y, Kaga M, Kajiwara D, Minamikawa H, Kakuda S, et al.** Ion Release and Buffering Capacity of S-Prg Filler-Containing Pit and Fissure Sealant in Lactic Acid. *Nano Biomedicine*. **2011**;3(2):275-81.
80. **Murayama R, Furuichi T, Yokokawa M, Takahashi F, Kawamoto R, et al.** Ultrasonic Investigation of the Effect of S-Prg Filler-Containing Coating Material on Bovine Tooth Demineralization. *Dental materials journal*. **2012**;31(6):954-9.
81. **Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF.** Fluoride Release and Recharge in Giomer, Compomer and Resin Composite. *Dental Materials*. **2004**;20(9):789-95.
82. **Dhull K, Nandlal B.** Effect of Low-Concentration Daily Topical Fluoride Application on Fluoride Release of Giomer and Compomer: An in Vitro Study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. **2011**;29(1):39-45.
83. **Bani M, Öztaş N.** Cam Ionomer İçerikli Farklı Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*. **2013**;30(1):13-7.
84. **Mitra SB, Wu D, Holmes BN.** An Application of Nanotechnology in Advanced Dental Materials. *The Journal of the American Dental Association*. **2003**;134(10):1382-90.
85. **Melo MA, Guedes SF, Xu HH, Rodrigues LK.** Nanotechnology-Based Restorative Materials for Dental Caries Management. *Trends in biotechnology*. **2013**;31(8):459-67.
86. **Davidson C.** Advances in Glass-Ionomer Cements. *Journal of Minimum Intervention in Dentistry*. **2009**;2(1):3-15.
87. **Bonifácio CC, Werner A, Kleverlaan CJ.** Coating Glass-Ionomer Cements with a Nanofilled Resin. *Acta Odontologica Scandinavica*. **2012**;70(6):471-7.
88. **Diem VTK, Tyas MJ, Ngo HC, Phuong LH, Khanh ND.** The Effect of a Nano-Filled Resin Coating on the 3-Year Clinical Performance of a Conventional High-Viscosity Glass-Ionomer Cement. *Clinical oral investigations*. **2014**;18(3):753-9.
89. **Uysal T, Yagci A, Uysal B, Akdogan G.** Are Nano-Composites and Nano-Ionomers Suitable for Orthodontic Bracket Bonding? *The European Journal of Orthodontics*. **2009**;32(1):78-82.
90. **Coutinho E, Cardoso M, De Munck J, Neves A, Van Landuyt K, et al.** Bonding Effectiveness and Interfacial Characterization of a Nano-Filled Resin-Modified Glass-Ionomer. *dental materials*. **2009**;25(11):1347-57.
91. **Sungurtekin Ekcı E, Özdemir Özenen D, Duman S, Acuner IC, Sandalli N.** Antibacterial Surface Properties of Various Fluoride-Releasing Restorative Materials in Vitro. *Journal of applied biomaterials & functional materials*. **2015**;13(2):169-173
92. **de Fúcio S, de Paula AB, de Carvalho FG, Feitosa VP, Ambrosano GMB, et al.** Biomechanical Degradation of the Nano-Filled Resin-Modified Glass-Ionomer Surface. *American journal of dentistry*. **2012**;25(6):315-20
93. **Chen X, Du M, Fan M, Mulder J, Huysmans M, et al.** Caries-Preventive Effect of Sealants Produced with Altered Glass-Ionomer Materials, after 2 Years. *Dental Materials*. **2012**;28(5):554-60.
94. **Zainuddin N, Karpukhina N, Law RV, Hill RG.** Characterisation of a Remineralising Glass Carbomer® Ionomer Cement by Mas-Nmr Spectroscopy. *Dental Materials*. **2012**;28(10):1051-8.
95. **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.

96. Gcp Glass Fill User Instructions 28.04.2011. Available from: <https://gcp-dental.com/wp-content/uploads/2012/08/Instructions-of-use-seal-UK.pdf>.
97. **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.
98. **Nicholson JW.** Fluoride Releasing Dental Restorative Materials: An Update. *Balkan Journal of Dental Medicine*. **2014**;18(2):60-9.
99. **Buonocore MG.** A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *Journal of dental research*. **1955**;34(6):849-53.
100. **Bowen R,** inventor Dental Filling Material Comprising Vinyl Silanetreated Fused Silica and a Binder Consisting of the Reaction Product of Bis Phenol Ang Glycidyl Acrylate. U.S. Patent No: 3,066,112.
101. **Roberson T, Heymann H, Swift E.** Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. USA: Mosby Elsevier; **2006**, 140-258.
102. **Moraschini V, Fai CK, Alto RM, Dos Santos GO.** Amalgam and Resin Composite Longevity of Posterior Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of dentistry*. **2015**;43(9):1043-50.
103. **Alrahlah A, Silikas N, Watts D.** Post-Cure Depth of Cure of Bulk Fill Dental Resin-Composites. *Dental Materials*. **2014**;30(2):149-54.
104. **Sakaguchi RL, Powers JM.** *Craig's Restorative Dental Materials Sciences*. 13 ed, Mosby, New York, **2012**, 34-81.
105. **Çalışkan K, Gökay N.** Kompozit Dolgu Maddelerinin Genel Özellikleri Ve Sınıflandırılması. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. **1990**;11(3):120-8.
106. **Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC.** Mechanical Properties of Dental Restorative Materials: Relative Contribution of Laboratory Tests. *Journal of Applied Oral Science*. **2003**;11(3):162-7.
107. **Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR.** *Phillips' Science of Dental Materials*. 2 ed Elsevier Health Sciences, St Louis, **2013**, 48-69
108. **Ulusoy N, Gökay O, Kasar B, Müjdecı A.** Çeşitli Restoratif Materyallerin Değişik Sertleşme Ve Polimerizasyon Şartlarındaki Yüzey Sertlik Değerlerinin Zamana Bağlı Olarak Karşılaştırılması. *Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg*. **1999**;26:9-19.
109. **Vallittu PK.** A Review of Methods Used to Reinforce Polymethyl Methacrylate Resin. *Journal of Prosthodontics*. **1995**;4(3):183-7.
110. **Vallittu PK.** Acrylic Resin-Fiber Composite—Part I: The Effect of Polymerization Shrinkage of Polymethyl Methacrylate Applied to Fiber Roving on Transverse Strength. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;71(6):613-7.
111. **Kim JW, Jang KT, Lee SH, Kim CC, Hahn SH, et al.** Effect of Curing Method and Curing Time on the Microhardness and Wear of Pit and Fissure Sealants. *Dental Materials*. **2002**;18(2):120-7.
112. **Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC.** Influence of Placement Techniques on Vickers and Knoop Hardness of Class Ii Composite Resin Restorations. *Dental Materials*. **2004**;20(8):726-32.
113. **Anusavice KJ PR, Shen C, Rawls HR.** *Phillips' Science of Dental Materials*. 11 ed, Elsevier Sciences, Missouri, **2003**, 655-719.
114. **O'Brien WJ.** *Dental Materials and Their Selection*. 3 ed, Quintessence Pub. Co., Michigan, Chicago, **2002**, 12-25
115. **Craig RG, Ward ML.** *Restorative Dental Materials*. 10 ed, Mosby, St. Louis, Baltimore, Boston, **1997**, 100-250.
116. **Sakaguchi RL, Powers JM.** *Craig's Restorative Dental Materials*. Elsevier Health Sciences, 3 ed, Mosby, New York, **2012**, 83-156
117. **Machado AL, Breeding LC, Puckett AD.** Effect of Microwave Disinfection on the Hardness and Adhesion of Two Resilient Liners. *The Journal of prosthetic dentistry*. **2005**;94(2):183-9.
118. **Tan HK, Woo A, Kim S, Lamoureux M, Grace M.** Effect of Denture Cleansers, Surface Finish, and Temperature on Molloplast B Resilient Liner Color, Hardness, and Texture. *Journal of Prosthodontics*. **2000**;9(3):148-55.
119. **Canay Ş, Hersek N, Tulunoğlu I, Uzun G.** Evaluation of Colour and Hardness Changes of Soft Lining Materials in Food Colorant Solutions. *Journal of oral rehabilitation*. **1999**;26(10):821-9.
120. **Hayakawa I, Keh E-S, Morizawa M, Muraoka G, Hirano S.** A New Polyisoprene-Based Light-Curing Denture Soft Lining Material. *Journal of dentistry*. **2003**;31(4):269-74.
121. **Azzarri M, Cortizo M, Alessandrini J.** Effect of the Curing Conditions on the Properties of an Acrylic Denture Base Resin Microwave-Polymerised. *Journal of dentistry*. **2003**;31(7):463-8.

122. **Seymen F, Gülhan A.** Arka Grup Dişlerde Kullanılan Çeşitli Dolgu Materyallerinin Yüzey Sertliklerinin İncelenmesi. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry.* **1996**;30(3):145-52.
123. **Üçtaşlı S.** Some Mechanical Properties of Resin--Based Dental Materials. [Doktora Tezi]. Birmingham Üniversitesi, İngiltere, **1991**.
124. **Poon B, Rittel D, Ravichandran G.** An Analysis of Nanoindentation in Linearly Elastic Solids. *International Journal of Solids and Structures.* **2008**;45(24):6018-33.
125. **Dickinson M, Wolf K, Mann A.** Nanomechanical and Chemical Characterization of Incipient in Vitro Carious Lesions in Human Dental Enamel. *archives of oral biology.* **2007**;52(8):753-60.
126. **Buchalla W, Imfeld T, Attin T, Swain M, Schmidlin P.** Relationship between Nanohardness and Mineral Content of Artificial Carious Enamel Lesions. *Caries research.* **2008**;42(3):157-63.
127. **Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Ito S, Yuasa T, et al.** Effect of Bracket Bonding on Nanomechanical Properties of Enamel. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2010**;138(6):735-40.
128. **Ebenstein DM, Pruitt LA.** Nanoindentation of Biological Materials. *Nano Today.* **2006**;1(3):26-33.
129. **Currey J.** Measurement of the Mechanical Properties of Bone: A Recent History. *Clinical Orthopaedics and Related Research®.* **2009**;467(8):1948-54.
130. **Oliver WC, Pharr GM.** Measurement of Hardness and Elastic Modulus by Instrumented Indentation: Advances in Understanding and Refinements to Methodology. *Journal of materials research.* **2004**;19(1):3-20.
131. **Tostes MA, Santos Jr E, Camargo Jr SA.** Effect of Resin Infiltration on the Nanomechanical Properties of Demineralized Bovine Enamel. *Indian Journal of Dentistry.* **2014**;5(3):116.
132. **Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L.** *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi.* Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, **2003**,
133. **Craig R, Peyton F.** Elastic and Mechanical Properties of Human Dentin. *Journal of dental research.* **1958**;37(4):710-8.
134. Who Oral Health Fact Sheet N°318: World Health Organization; 2015 Jan. Available from: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs318/en/>
135. **Petersen PE, Bourgeois D, Ogawa H, Estupinan-Day S, Ndiaye C.** The Global Burden of Oral Diseases and Risks to Oral Health. *Bulletin of the World Health Organization.* **2005**;83(9):661-9.
136. **Lea S, Landini G, Walmsley A.** A Novel Method for the Evaluation of Powered Toothbrush Oscillation Characteristics. *American journal of dentistry.* **2004**;17(5):307-9.
137. **Sbordone L, Bortolaia C.** Oral Microbial Biofilms and Plaque-Related Diseases: Microbial Communities and Their Role in the Shift from Oral Health to Disease. *Clinical oral investigations.* **2003**;7(4):181-8.
138. **Fúcio SB, Paula ABd, Sardi JC, Duque C, Correr-Sobrinho L, et al.** Streptococcus Mutans Biofilm Influences on the Antimicrobial Properties of Glass Ionomer Cements. *Brazilian dental journal.* **2016**;27(6):681-7.
139. **Nakajo K, Imazato S, Takahashi Y, Kiba W, Ebisu S, et al.** Fluoride Released from Glass-Ionomer Cement Is Responsible to Inhibit the Acid Production of Caries-Related Oral Streptococci. *Dental Materials.* **2009**;25(6):703-8.
140. **Al-Khatib ZZ, Baum RH, Morse DR, Yesilsoy C, Bhambhani S, et al.** The Antimicrobial Effect of Various Endodontic Sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology.* **1990**;70(6):784-90.
141. **Tobias R.** Antibacterial Properties of Dental Restorative Materials: A Review. *International Endodontic Journal.* **1988**;21(2):155-60.
142. **Lai CC, Huang FM, Yang HW, Chan Y, Huang MS, et al.** Antimicrobial Activity of Four Root Canal Sealers against Endodontic Pathogens. *Clinical oral investigations.* **2001**;5(4):236-9.
143. **Coogan M, Creaven P.** Antibacterial Properties of Eight Dental Cements. *International endodontic journal.* **1993**;26(6):355-61.
144. **Zhang H, Shen Y, Ruse ND, Haapasalo M.** Antibacterial Activity of Endodontic Sealers by Modified Direct Contact Test against Enterococcus Faecalis. *Journal of endodontics.* **2009**;35(7):1051-5.
145. **Topcuoglu N, Ozan F, Ozyurt M, Kulekci G.** In Vitro Antibacterial Effects of Glass-Ionomer Cement Containing Ethanolic Extract of Propolis on Streptococcus Mutans. *European journal of dentistry.* **2012**;6(4):428.
146. **Anumula L, Kumar S, Kumar VS, Sekhar C, Krishna M, et al.** An Assessment of Antibacterial Activity of Four Endodontic Sealers on Enterococcus Faecalis by a Direct Contact Test: An in Vitro Study. *ISRN dentistry.* **2012**;1-5.

147. **Farmakis ETR, Kontakiotis EG, Tseleni-Kotsovili A, Tsatsas VG.** Comparative in Vitro Antibacterial Activity of Six Root Canal Sealers against *Enterococcus Faecalis* and *Proteus Vulgaris*. *Journal of investigative and clinical dentistry*. **2012**;3(4):271-5.
148. **Heyder M, Kranz S, Völpel A, Pfister W, Watts DC, et al.** Antibacterial Effect of Different Root Canal Sealers on Three Bacterial Species. *Dental materials*. **2013**;29(5):542-9.
149. **Weiss E, Shalhav M, Fuss Z.** Assessment of Antibacterial Activity of Endodontic Sealers by a Direct Contact Test. *Dental Traumatology*. **1996**;12(4):179-84.
150. **Hugar SM, Assudani HG, Patil V, Kukreja P, Uppin C, et al.** Comparative Evaluation of the Antibacterial Efficacy of Type Ii Glass Lonomer Cement, Type Ix Glass Lonomer Cement, and Amalgomer™ Ceramic Reinforcement by Modified “Direct Contact Test”: An in Vitro Study. *International journal of clinical pediatric dentistry*. **2016**;9(2):114.
151. **Gomes BPFda, Pedrosa JA, Jacinto RC, Vianna ME, Ferraz CCR, et al.** In Vitro Evaluation of the Antimicrobial Activity of Five Root Canal Sealers. *Brazilian dental journal*. **2004**;15(1):30-5.
152. **Orstavik D.** Antibacterial Properties of Endodontic Materials. *International endodontic journal*. **1988**;21(2):161-9.
153. **Estrela C, Bammann L, Pimenta F, Pécora J.** Control of Microorganisms in Vitro by Calcium Hydroxide Pastes. *International Endodontic Journal*. **2001**;34(5):341-5.
154. **Gilbert DB, Germaine GR, Jensen JR.** Inactivation by Saliva and Serum of the Antimicrobial Activity of Some Commonly Used Root Canal Sealer Cements. *Journal of endodontics*. **1978**;4(4):100-5.
155. **Orstavik D.** Antibacterial Properties of Root Canal Sealers, Cements and Pastes. *International endodontic journal*. **1981**;14(2):125-33.
156. **Nicholson JW, Czarnecka B.** The Biocompatibility of Resin-Modified Glass-Ionomer Cements for Dentistry. *dental materials*. **2008**;24(12):1702-8.
157. **Schmid-Schwap M, Franz A, König F, Bristela M, Lucas T, et al.** Cytotoxicity of Four Categories of Dental Cements. *Dental Materials*. **2009**;25(3):360-8.
158. **Torabinejad M, Parirokh M.** Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review—Part Ii: Leakage and Biocompatibility Investigations. *Journal of endodontics*. **2010**;36(2):190-202.
159. **Wataha JC.** Principles of Biocompatibility for Dental Practitioners. *The Journal of prosthetic dentistry*. **2001**;86(2):203-9.
160. **Ferracane J.** Elution of Leachable Components from Composites. *Journal of oral rehabilitation*. **1994**;21(4):441-52.
161. **Hanks CT, Wataha JC, Sun Z.** In Vitro Models of Biocompatibility: A Review. *Dental Materials*. **1996**;12(3):186-93.
162. **Lim S, Yap A, Loo C, Ng J, Goh C, et al.** Comparison of Cytotoxicity Test Models for Evaluating Resin-Based Composites. *Human & experimental toxicology*. **2017**;36(4):339-48.
163. **Murray PE, García Godoy C, García Godoy F.** How Is the Biocompatibility of Dental Biomaterials Evaluated? *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal (Internet)*. **2007**;12(3):258-66.
164. **Şişman R, Aksoy A, Yalçın M, Karaöz E.** Cytotoxic Effects of Bulk Fill Composite Resins on Human Dental Pulp Stem Cells. *Journal of oral science*. **2016**;58(3):299-305.
165. **Tuncer S, Demirci M.** Dental Materyallerde Biyouyumluluk Değerlendirmeleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. **2011**;21(2):141-9.
166. **Kawahara H, Yamagami A, Nakamura Jr M.** Biological Testing of Dental Materials by Means of Tissue Culture. *International dental journal*. **1968**;18(2):443.
167. **Kehe K, Reichl F, Durner J, Walther U, Hickel R, et al.** Cytotoxicity of Dental Composite Components and Mercury Compounds in Pulmonary Cells. *Biomaterials*. **2001**;22(4):317-22.
168. **Kildal KK, Ruyter IE.** How Different Curing Methods Affect the Degree of Conversion of Resin-Based Inlay/Onlay Materials. *Acta Odontologica Scandinavica*. **1994**;52(5):315-22.
169. **Mosmann T.** Rapid Colorimetric Assay for Cellular Growth and Survival: Application to Proliferation and Cytotoxicity Assays. *Journal of immunological methods*. **1983**;65(1-2):55-63.
170. **Inc S.** SPSS for windows (version 160). *SPSS Inc, Chicago* **2007**.
171. **Yadiki JV, Jampanapalli SR, Konda S, Inguva HC, Chimata VK.** Comparative Evaluation of the Antimicrobial Properties of Glass Ionomer Cements with and without Chlorhexidine Gluconate. *International journal of clinical pediatric dentistry*. **2016**;9(2):99.
172. **Chau NPT, Pandit S, Cai J-N, Lee M-H, Jeon J-G.** Relationship between Fluoride Release Rate and Anti-Cariogenic Biofilm Activity of Glass Ionomer Cements. *Dental Materials*. **2015**;31(4):e100-e8.

173. **Marczuk-Kolada G, Jakoniuk P, Mystkowska J, Łuczaj-Cepowicz E, Waszkiel D, et al.** Fluoride Release and Antibacterial Activity of Selected Dental Materials. *Postepy Hig Med Dosw(online)*. **2006**;60:416-20.
174. **Puy CL, Navarro LF.** Evidence Concerning the Medical Management of Caries. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. **2008**;13(5):E325-30.
175. **Lai G, Li M.** Secondary Caries 2012:[403-22 pp.]. Available from: <http://www.intechopen.com/books/contemporary-approach-to-dental-carries/secondary-carries>
176. **Weerheijm KL, Groen HJ.** The Residual Caries Dilemma. *Community dentistry and oral epidemiology*. **1999**;27(6):436-41.
177. **Ismail AI, Hasson H, Sohn W.** Dental Caries in the Second Millennium. *Journal of dental education*. **2001**;65(10):953-9.
178. **Seppä L, Torppa-Saarinen E, Luoma H.** Effect of Different Glass Ionomers on the Acid Production and Electrolyte Metabolism of *Streptococcus Mutans* Ingbritt. *Caries research*. **1992**;26(6):434-8.
179. **Forss H, Jokinen J, Spets-Happonen S, Seppä L, Luoma H.** Fluoride and *Mutans Streptococci* in Plaque Grown on Glass Ionomer and Composite. *Caries research*. **1991**;25(6):454-8.
180. **Shashibhushan K, Basappa N, Reddy VS.** Comparison of Antibacterial Activity of Three Fluorides- and Zinc-Releasing Commercial Glass Ionomer Cements on Strains of *Mutans Streptococci*: An in Vitro Study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. **2008**;26(6):56.
181. **Saxena S, Tiwari S.** Energy Dispersive X-Ray Microanalysis, Fluoride Release, and Antimicrobial Properties of Glass Ionomer Cements Indicated for Atraumatic Restorative Treatment. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*. **2016**;6(4):366.
182. **Mittal S, Soni H, Sharma DK, Mittal K, Pathania V, et al.** Comparative Evaluation of the Antibacterial and Physical Properties of Conventional Glass Ionomer Cement Containing Chlorhexidine and Antibiotics. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*. **2015**;5(4):268.
183. **Prabhakar A, Prahlad D, Kumar SR.** Antibacterial Activity, Fluoride Release, and Physical Properties of an Antibiotic-Modified Glass Ionomer Cement. *Pediatric dentistry*. **2013**;35(5):411-5.
184. **El-Baky RMA, Hussien SM.** Comparative Antimicrobial Activity and Durability of Different Glass Ionomer Restorative Materials with and without Chlorohexidine. *Journal of Advanced Biotechnology and Bioengineering*. **2013**;1(1):14-21.
185. **Łuczaj-Cepowicz E, Marczuk-Kolada G, Zalewska A, Pawińska M, Leszczyńska K.** Antibacterial Activity of Selected Glass Ionomer Cements. *Advances in Hygiene & Experimental Medicine/Postepy Higieny i Medycyny Doswiadczalnej*. **2014**;68:23-8
186. **Cassanho ACA, Fernandes AM, Oliveira LDD, Carvalho CAT, Jorge AOC, et al.** In Vitro Activity of Zinc Oxide-Eugenol and Glass Ionomer Cements on *Candida Albicans*. *Brazilian oral research*. **2005**;19(2):134-8.
187. **Bhavana V, Chaitanya KP, Gandhi P, Patil J, Dola B, et al.** Evaluation of Antibacterial and Antifungal Activity of New Calcium-Based Cement (Biodentine) Compared to Mta and Glass Ionomer Cement. *Journal of conservative dentistry: JCD*. **2015**;18(1):44.
188. **Dastjerdie EV, Oskoui M, Sayanjali E, Tabatabaei FS.** In-Vitro Comparison of the Antimicrobial Properties of Glass Ionomer Cements with Zinc Phosphate Cements. *Iranian journal of pharmaceutical research: IJPR*. **2012**;11(1):77.
189. **Vermeersch G, Leloup G, Delmee M, Vreven J.** Antibacterial Activity of Glass-Ionomer Cements, Compomers and Resin Composites: Relationship between Acidity and Material Setting Phase. *Journal of Oral Rehabilitation*. **2005**;32(5):368-74.
190. **Dunne S, Goolnik J, Millar B, Seddon R.** Caries Inhibition by a Resin-Modified and a Conventional Glass Ionomer Cement, in Vitro. *Journal of dentistry*. **1996**;24(1-2):91-4.
191. **Yap A, Khor E, Foo S.** Fluoride Release and Antibacterial Properties of New-Generation Tooth Colored Restoratives. *Operative dentistry*. **1999**;24:297-305.
192. **Smith DC, Ruse ND.** Acidity of Glass Ionomer Cements During Setting and Its Relation to Pulp Sensitivity. *The Journal of the American Dental Association*. **1986**;112(5):654-7.
193. **Quirynen M, Bollen C.** The Influence of Surface Roughness and Surface-Free Energy on Supra- and Subgingival Plaque Formation in Man. *Journal of clinical periodontology*. **1995**;22(1):1-14.
194. **Selimović-Dragaš M, Huseinbegović A, Kobašlija S, Hatibović-Kofman Š.** A Comparison of the in Vitro Cytotoxicity of Conventional and Resin Modified Glass Ionomer Cements. *Bosnian journal of basic medical sciences*. **2012**;12(4):273.

195. **Stanislawski L, Daniau X, Lautie A, Goldberg M.** Factors Responsible for Pulp Cell Cytotoxicity Induced by Resin-Modified Glass Ionomer Cements. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials.* **1999**;48(3):277-88.
196. **Goldberg M.** In Vitro and in Vivo Studies on the Toxicity of Dental Resin Components: A Review. *Clinical oral investigations.* **2008**;12(1):1-8.
197. **Falconi M, Teti G, Zago M, Pelotti S, Breschi L, et al.** Effects of Hema on Type I Collagen Protein in Human Gingival Fibroblasts. *Cell biology and toxicology.* **2007**;23(5):313-22.
198. **Spagnuolo G, D'antò V, Valletta R, Strisciuglio C, Schmalz G, et al.** Effect of 2-Hydroxyethyl Methacrylate on Human Pulp Cell Survival Pathways Erk and Akt. *Journal of endodontics.* **2008**;34(6):684-8.
199. **Becher R, Kopperud HM, Al RH, Samuelsen JT, Morisbak E, et al.** Pattern of Cell Death after in Vitro Exposure to Gdma, Tegdma, Hema and Two Compomer Extracts. *Dental Materials.* **2006**;22(7):630-40.
200. **Al-Qathami H, Balto H, Al-Nazha S, Siddiqui Y.** Effect of Root Perforation Repair Materials on Morphology and Attachment Behaviour of Human Pdl Fibroblasts Invitro. *Saudi Dental Journal.* **2004**;16(3):5.
201. **Wilson AD, Kent B.** The Glass-Ionomer Cement, a New Translucent Dental Filling Material. *Journal of Chemical Technology and Biotechnology.* **1971**;21(11):313-.
202. **McKinney J, Wu W.** Chemical Softening and Wear of Dental Composites. *Journal of dental research.* **1985**;64(11):1326-31.
203. **Zaimoğlu L.** Görünür ışınla Polimerize Olan Bir Kompozit Reçinede Yüzey Sertliğinin Tespiti. *Aü Diş Hek. Fak Derg.* **1988**;15(1):59-63.
204. **Taşveren S.** İki Farklı Restoratif Materyalin Yüzey Sertliklerinin Karşılaştırılması. *Cumhuriyet Dental Journal.* **2005**;8:94-7.
205. **Bonifácio CC, Kleverlaan C, Raggio D, Werner A, De Carvalho R, et al.** Physical-Mechanical Properties of Glass Ionomer Cements Indicated for Atraumatic Restorative Treatment. *Australian dental journal.* **2009**;54(3):233-7.
206. **Asafarlal S.** Comparative Evaluation of Microleakage, Surface Roughness and Hardness of Three Glass Ionomer Cements–Zirconomer, Fujii Ix Extra Gc and Ketac Molar: An. Vitro; **2017**;7(5):1-5
207. **Patil KM, Hambire UV.** Comparative Evaluation of Compressive, Flexural Strength and Micro Hardness of Different Dental Materials. *International Journal for Scientific Research & Development.* **2016**;4(4):444-8.
208. **Ellakuria J, Triana R, Miguez N, Soler I, Ibaseta G, et al.** Effect of One-Year Water Storage on the Surface Microhardness of Resin-Modified Versus Conventional Glass-Ionomer Cements. *Dental Materials.* **2003**;19(4):286-90.
209. **Aliping-McKenzie M, Linden R, Nicholson J.** The Effect of Saliva on Surface Hardness and Water Sorption of Glass–Ionomers and “Compomers”. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine.* **2003**;14(10):869-73.
210. **Moore B, Swartz M, Phillips R.** Abrasion Resistance of Metal-Reinforced Glass-Ionomer Materials. *Journal of dental research.* **1985**;64(371):134-41.
211. **McKinney J, Antonucci J, Rupp N.** Wear and Microhardness of Glass-Ionomer Cements. *Journal of dental research.* **1987**;66(6):1134-9.
212. **Seymen F, Gülhan A.** Arka Grup Dişlerde Kullanılan Çeşitli Dolgu Materyallerinin Yüzey Sertliklerinin İncelenmesi. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry.* **1996**;30(3):145-52.
213. **Fleming G, Zala D.** An Assessment of Encapsulated Versus Hand-Mixed Glass Ionomer Restoratives. *Operative dentistry.* **2003**;28(2):168-77.
214. **Şener Y, Koyutürk A.** Üç Farklı Cam İyonomer Simanın Yüzey Sertliklerinin Karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek Fak Derg.* **2006**;9:91-4.
215. **Oliver WC, Pharr GM.** An Improved Technique for Determining Hardness and Elastic Modulus Using Load and Displacement Sensing Indentation Experiments. *Journal of materials research.* **1992**;7(6):1564-83.
216. **Vandewalle KS, Roberts HW, Rueggeberg FA.** Power Distribution across the Face of Different Light Guides and Its Effect on Composite Surface Microhardness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* **2008**;20(2):108-17.
217. **Vandewalle KS, Roberts HW, Andrus JL, Dunn WJ.** Effect of Light Dispersion of Led Curing Lights on Resin Composite Polymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* **2005**;17(4):244-54.

8. ÖZGEÇMİŞ

26 Ocak 1988'de Kayseri'de doğdu. İlköğretim eğitimini Şaban Fazlıoğlu İlköğretim Okulu'nda, ortaöğretimini ise 2006 yılında Nuh Mehmet Baldöktü Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2013 yılında Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2014 sonbahar dönemi Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavı sonucuna göre Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda araştırma görevlisi olarak göreve başladı ve 2018 yılında mezun oldu.