



T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**NANO ÖZELLİĞE SAHİP REZİN MODİFİYE CAM
İYONOMER İLE SUBMİKRON HİBRİT KOMPOZİT REZİN
MATERYALLERİNİN SU EMİLİMİ, SU ÇÖZÜNÜRLÜĞÜ,
ESNEKLİK KATSAYISI, EĞİLME DAYANIMLARININ VE
18 AYLIK KLİNİK TAKİPLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ
NADYA MARİE HACINLIOĞLU

DANIŞMAN
PROF. DR. NÜKET SANDALLI

İSTANBUL – 2010

ÖZET

Cam İyonomer Simanlar, florid salınımı yapabilmeleri ve floridle yeniden yüklenebilme özelliklerinin olması ve diş sert dokuları ile kimyasal olarak bağlanmaları; Kompozit Rezinler ise minimal preparasyona ihtiyaç göstermeleri ve estetik özellikleri ile günümüzde çocuk hastaların diş tedavilerinde sıklıkla kullanılır hale gelmişlerdir. Çocuk hastalarda kullanılacak olan ideal restoratif materyallerin belirlenmesinde in-vitro ve in-vivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmanın amacı, ilk kez nano özelliğe sahip olarak üretilmiş ve klinik kullanıma yeni sürülmüş olan bir rezin modifiye cam iyonomer siman (Ketac N 100-3M ESPE) ile bir submikron hibrit kompozit rezin materyalinin (Spectrum TPH³-Dentsply) su emilimi, su çözünürlüğü, esneklik katsayısı ve eğilme dayanımlarının in-vitro koşullarda incelenmesi ve 18 aylık klinik takiplerinin yapılmasıdır.

Çalışmamızda kullanılan rezin modifiye cam iyonomer siman ve submikron hibrit kompozit materyallerinin her birinden ISO 4049:2000'e uygun olarak eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı ölçümleri için 25 mm yüksekliğinde ve 2 mm çapında 10'ar adet örnek, su emilimi ve su çözünürlük ölçümleri için ise 15 mm çapında ve 1 mm derinliğinde 10'ar adet örnek olmak üzere toplam 40 adet örnek hazırlanmıştır. Eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı ölçümleri için hazırlanan örnekler, INSTRON 3345 cihazına bağlanmış ve üç nokta eğilme dayanımı testi uygulanmıştır. Su emilimi ve su çözünürlük ölçümleri için hazırlanan örnekler eşit ağırlığa gelinceye kadar desikatör içerisinde bekletildikten sonra 7 gün boyunca distile suda, sonrasında yeniden desikatörde bekletilerek örneklerin ağırlık ve hacimleri ölçülmüştür.

Çalışmanın klinik takip bölümünde, yaşları 7-15 arasında olan alt birinci büyük azı dişlerinde benzer büyüklükte I. sınıf mine çürükleri bulunan, 96 çocuk hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Yarım ağız çalışma düzenine uygun olarak her hastanın sağ ve sol alt birinci büyükazı dişlerine her iki materyal randomize bir şekilde uygulanmıştır. Restorasyonlar 1. hafta, 6. , 12. ve 18. aylarda modifiye USPHS (Ryge) kriterlerine uygun olarak skorlanmıştır. Hastaların tümüne tedavi öncesinde ve her kontrol seansında plak indeksi (Pİ), dıştaşı indeksi (Dİ), oral hijyen indeksi (OHİ) ve gingival indeks (Gİ) değerleri kayıt edilmiş ve ağız hijyen eğitimi modeller üzerinde ve sözlü olarak anlatılmıştır. Hastalardan tüm birinci büyük azı

dişlerinden ilk seansta ve 18. ay kontrollerinde paralel yöntem ile periapikal radyografiler, her kontrol randevusunda ise restorasyonların ağız içi fotoğrafları alınmıştır.

Bu çalışmanın in-vitro ve in-vivo deneylerinin istatistiksel analizleri NCSS 2007 paket programı ile yapılmıştır. In-vitro deney verilerinin değerlendirilmesinde, tanımlayıcı istatistiksel yöntemlerin yanı sıra 1. gün, 1. hafta, 6. , 12. ve 18. ay Pİ, Dİ, OHİ ve Gİ ölçümlerini değerlendirmede Friedman testi, alt grupların karşılaştırılmasında Dunn's testi, ikili grupların karşılaştırılmasında Mann-Whitney-U testi, değişkenlerin birbirleri ile ilişkilerini belirlemede ise Pearson korelasyon testi kullanılmıştır. In-vivo deney verilerinin USPHS kriterlerini değerlendirmede ki-kare testi, ölçümün güvenilirliğini belirlemede ağırlıklı Kappa testi kullanılmıştır. Sonuçlar $p<0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

Ketac N 100 materyalinin eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı değerlerinin Spectrum TPH³ materyalinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.0001$). Ketac N 100 materyalinin su emilim ve su çözünürlük değerlerinin Spectrum TPH³ materyaline oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0.0001$). Materyallerin su emilim ve su çözünürlük değerleri ile esneklik katsayı ve eğilme dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak pozitif yönde anlamlı bir ilişki olduğu saptanmıştır ($p<0.0001$). Hastaların başlangıç (1. gün) Pİ, Dİ, OHİ ve Gİ değerleri kontrol randevuları ile karşılaştırıldığında indeks değerlerinin düşüş gösterdikleri Pİ, Dİ ve OHİ değerlerinin başlangıç ve kontrol randevuları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Ketac N 100 materyalinin kenar renkleşmesi, restorasyonda kırık oluşumu ve kenar uyumunun 12. ve 18. ay kontrollerinde Spectrum TPH³ materyaline göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha zayıf olduğu ($p<0.01$); anatomik form-aşınma parametresi açısından ise sadece 18. ay kontrolünde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.01$). 18 aylık klinik takip sonucunda sadece Ketac N 100 restorasyonlarının birinde restorasyonda oluşan kırık nedeniyle yenilenmiş ve çalışma dışında bırakılmıştır. Spectrum TPH³ restorasyonlarında ise hiçbir başarısızlık ile karşılaşılmamıştır. Klinik takip süresi boyunca restore edilen hiçbir dişte ikincil çürük veya vitalite kaybı gözlenmemiştir. ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre Ketac N 100 restorasyonlarının 18 ay sonundaki klinik başarısı %98.5, Spectrum TPH³ restorasyonlarının başarısı ise %100 olarak belirlenmiştir.

Sonuç olarak, nano-iyonomer materyalinin submikron hibrit kompozit materyaline göre yüksek su emilimi, su çözünürlüğü ve esneklik gösterdiği, eğilme dayanımının ise daha düşük olduğu belirlenmiştir. Spectrum TPH³ materyalinin Ketac N 100 materyaline oranla kenar uyumu, kenar renkleşmesi, restorasyonda kırık ve anatomik form-aşınma parametreleri açısından daha iyi bir klinik başarı gösterdikleri belirlenmiştir. 18 aylık klinik takip sonucunda I. sınıf kavitelerde her iki rezin esaslı restoratif materyalin de kabul edilebilir bir klinik başarı gösterdikleri grlmştir. Ancak çalışmamızın uzun dönemli klinik takip çalışmaları ile desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Nano-iyonomer, submikron hibrit kompozit rezin, eğilme dayanımı, esneklik katsayısı, su emilimi, su özünrlğu, klinik takip

SUMMARY

Glass ionomer cements are known for their fluoride release and recharge, adhesion with the dental hard tissues while resin-based composite are known for their need of minimal cavity preparation and esthetic properties. Due to these advantages both materials are being used commonly in pediatric dentistry for the dental treatment of the child patient. In-vitro and in-vivo researches are needed to find the ideal restorative material for the child patient. The aim of this study was to evaluate the flexural strength, elasticity modulus, water sorption, water solubility and the 18 month clinical performance of a new resin modified glass ionomer containing nano particles (nano-ionomer) and a submicron hybrid composite resin material.

For the flexural strength and elasticity modulus tests 10 specimens 25 mm long and 2 mm in diameter from each material and for the water sorption and solubility test 10 specimens 15 mm in diameter and 1 mm thickness from each material was prepared according to the ISO specification 4049:2000. A three point bending test was applied using the INSTRON 3345 machine to the specimens prepared for the flexural strength and elasticity modulus tests. Specimens prepared for the water sorption and solubility test were desiccated and then immersed in distilled water for 7 days and desiccated for a second time and each specimens weight and volume was calculated.

Ninety six patients aged between 7-15 who had two comparable class I dental carries in their left and right lower first permanent molars were included to the study. According to the split mouth study design each patient received only one restoration from each material randomly. The restorations were evaluated on the 1st week, 6th, 12th and 18th month recalls according to the modified USPHS (Ryge) criterias. All patients PI, DI, OHI and GI scores were recorded and all patients received an oral hygiene education prior to treatment and at each recall. Each patients upper and lower first molars periapical radiographs were taken at the first session and the 18th month recall. Each restorations digital photographs were recorded at each recall.

The statistical analysis of the in-vitro and in-vivo test results were performed with NCSS 2007 software programme. PI, GI, OHI, CI results were compared with Friedman test

and the changes were analyzed with Dunn's test. The difference in the performance of both restorative materials were evaluated by the Chi-square test. Measurement of agreement between the examiners were compared with Cohen's Kappa statistic. The level of significance was set at $p < 0,05$.

The flexural strength and elasticity modulus results of Ketac N 100 material was statistically lower compared to Spectrum TPH³ ($p < 0.0001$) while the water sorption and solubility of Ketac N 100 was statistically higher compared to Spectrum TPH³ ($p < 0.0001$). The water sorption and solubility and the flexural strength and elasticity modulus results were positively correlated ($p < 0.0001$). Patients 1st day PI, DI, OHI and GI results were higher compared to the 1st week, 6th, 12th and 18th month controls. The difference was only significant for the PI, DI and OHI results ($p < 0.001$). Ketac N 100 materials marginal discoloration, restoration fracture, marginal adaptation results were significantly higher at the 12th and 18th month recalls ($p < 0.01$) while anatomic form-occlusal wear parameter was significantly higher only at the 18th month recall compared to Spectrum TPH³ material ($p < 0.01$). In the 18th month clinical evaluation period only one Ketac N 100 restoration failed because of restoration fracture. While none of the Spectrum TPH³ restoration showed any failure. None of the restoration showed vitality loss nor secondary carries. According to the ADA acceptance criteria for restorative materials in the end of the 18th month clinical evaluation Ketac N 100 restorations showed %98.5 and Spectrum TPH³ showed %100 clinical success.

As a conclusion, the water sorption, solubility and elasticity of the nano-ionomer was higher and the flexural strength was lower than submicron hybrid composite material. Spectrum TPH³ material showed a better clinical performance comparing to Ketac N 100 in respect for its marginal discoloration, marginal adaptation, restoration fracture and anatomic form-occlusal wear. The clinical performance of both restorative materials were considered satisfactory and clinically acceptable for Class I restorations in permanent teeth. But there is a need to evaluate restorations over a longer timescale to determine the long-term clinical performance of both materials.

Key words: Nano-ionomer, submicron hybrid composite, flexural strength, elasticity modulus, water sorption, water solubility, clinical evaluation

TEŞEKKÜR

Eğitimim ve tez çalışmalarım süresince ideal bir pedodontist olmam için tüm deneyim ve bilgisini her an benimle paylaşan, hocam Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof.Dr. Nüket SANDALLI**'ya,

Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinin her köşesini en son teknolojik olanaklar ile donatan ve bizlere sunmuş olan dekanımız Sayın **Prof.Dr. Türker SANDALLI**'ya,

Çalışma azmi, ilgisi, sabrı ve bilgi birikimi ile her an beni şaşırtan, her problemimde bir abla gibi sorunlarımı çözmemde yardımcı olan **Yrd.Doç.Dr. Şule KAVALOĞLU ÇILDIR**'a

Teorik ve pratik anlamda bilgi, deneyim, sabır ve sevgilerini benden esirgemeyen Y.Ü Pedodonti Anabilim Dalı'nda çalışmayı zevk haline getiren değerli hocalarım **Yrd.Doç.Dr. Senem SELVİ KUVVETLİ**'ye, **Yrd.Doç.Dr. Eşber ÇAĞLAR**'a, **Yrd.Doç.Dr. Didem ÖZDEMİR ÖZENEN**'e, **Yrd.Doç.Dr. Özgür Önder KUŞÇU**'ya, **Dr. Evren ÜLKER DELİLBAŞI**'na ve **Dr. Elif SUNGURTEKİN**'e,

Tez çalışmamın klinik takip kısmındaki katkıları nedeniyle **Dt. Serpil NAZLI**'ya, doktora eğitimim ve tez çalışmalarım sırasında içtenlikle gösterdikleri destek ve yardımlarından dolayı çalışma arkadaşlarıma,

Eğitimim sırasında karşılaştığım zorluklar ve mesleki başarılarımda sonsuz yardım ve sevgilerini her an yanımda hissettiğim babam **Herman Boğos HACINLIOĞLU** ve annem **Kathleen HACINLIOĞLU**'na,

Aile olmanın en güzel anlarını birlikte yaşadığım büyük annem **Meğuş HACINLIOĞLU**, halam **Nadya ÜTÜCÜ** ile kuzenlerim **Dr. Nora ÜTÜCÜ**, **Romi** ve **Nurhan ÜTÜCÜ**'ye,

Tanıştığım günden itibaren sevgi ve desteğini her an yanımda hissettiğim **Dt. Raşit ÖZPAR**'a

şükran ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

| | |
|--|-------------|
| ÖZET..... | II |
| SUMMARY..... | V |
| TEŞEKKÜR..... | VII |
| İÇİNDEKİLER..... | VIII |
| KISALTMALAR..... | X |
| TABLULARIN LİSTESİ..... | XII |
| GRAFİKLERİN LİSTESİ..... | XIV |
| ŞEKİL VE RESİMLERİN LİSTESİ..... | XV |
| | |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ..... | 1 |
| | |
| 2. GENEL BİLGİLER..... | 3 |
| 2.1 CAM İYONOMER SİMANLAR..... | 3 |
| 2.1.1 GELENEKSEL CAM İYONOMER SİMANLAR..... | 4 |
| 2.1.2 REZİN MODİFİYE CAM İYONOMER SİMANLAR..... | 6 |
| 2.1.2.1 NANO ÖZELLİKLİ REZİN MODİFİYE CAM İYONOMER SİMANLAR (NANO-İYONOMER)..... | 8 |
| 2.1.3 POLİASİT MODİFİYE KOMPOZİT REZİNLER..... | 8 |
| 2.2 KOMPOZİT REZİNLER..... | 9 |
| 2.2.1 HİBRİT KOMPOZİT REZİNLER..... | 11 |
| 2.2.1.1 SUBMİKRON HİBRİT KOMPOZİT REZİNLER..... | 12 |
| 2.3 RESTORATİF MATERYALLERİN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİ..... | 12 |
| 2.3.1 RESTORATİF MATERYALLERİN SU EMİLİMİ VE SU ÇÖZÜNÜRLÜLÜĞÜ ÖZELLİKLERİ..... | 13 |
| 2.3.1.1 CAM İYONOMER SİMANLARIN SU EMİLİMİ VE SU ÇÖZÜNÜRLÜKLERİ..... | 13 |
| 2.3.1.2 KOMPOZİT REZİNLERİN SU EMİLİMİ VE SU ÇÖZÜNÜRLÜK ÖZELLİKLERİ..... | 16 |
| 2.4 RESTORATİF MATERYALLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ..... | 19 |
| 2.4.1 RESTORATİF MATERYALLERİN EĞİLME DAYANIMI VE ESNEKLİK KATSAYISI..... | 19 |
| 2.4.1.1 REZİN MODİFİYE CAM İYONOMER SİMANLARIN EĞİLME DAYANIMI VE ESNEKLİK KATSAYISI..... | 21 |
| 2.4.1.2 KOMPOZİT REZİNLERİN EĞİLME DAYANIMI VE ESNEKLİK KATSAYISI..... | 21 |
| 2.5 RYGE KRİTERLERİ..... | 24 |
| 2.5.1 REZİN ESASLI RESTORATİF MATERYALLERİN KLİNİK TAKİBİ..... | 27 |
| | |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM..... | 31 |
| 3.1 ÇALIŞMANIN LABORATUVAR BÖLÜMÜ..... | 32 |
| 3.1.1 ÖRNEKLER..... | 32 |
| 3.1.2 EĞİLME DAYANIMI VE ESNEKLİK KATSAYISI ÖLÇÜMLERİ..... | 34 |
| 3.1.2.1 ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI..... | 34 |

| | | |
|-----------|---|------------|
| 3.1.2.2 | EĞİLME DAYANIMI DENEY DÜZENİĞİNİN HAZIRLANMASI..... | 39 |
| 3.1.2.3 | EĞİLME DAYANIMI VE ESNEKLİK KATSAYISI ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI..... | 39 |
| 3.1.3 | SU EMİLİMİ VE SUDA ÇÖZÜNÜRLÜK ÖLÇÜMLERİ..... | 40 |
| 3.1.3.1 | ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI..... | 41 |
| 3.1.3.2 | SU EMİLİMİ VE SUDA ÇÖZÜNÜRLÜK ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI..... | 44 |
| 3.2 | ÇALIŞMANIN KLİNİK BÖLÜMÜ..... | 47 |
| 3.2.1 | HASTA KAYITLARININ ALINMASI (1. SEANS)..... | 50 |
| 3.2.2 | RESTORASYONLARIN UYGULANMASI (2. SEANS)..... | 52 |
| 3.2.3 | SKORLAYICILARIN KALİBRASYONU..... | 53 |
| 3.2.4 | RESTORASYONLARIN KLİNİK UYGULAMA AŞAMALARI..... | 54 |
| 3.2.4.1 | KETAC N 100'ÜN KLİNİK UYGULAMA AŞAMALARI..... | 54 |
| 3.2.4.2 | SPECTRUM TPH ³ 'ÜN KLİNİK UYGULAMA AŞAMALARI..... | 55 |
| 3.3 | İSTATİSTİKSEL ANALİZ..... | 57 |
| 4. | BULGULAR..... | 58 |
| 4.1 | MATERYALLERİN EĞİLME DAYANIMI VE ESNEKLİK KATSAYISI İLE İLGİLİ BULGULARI..... | 58 |
| 4.2 | MATERYALLERİN SU EMİLİMİ VE SUDA ÇÖZÜNÜRLÜK İLE İLGİLİ BULGULARI..... | 60 |
| 4.3 | MATERYALLERİN 18 AYLIK KLİNİK TAKİPLERİ İLE İLGİLİ BULGULAR..... | 63 |
| 5. | TARTIŞMA..... | 97 |
| 6. | SONUÇLAR..... | 143 |
| 7. | KAYNAKLAR..... | 144 |
| 8. | ÖZGEÇMİŞ..... | 160 |

KISALTMALAR

| | |
|---------|--|
| DMFT | :Decayed Missing Filled Teeth |
| DMFS | :Decayed Missing Filled Surface |
| USPHS | :United States Public Health System |
| Pİ | : Plak indeksi |
| Dİ | : Diştaşı indeksi |
| OHI | : Oral hijyen indeksi |
| Gİ | :Gingival indeks |
| CİS | :Cam İyonomer Siman |
| GCİS | : Geleneksel cam iyonomer siman |
| ASPA | :Aluminosilikatpoliakrilat |
| ART | :Atraumatic Restorative Treatment |
| ITR | :Interim Terapötik Restorasyon |
| KR | :Kompozit rezin |
| RMCİS | :Rezin modifiye cam iyonomer siman |
| HEMA | :Hidroksietilmetakrilat |
| PMKR | :Poliasit modifiye kompozit rezin |
| ADA | :American Dental Association |
| TEGDMA | :Triethyleneglycol dimethacrylate |
| Bis-GMA | :2,2-bis [4-(2-hydroxy-3-methacryloyloxypropoxy)-phenyl]-propane |
| UEDMA | :Urethanedimethacrylate |
| ISO | :International Standarts Organisation |
| Mpa | :Megapaskal |
| Gpa | :Gigapaskal |
| A | :Alfa |
| B | :Bravo |
| C | :Charlie |
| D | :Delta |
| BABG | :Bariumalumino borosilicate |
| BAFG | :Bariumalumino fluoroborosilicate |
| µm | :Mikro metre |
| FAS | :Fluoroaluminosilicate |
| mm | :Milimetre |

| | |
|--------------------|--|
| $^{\circ}\text{C}$ | :Santigrat |
| F | :Kuvvet |
| L | :Destekler arası mesafe |
| B | :Örneğin çapı |
| H | :Örneğin yüksekliği |
| d | :Defleksiyon |
| mg | :Miligram |
| M_1 | :Desikatörde ilk kez bekletilen örneklerin ağırlığı |
| M_2 | :7 gün süresince suda bekletilen örneklerin ağırlığı |
| M_3 | :Desikatörde ikinci kez bekletilen örneklerin ağırlığı |
| V | :Örnek hacmi |
| Wem | :Su emilimi |
| Wçöz | :Su çözünürlüğü |
| NH | :Nadya Hacınlioğlu |
| deft | :Decayed Extracted Filled Teeth |
| defs | :Decayed Extracted Filled Surface |
| WHO | :World Health Organisation |
| ŞKÇ | :Şule Kavaloglu Çıldır |
| SN | :Serpil Nazlı |
| sn | :Saniye |
| mm^2 | :Milimetre kare |
| mm^3 | :Milimetre küp |
| K_w | :Ağırlıklı kapp |
| min | :Minimum |
| max | :Maksimum |
| ss | :Standart sapma |
| md | :Median değerleri |
| ort | :Ortalama |
| MW | :Mann-Whitney-U testi |
| IQR | :Inter Quartil Range |
| BisEMA | :ethoxylated bisphenol-A glycol dimethacrylate |
| nm | :nanometre |
| ppm | :parts per million |
| SEM | :Stereo Elektron Mikroskobu |

TABLoların LİSTESİ

Sayfa No

| | | |
|------------------|--|----|
| Tablo 1. | Kompozit rezinlerin sınıflandırılması..... | 11 |
| Tablo 2. | Rezin esaslı restoratif materyallerin su emilimi ve su çözünürlük değerleri.... | 17 |
| Tablo 3. | Rezin esaslı dental materyallerin eğilme dayanımı ve esneklik katsayı değerleri..... | 20 |
| Tablo 4. | Kullanılan skortlama kodları ve açıklamaları..... | 25 |
| Tablo 5. | Modifiye USPHS kriterleri..... | 25 |
| Tablo 6. | Ketac N 100 materyalinin yapısal özellikleri..... | 31 |
| Tablo 7. | Spectrum TPH ³ materyalinin yapısal özellikleri..... | 32 |
| Tablo 8. | Hastaların çalışmaya dahil edilme kriterleri..... | 49 |
| Tablo 9. | Çalışma boyunca hastaların kontrol seanslarına katılım durumları..... | 56 |
| Tablo 10. | Çalışmadan ayrılan hastaların ayrılma nedenleri..... | 56 |
| Tablo 11. | Materyallerin eğilme dayanımı ortalama (ort), standart sapma (ss) ve median değerleri (md)..... | 58 |
| Tablo 12. | Materyallerin esneklik katsayısı ort, ss ve md değerleri..... | 59 |
| Tablo 13. | Materyallerin su emilimi ort, ss ve md değerleri..... | 60 |
| Tablo 14. | Materyallerin suda çözünürlük ort, ss ve md değerleri..... | 61 |
| Tablo 15. | Materyallerin su emilimi ve suda çözünürlük değerlerin karşılaştırması..... | 62 |
| Tablo 16. | Materyallerin esneklik katsayısı ve eğilme dayanımı değerlerinin karşılaştırması..... | 62 |
| Tablo 17. | Kavite boyutlarının min, max, ort ve ss değerleri (mm)..... | 63 |
| Tablo 18. | Skortlama parametreleri ve toplamdaki Kappa yüzdeleri..... | 63 |
| Tablo 19. | Hastaların yaş, mevcut diş sayısı, DMFT, DMFS, deft ve defs değerlerinin min, max, ort ve ss değerleri (n= 66)..... | 64 |
| Tablo 20. | Hastaların her kontrol randevusunda belirlenen Pİ, Dİ, OHİ ve Gİ değerlerinin ort ve ss değerleri (n= 66)..... | 64 |
| Tablo 21. | Hastaların Pİ, Dİ, OHİ ve Gİ değerlerinin 1. gün, 6. , 12. ve 18. ay değerlerinin karşılaştırması (n= 66)..... | 65 |
| Tablo 22. | Materyallerin renk uyumu sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)..... | 67 |
| Tablo 23. | Materyallerin kenar renklemesi sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)..... | 71 |
| Tablo 24. | Materyallerin anatomik form ve aşınma sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)..... | 75 |

| | |
|--|----|
| Tablo 25. Materyallerin kenar uyum sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)..... | 79 |
| Tablo 26. Materyallerin ikincil çürük gelişme sonuçları ve yüzdeleri (n=66)..... | 83 |
| Tablo 27. Materyallerin postoperatif hassasiyet sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)..... | 84 |
| Tablo 28. Materyallerin yüzey pürüzlülük sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)..... | 85 |
| Tablo 29. Restorasyonlarda kırık meydana gelme sonuçları ve yüzdeleri (n=66)..... | 89 |
| Tablo 30. Materyallerin oklüzal kontak sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)..... | 93 |

GRAFİKLERİN LİSTESİ

| | Sayfa No |
|--|----------|
| Grafik 1. Materyallerin eğilme dayanımı dağılımları..... | 58 |
| Grafik 2. Materyallerin esneklik katsayısı dağılımları..... | 59 |
| Grafik 3. Materyallerin su emilimi değerlerinin dağılımları..... | 60 |
| Grafik 4. Materyallerin suda çözünürlük dağılımları..... | 61 |
| Grafik 5. Hastaların başlangıçtaki ve tüm kontrol randevularındaki Pİ, Dİ, OHİ ve Gİ sonuçlarının 1. gün, 6. , 12. ve 18. aylara göre dağılımı (n= 66)..... | 65 |
| Grafik 6. Materyallerin renk uyumu parametresi “Alfa” skora sonuçlarının dağılımı..... | 67 |
| Grafik 7. Materyallerin kenar renklemesi parametresi “Alfa” skora sonuçlarının dağılımı..... | 71 |
| Grafik 8. Materyallerin anatomik form-aşınma parametresi “Alfa” skora sonuçlarının dağılımı..... | 75 |
| Grafik 9. Materyallerin kenar uyumu parametresi “Alfa” skora sonuçlarının dağılımı..... | 79 |
| Grafik 10. Materyallerin postoperatif hassasiyet parametresi “Alfa” skora sonuçlarının dağılımı..... | 84 |
| Grafik 11. Materyallerin yüzey pürüzlülük parametresi “Alfa” skora sonuçlarının dağılımı..... | 86 |
| Grafik 12. Restorasyonlarda kırık meydana gelme parametresi “Alfa” skora sonuçlarının dağılımı..... | 90 |
| Grafik 13. Ketac N 100 örneklerinin üç nokta eğilme dayanımı testi..... | 96 |
| Grafik 14. Spectrum TPH ³ örneklerinin üç nokta eğilme dayanımı testi..... | 96 |

ŞEKİL VE RESİMLERİN LİSTESİ

Sayfa No

| | | |
|---------------------|---|----|
| Şekil 1. | Hibrit kompozit..... | 12 |
| Şekil 2. | Üç nokta eğilme dayanımı testi..... | 19 |
| Şekil 3. | Eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı deneylerinde örneklerin polimerizasyonu için hazırlanan şema..... | 37 |
| Şekil 4. | Su Emilimi ve suda çözünürlük deneylerinde örneklerin polimerizasyonunda kullanılan standart şema..... | 43 |
| Resim 1. | “Ketac N 100 (3M ESPE, USA)” materyali..... | 33 |
| Resim 2. | “Spectrum TPH ³ (Densply Caulk, USA)” materyali..... | 33 |
| Resim 3. | “INSTRON 3345 (3345J7324, USA)”..... | 34 |
| Resim 4. | Eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı deneylerinde kullanılan standart paslanmaz çelik kalıplar..... | 35 |
| Resim 5. | Örneklerin polimerizasyonunda kullanılan halojen ışık kaynağı (Optilux 501)..... | 36 |
| Resim 6. | Örneklerin polimerizasyonu öncesinde kullanılan standart kalıplar ile metal ve cam plakaların kısıkaçlar ile sabitlenmesi..... | 36 |
| Resim 7. | Eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı deneylerinde örneklerin polimerizasyonu için hazırlanan şema..... | 37 |
| Resim 8. | Örneklerin 140 gritlik zımpara kağıtları ile düzeltilmesi..... | 38 |
| Resim 9. | Hazırlanan örneklerin çap ve yüksekliklerinin ölçülmesinde kullanılan dijital kumpas..... | 38 |
| Resim 10a,b. | Eğilme dayanımı deney düzeneği..... | 39 |
| Resim 11. | Su Emilimi ve suda çözünürlük ölçümleri için kullanılan desikatör..... | 41 |
| Resim 12. | Su Emilimi ve suda çözünürlük deneylerinde kullanılan standart paslanmaz çelik kalıplar..... | 42 |
| Resim 13. | Örneklerin polimerizasyonu öncesinde standart metal kalıp, cam ve metal plakanın kısıkaçlar ile sabitlenmesi..... | 42 |
| Resim 14. | Su Emilimi ve suda çözünürlük deneylerinde örneklerin polimerizasyonu için hazırlanan şema..... | 43 |
| Resim 15. | Örneklerin 1000 gritlik zımpara kağıtları yardımı ile düzeltilmesi..... | 44 |
| Resim 16. | Örneklerin deney süresince saklandığı 37 C°'lik etüv..... | 45 |

| | | |
|-------------------|---|----|
| Resim 17. | Çalışmada kullanılan hassas terazi (Scaltec)..... | 45 |
| Resim 18a. | Örneklerin kalınlıklarının ölçümü..... | 46 |
| Resim 18b. | Örneklerin çaplarının ölçümü..... | 46 |
| Resim 19. | 7 gün süresince 37 C°'lik suda bekletilen örnekler..... | 46 |
| Resim 20. | Paralel teknik ile periapikal radyografi alınması..... | 50 |
| Resim 21a. | 1. seansta alınan periapikal radyografiler (Restorasyonların uygulanmasından önce)..... | 51 |
| Resim 21b. | 4. seansta alınan periapikal radyografiler (Restorasyonların uygulanmasından sonra)..... | 51 |
| Resim 22. | Ağız içi fotoğrafların çekilmesi..... | 51 |
| Resim 23. | Rubber-dam uygulaması..... | 52 |
| Resim 24a. | 46 no'lu dişteki Ketac N 100 restorasyonun ağız içi görüntüsü..... | 53 |
| Resim 24b. | 36 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ restorasyonun ağız içi görüntüsü..... | 53 |
| Resim 25a. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 69 |
| Resim 25b. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 69 |
| Resim 25c. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 69 |
| Resim 25d. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 69 |
| Resim 26a. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 70 |
| Resim 26b. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 70 |
| Resim 26c. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 70 |
| Resim 26d. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 70 |
| Resim 27a. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar renkleşmesinin değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 73 |
| Resim 27b. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar renkleşmesinin değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 73 |
| Resim 27c. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun | |

| | | |
|-------------------|---|----|
| | kenar renkleşmesinin değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 73 |
| Resim 27d. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar renkleşmesinin değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 73 |
| Resim 28a. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar renkleşmesinin değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 74 |
| Resim 28b. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar renkleşmesinin değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 74 |
| Resim 28c. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar renkleşmesinin değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 74 |
| Resim 28d. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar renkleşmesinin değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 74 |
| Resim 29a. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 77 |
| Resim 29b. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 77 |
| Resim 29c. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 77 |
| Resim 29d. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 77 |
| Resim 30a. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 78 |
| Resim 30b. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 78 |
| Resim 30c. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 78 |
| Resim 30d. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 78 |
| Resim 31a. | 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 81 |
| Resim 31b. | 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 81 |
| Resim 31c. | 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 81 |
| Resim 31d. | 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun | |

| | | |
|-------------------|---|----|
| | kenar uyumu değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 81 |
| Resim 32a. | 36 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 82 |
| Resim 32b. | 36 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 82 |
| Resim 32c. | 36 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 82 |
| Resim 32d. | 36 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 82 |
| Resim 33a. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 87 |
| Resim 33b. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 87 |
| Resim 33c. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 87 |
| Resim 33d. | 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 87 |
| Resim 34a. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 88 |
| Resim 34b. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 88 |
| Resim 34c. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 88 |
| Resim 34d. | 46 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 88 |
| Resim 35a. | 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 91 |
| Resim 35b. | 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 91 |
| Resim 35c. | 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 91 |
| Resim 35d. | 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 91 |

| | | |
|-------------------|--|----|
| Resim 36a. | 36 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 92 |
| Resim 36b. | 36 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 92 |
| Resim 36c. | 36 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 92 |
| Resim 36d. | 36 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 92 |
| Resim 37a. | 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontağın değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 94 |
| Resim 37b. | 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontağın değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 94 |
| Resim 37c. | 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontağın değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 94 |
| Resim 37d. | 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontağın değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 94 |
| Resim 38a. | 36 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontağın değerlendirilmesi (1. Hafta)..... | 95 |
| Resim 38b. | 36 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontağın değerlendirilmesi (6. Ay)..... | 95 |
| Resim 38c. | 36 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontağın değerlendirilmesi (12. Ay)..... | 95 |
| Resim 38d. | 36 no'lu dişteki Spectrum TPH ³ materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontağın değerlendirilmesi (18. Ay)..... | 95 |

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Çocuk hastaların diş tedavilerinde kullanılacak olan ideal restoratif materyallerin, yeterli fiziksel ve mekanik özellikler taşımaları, bağlanma özelliklerinin yüksek olup tutuculuk için minimal preparasyona ihtiyaç göstermeleri, çürük önleyici özellikte olmaları yani florid salınımı yapabilmeleri gibi özelliklerinin bulunması büyük önem taşımaktadır (1). Günümüzde diş hekimliği uygulamaları bu amaçlar için kullanılan materyallerdeki gelişmelere bağlı olarak ilerlemektedir.

Son yıllarda estetik restorasyonların daha fazla kabul görmeye başlaması ile diş renginde olan ve diş dokularına doğrudan uygulanabilen cam iyonomer simanlar ve kompozit rezin materyaller geliştirilmiştir. Bu restorasyon materyalleri çocuk hastaların diş tedavilerinde sıklıkla tercih edilir hale gelmiştir (2).

Cam iyonomer simanlar, florid iyonu açığa çıkarmaları, diş dokularına kimyasal olarak bağlanmaları gibi iki temel özellikleri nedeniyle güncellik kazanmıştır. Ancak bu simanların nem hassasiyetlerinin yüksek, aşınma direnci, basma ve eğilme dayanımlarının düşük olması gibi olumsuz özellikleri nedeniyle oklüzal kuvvetler altında kullanılacak yeni materyaller geliştirilmiştir (3). Cam iyonomer simanların likit kısmında yapılan değişiklikler ile rezin modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Bu yeni geliştirilen materyallerde, cam iyonomer simanlara özgü avantajlar içermeleri, fiziksel özelliklerinin amalgamlara yaklaştırılması ve estetik görünümünün de kompozit rezinlere benzer olmaları amaçlanmıştır (4).

1955 yılında Buonocore tarafından asit uygulanmış mine dokusu ile kompozit rezin arasında mikromekanik bağlanmanın olduğu belirlenmiş ve 1962 yılında kompozit rezinler kullanıma sunulmuştur. Günümüze kadar geçen süre boyunca kompozit rezinlerin özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla yapısında pek çok değişiklikler yapılmıştır. Materyallerde yapılan değişiklikler ile farklı kavitelere farklı estetik restorasyonlara imkan veren geniş bir materyal yelpazesi oluşturulmuştur (5).

Günümüzde dişhekimleri, klinik başarıları konusunda yeterli bilgiye sahip olmadıkları, yeni klinik kullanıma sunulmuş olan çok sayıdaki restoratif materyal arasından seçim yapmaya zorlanmaktadır (6,7). Restoratif materyallerin erken dönem mekanik ve fiziksel özelliklerinin belirlenebilmesi amacıyla yapılan in-vitro çalışmaların sonuçları değerli bilgiler vermesine rağmen bu sonuçların her zaman materyallerin klinik performansları ile örtüşmediği görülmektedir (8,9). Bu durumun, ağız ortamındaki koşulları oluşturan dentin tübüllerinden çıkan sıvılar, yüzey gerilimi, çiğneme ile oluşan fonksiyonel stresler gibi koşulların in-vitro ortamda tam anlamıyla taklit edilemiyor olmasından kaynaklandığı bildirilmektedir (10,11). Klinik çalışmalar, bir restoratif materyalin klinik performansını ağız ortamındaki çiğneme kuvveti, ısı, pH vb tüm potansiyel değişkenleri göz önünde tutarak belirleyebilmemizi sağlamaktadır (12,13). Yapılan klinik takip çalışmalarında 6-12. ay arasında meydana gelen başarısızlıkların, uygulama işlemleri sırasında yapılan hatalardan kaynaklandığı, 1 yıl ve daha uzun süreli takiplerin sonucunda kaydedilen başarısızlıkların ise materyalin mekanik özelliklerine bağlı olarak geliştiği gösterilmiştir (8). Bu nedenle diş hekimliğinde ve özellikle çocuk hastalarda kullanılacak olan ideal restoratif materyallerin arayışında yapılan in-vitro çalışmaların in-vivo klinik takip çalışmaları ile desteklenmesi gerekmektedir (14,15).

Bu çalışmada, ilk kez nano özelliğe sahip olarak üretilmiş ve klinik kullanıma yeni sunulmuş olan rezin modifiye cam iyonomer siman (Ketac N 100- 3M ESPE) ile submikron hibrit kompozit rezin materyallerinin (Spectrum TPH³ - Dentsply) su emilimi, su çözünürlüğü, esneklik katsayısı ve eğilme dayanımlarının incelenmesi ile 18 aylık klinik takiplerinin yapılması amaçlanmıştır.

Çalışmanın tüm deney aşamaları Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku ve Yumuşak Doku Laboratuvarlarında, 18 aylık klinik takipleri ise Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Kliniği'nde gerçekleştirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Cam İyonomer Simanlar

Polialkenoat simanlar olarak da adlandırılan cam iyonomer simanlar (CİS), ilk kez 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından geliştirilmiştir (16). Silikat ve çinko polikarboksilat siman teknolojilerinin karıştırılması ile elde edilen bu simanlar, silikat simanların saydamlık ile florid salınımı, çinko polikarboksilat simanların ise diş dokularına kimyasal olarak bağlanma ve pulpa dokusunda irritasyona neden olmama gibi olumlu özelliklerini içeren yeni bir simanın oluşturulması amacıyla geliştirilmişlerdir (17).

CİS'lar Avrupa'da 1975, Amerika Birleşik Devletleri'nde ise 1977 yılında piyasaya DeTrey firması tarafından ASPA-I (Alumino-Silicate Poly-Acrylate) adı altında tanıtılmışlardır (18). ASPA-I poliakrilik asidin %50'lik sulu solüsyonunun kullanıldığı ve G200 tozu ile bu likidin karıştırılmasıyla hazırlanmıştır. Ancak yapısındaki poliasit zincirleri arasına hidrojenin bağlanması ve solüsyonun hazırlanmasından 10-30 hafta sonra şelasyonun meydana gelmesi nedeniyle bu karışım terk edilmiş ve daha sonra Crisp ve Wilson'un likide %5'lik tartarik asit eklemesiyle simanın sertleşme süresi kısaltılarak ASPA-II siman elde edilmiştir. Likitteki poliakrilik asidin kalınlaşması ve jel haline dönüşmesi nedeniyle ASPA-II'nin raf ömrü 10-30 hafta arasında sınırlı kaldığından likite küçük miktarda metanol ilave edilmiş ve ASPA-III oluşturulmuştur. Ancak ASPA-III'ün de klinik açıdan yetersiz olduğu gözlenerek likit akrilik asit kopolimerleri olan itakonik, alkenoik, maleik ve fumarik asitlerden oluşan bir kopolimere dönüştürülmüş ve ASPA-IV ortaya çıkmıştır (19).

CİS'ların geliştirilmesinden bu yana, yapılarında pek çok değişiklik yapılmıştır. Yapılan bu değişikliklerin nedeni, cam iyonomer simanların ön dişlerin restorasyonunda kullanılabilmesi için estetik özelliklerinin iyileştirilmesi, ikinci neden ise materyalin uygulama alanlarının genişletilebilmesidir. Günümüze kadar materyalin yapısında yapılan bu değişimler sonucunda farklı tipte CİS'lar geliştirilmiştir (20). 1994 yılında materyallerin sertleşme reaksiyonlarına göre McLean JW ve ark tarafından tanımlanan orijinal sınıflama aşağıda görülmektedir (21).

-Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Tip I. Yapıştırma için kullanılan cam iyonomer simanlar

Tip II. Restoratif cam iyonomer simanlar

-Estetik cam iyonomer simanlar

-Güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar (Cam Sermet)

Tip III. Çabuk sertleşen cam iyonomer simanlar

-Cam iyonomer esaslı kaide maddeleri

-Cam iyonomer esaslı fissür örtücüler

-Rezin modifiye cam iyonomer simanlar

-Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomer) (21)

2.1.1 Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanların (GCİS) yapısında, silikat simanlarda iyon bağlayabilme özelliğine sahip olan fluoroalüminosilikat cam partikülleri ile bu partiküllerin çözünmesine neden olan poliakrilik asit bulunmaktadır (17,22,23). Simanın toz kısmını yüksek oranda alüminyum, florid, kalsiyum, sodyum ve silika oluştururken; likit kısmını poliakrilik asit, itakonik, maleik veya vinil fosfonik asitin polimer ve kopolimerleri oluşturmaktadır (17).

GCİS'ların uzun dönem florid iyonu salınımı yapmaları, florid ile yeniden yüklenebilmeleri, biyouyumlu olmaları, pulpayı irrite etmemeleri, çürük önleyici etkisinin olması, diş sert dokularına kimyasal olarak bağlanmaları, diş dokuları ile benzer oranda ısı genişleme katsayısına sahip olmaları ve basma dayanımlarının yüksek olması gibi avatajları bulunmaktadır (24).

Ayrıca bu simanların sertleşme reaksiyonları sırasında hacimsel büzölmelerinin az olması sayesinde, restorasyonda iyi bir kenar uyumu, diş ile restorasyon arasında düşük oranda mikrosızıntı ve yüksek oranda retansiyon sağlanmaktadır (17,25).

GCİS'ların dezavantajları arasında ise çalışma süresinin kısa, sertleşme süresinin uzun, kaviteye uygulanmaları sırasında nem hassasiyetlerinin yüksek, su kaybına hassas, aşınma direncinin ve renk stabilitesinin düşük olması, kırılmalıklarının fazla, basma dayanımı, esneme katsayısı ve kırılma tokluğunun düşük olması ile yüksek teknik hassasiyet göstermeleri sayılabilir (26,27,28). Materyalin çalışma süresinin kısa, sertleşme süresinin uzun olması, restorasyonun bitim ve cila işlemlerinin bir sonraki seansta yapılmasını gerektirmektedir (17). GCİS'ların düşük esneme dayanımlarının olması, aşınma ve gerilme kuvvetlerinin ise yüksek olması, bu materyallerin klinikte oklüzal kuvvetler altındaki sürekli azı dişlerinin tedavisinde kullanımını sınırlamaktadır (3).

GCİS'lar klinikte, kaide ve kor materyali olarak, süt dişlerinin I., II., III., IV. ve V. sınıf kavitelerinde ve sürekli dişlerin V. sınıf kavitelerinde direkt restoratif materyali olarak, fissür örtücü, geçici restoratif materyali, retrograt kök kanal dolgu materyali olarak kullanılabilir (17). Ayrıca bu materyaller, ART (Atraumatic Restorative Treatment), ITR (Interim Terapötik Restorasyon) ve tünel restorasyonların uygulamasında, kompozit rezinlerde (KR) bağlayıcı ajan olarak, paslanmaz çelik kuronların yapıştırılmasında, ortodontik bant ve braketlerin yapıştırılmasında da kullanılabilir (29).

GCİS'lar, geniş bir uygulama alanı bulmalarının bir diğer nedeni de materyalin toz/likit oranında veya toz ve likit formülasyonunda değişiklikler yapılarak fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinin değiştirilebilir olmasıdır. Buna karşın GCİS'ların en zayıf tarafları mekanik özellikleridir. Gerilme, kırılma ve aşınma dayanımları düşüktür. Eğilme dayanımları düşük ancak esneklik katsayıları yüksektir. Bu durum materyalin kırılmalıklığını arttırmakta ve hacimsel kırıkların oluşmasına neden olabilmektedir. Bu nedenle şiddetli oklüzal kuvvetler altında uygulandıklarında başarılı sonuçlar elde edilememektedir (30,31).

2.1.2 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

GCİS'ların nem hassasiyetlerinin yüksek, aşınma dirençlerinin, renk stabilitesinin, basma ve esneme dayanımlarının düşük ve kırılganlıklarının ise yüksek olması gibi olumsuz özelliklere sahip olmaları, bu materyallerin kullanımını sınırlandırmıştır. Bu nedenle son yıllarda GCİS'ların geliştirilmesine devam edilmekle birlikte; diğer taraftan bu materyallere oranla fiziksel ve klinik özellikleri, çalışma kolaylıkları, nemi tolere edebilme ve diş yapısına bağlanabilme özellikleri daha yüksek olan ve ışıkla sertleşen rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) geliştirilmiştir (17,27). Amaç, GCİS'ların ve kompozit rezinlerin (KR) olumlu özelliklerini birleştirerek diş hekimlerine kullanım kolaylığı sağlayan materyallerin üretilmesidir (16, 26,32-34).

Işık ile polimerize olan ilk cam iyonomer siman olan RMCİS'lar, *Antonucci ve ark* tarafından 1988 yılında geliştirilmişlerdir (35). RMCİS'lar, ilk kez 1989 yılında Vitrebond adı altında *Mitra* tarafından piyasaya sürülmüştür. Bu simanlar, orjinal cam iyonomer simanların çalışma ve işlenebilirlik özelliklerini iyileştirmek amacıyla geliştirilmişlerdir (36). Hibrit iyonomerler, rezinle güçlendirilmiş cam iyonomerler veya ışıkla sertleşen cam iyonomerler olarak da bilinirler (37). Bu simanların toz kısmı genel olarak GCİS'lar ile benzerlik göstermekte iken; likit kısmını su, HEMA (Hidroksietilmetakrilat), poliasit veya poliasit'e bağlı metakrilat grupları oluşturmaktadır (23).

Rezin modifiye cam iyonomer simanları elde etmek amacıyla cam iyonomer simanların likit kısmında yapılan değişiklikler 4 grupta toplanmıştır:

- 1- Cam iyonomer simanlarının likit kısmını oluşturan polialkenoik asit yerine polimerize olabilen monomer/prepolimerlerin kullanılması,
- 2- Cam iyonomer simanlarının likit kısmını oluşturan polialkenoik asite polimerize olabilen monomer/prepolimerlerin ilave edilmesi,
- 3- Cam iyonomer simanlarının likit kısmını oluşturan polialkenoik asit yerine polimerize olabilen polialkenoik asitlerin kullanılması,
- 4- Cam iyonomer simanlarının likit kısmını oluşturan polialkenoik asit yerine asit monomerlerin kullanılması (4).

RMCİS'lar, yapılarında su ihtiva etmelerine göre hidröz ve anhidröz olmak üzere iki gruptan oluşmaktadır. Hidröz yapıdaki RMCİS'lar, toz ve su benzeri bir likidin karıştırılması ile asit-baz reaksiyonu başlamaktadır. Anhidröz yapıdaki RMCİS'lar ise suyu dentin dokusundan elde etmektedirler (1,38,39).

RMCİS'lar, üç farklı sertleşme mekanizmasına sahiptirler. Monomerlerin kimyasal ve/veya ışıkla polimerizasyonu ve GCİS'larda da meydana gelen asit-baz reaksiyonudur (40).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, reaksiyon tiplerine göre şöyle sınıflandırılırlar:

1. Kendi Kendine Sertleşme Reaksiyonu: Yalnızca iyonomer (asit-baz) reaksiyonu gösterir.
2. Çift Sertleşme Reaksiyonu I: İyonomer (asit-baz) reaksiyonu ve görünür ışıkla başlayan serbest radikal polimerizasyon reaksiyonu gösterir.
3. Çift Sertleşme Reaksiyonu II: İyonomer (asit-baz) reaksiyonu ve kendi kendine başlayan serbest radikal polimerizasyon reaksiyonu gösterir.
4. Üç Sertleşme Reaksiyonu: Simanın karıştırılması ile başlayan iyonomer (asit-baz), kendiliğinden başlayan polimerizasyon reaksiyonu ve son olarak da ışık uygulaması ile başlayan serbest radikal polimerizasyon reaksiyonu gösterir (19).

Günümüzde, RMCİS'lar süt dişlerinin I. ve II. sınıf kavite restorasyonlarında, sürekli dişlerin I. , III. ve V. sınıf kavite restorasyonlarında, sürekli dişlerin abrazyon ve erozyon yüzeylerinin tedavisinde, kuron onarımlarında ve yapıştırılmasında, ortodontik bantların yapıştırılmasında, core yapımında, kuron için restore edilen dişlerin mikro çukurcuklarının doldurulmasında, fissür örtücü ve kaide maddesi olarak klinikte yaygın olarak kullanılmaktadırlar (41-44).

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

RMCİS'lar, hem yapısal hem de kullanım özellikleri açısından son yıllarda daha da geliştirilmişlerdir. Piyasaya toz ve likit formunda sürülen bu ürünlerin, klinikte kullanımları zorluklara neden olduğundan günümüzde iki patlı sistemler geliştirilmiştir (17). Pat sisteminin en önemli avantajı, toz-likit sistemine göre hekimlerin daha hızlı ve daha etkili bir şekilde karıştırılıp kaviteye kolaylıkla uygulanabiliyor olmalarıdır (45).

CİS'lar formları dışında, yapısal özelliklerinde de değişiklikler yapılmıştır. Daha yüksek oranda florid salınımı yapabilen ve daha düzgün bir yüzeye sahip olan restorasyon materyallerinin geliştirilmesi amacıyla RMCİS'ların yapısına daha küçük boyutlarda flouroalumino silikat cam partiküllerinin ilave edilmesi düşünülmüştür (46). Günümüzde, nanoteknolojideki gelişmeler ile materyal yapısında bulunan flouroalumino silikat cam partiküllere nano doldurucular ve nano kümeler dahil edilmiştir. Nano doldurucuların ilave edilmesi ile materyalin aşınma direnci gibi fiziksel özelliklerinin, optik özelliklerinin ve cilalanabilirliklerinin olumlu yönde geliştirilmesi amaçlanmıştır (45).

2.1.3 Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler

CİS'ların fluorid salınımı ile KR'lerin işlenebilirlik ve estetik gibi olumlu özelliklerini biraraya getirmek amacıyla 1994 yılında *McLean ve ark* tarafından Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (PMKR) geliştirilmiştir. PMKR'ler, ilk kez Dyract (Dentsply/DeTrey, Konstant, Germany) adı altında piyasaya çıkarılmıştır (21,24). Bu materyaller günümüzde kompozit ve cam iyonomer kelimelerinin kısaltılmış hali olan "kompomer" olarak da bilinmektedir. Kompomerlerin yapısındaki rezin miktarı, KR'lerden daha az, RMCİS'lardan ise daha yüksektir (17).

Geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanların sertleşme mekanizmasından farklı olarak bu simanlar, ışık ile polimerize olan (fotopolimerize) anhidroz yapıda, tek komponentli materyallerdir. Yapısında su bulunmadığından, ışık ile polimerizasyonu tamamlandıktan sonra asit-baz reaksiyonunu başlatmak amacıyla ağız içi sıvılarla temasa geçmeleri gerekmektedir (1,30).

Klinikte kapsüller içerisinde bulunan kompomerler, kolay uygulanabilmeleri, iyi estetik özellikler göstermeleri, diş sert dokularına bağlanmaları, florid salınımı yapabilmeleri, yeterli fiziksel ve mekanik özellikler göstermeleri ve biyouyumlu olmaları gibi birçok olumlu özelliklere sahiptirler (30). Bu materyaller GCİS'lerden farklı olarak mine ve dentin dokusuna mikromekanik adezyon yolu ile bağlandıklarından klinik uygulamaları sırasında bir bonding sistemi ile birlikte uygulanmaları gerekmektedir (40).

2.2 Kompozit Rezinler

1878'de ilk kez *Fletcher* tarafından üretilen silikat simanlar, ağız içerisinde doğrudan uygulanabilen ilk estetik restoratif dental materyallerdir (47). Bu simanların toz kısmını asitte çözünebilen alüminyum silikat cam, likit kısmını ise fosforik asit, su ve tamponlayıcı ajanlar oluşturmaktadır. Ağız sıvılarında kolaylıkla çözünebilen bu materyaller, 1930'ların başına kadar sıklıkla ön dişlerin restorasyonu amacıyla kullanılmışlardır (48).

1930 yılında Almanya'da silikat simanlara alternatif olarak kimyasal yolla sertleşme özelliğine sahip olan otopolimerize, doldurucu içermeyen akrilik rezinler piyasaya çıkarılmış ve 1950'lere kadar bu materyaller kullanılmışlardır. Ancak bu materyallerin çözünürlük ve renk uyumlarının, silikat simanlara göre daha başarılı olmalarına karşın polimerizasyon sırasında büzülmeleri, yüksek ısı-genleşme katsayıları ve aşınma dirençlerinin düşük olması gibi dezavantajları bulunmaktaydı (48).

Akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla 1960 yılında inorganik doldurucu partiküllerin yumuşak dimethacrylate polimerlere bağlanmasından oluşan yeni bir restoratif materyal üretilmiştir. "Rezin esaslı kompozit" veya "kompozit rezin" olarak adlandırılan bu materyal, ilk kez *Bowen RL* tarafından National Bureau of Standards veya günümüzde bilindiği gibi National Institute of Standards Technology'de geliştirilmiştir (49). Doldurucu içeren bu rezin materyaller, günümüzde kliniklerde yaygın olarak kullanılmakta olan KR restorasyon materyallerinin esasını oluşturmaktadır (47).

KR'lerin, mekanik özellikleri doldurucu içermeyen akrilik rezinlere göre daha yüksektir. Bu materyaller, öncelikle estetiğin önemli olduğu ön bölge III. , IV. ve V. sınıf kaviteilerin restorasyonlarında kullanılmak amacıyla geliştirilmişlerdir. Ancak sonraları, yapılarında yapılan bazı geliştirmelerle ışık ile polimerize edilebilmeleri, diş dokularına bağlanmaları, aşınmaya karşı dirençleri ve polimerizasyon büzülmesininin azaltılması ile arka dişlerin restorasyonlarında da kullanılabilir olmuşlardır (48).

KR'lerin arka dişlerin restorasyonunda amalgama alternatif olarak kullanılma fikri ilk kez 1960 yılında ortaya atılmasına karşın 1990'lara kadar tüm dünyada süt ve sürekli dişlerin arka diş restorasyonunda en sık tercih edilen dental materyal amalgam olmuştur (50). Ancak amalgamın birçok olumsuz özelliği (civa içermesi, estetik olmaması vb) KR'lerin daha çok geliştirilmesine neden olmuştur (51). KR'lerin gelişen fiziksel özellikleri ve olumlu klinik performansları sayesinde bu materyaller, amalgama alternatif olarak arka bölge restorasyonlarında da uygulanmaya başlanmıştır (52).

KR'ler kimyasal olarak birbirinden farklı üç ana kısımdan oluşmaktadır. a) Organik matriks veya organik faz, b) Doldurucu veya saçılma fazı ve c) Organik matriks ile doldurucu partikülleri birleştiren organosilan veya bağlanma ajanından oluşmaktadır (53). Bu üç ana komponent dışında, yapılarında serbest radikal polimerizasyonunda görevli olan başlatıcılar ve materyalin raf ömrünün uzatılması, polimerize olmuş kompozitin kimyasal stabilizasyonunda görevli olan stabilizatörleri de içermektedir (49).

Çeşitli aşamalardan geçerek büyük hızla gelişmekte olan KR'ler için yerleşmiş tek bir sınıflandırmadan söz etmek mümkün değildir (18). KR'ler, yapılarındaki inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık veya hacim olarak yüzdesine, polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilir. Günümüzde halen geçerliliğini korumakta olan sınıflama, **F. Lutz ve RW. Philips (1983)**'in KR'lerin inorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve miktarına göre yapmış oldukları sınıflandırma **Tablo 1**'de gösterilmektedir (54).

Tablo 1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

| Kompozit rezinler | Partikül büyüklüğü (µm) | Partikül yüzdesi (%) Ağırlıkça |
|--------------------------|--------------------------------|---------------------------------------|
| Megafil | 50-100 µm | |
| Makrofil | 10-100 µm | %70-80 |
| Midifil | 1-10 µm | %70-80 |
| Minifil | 0.1-1 µm | %75-85 |
| Mikrofil | 0.01-0.1 µm | %35-60 |
| Hibrit | 0.04-1 µm | %75-80 |

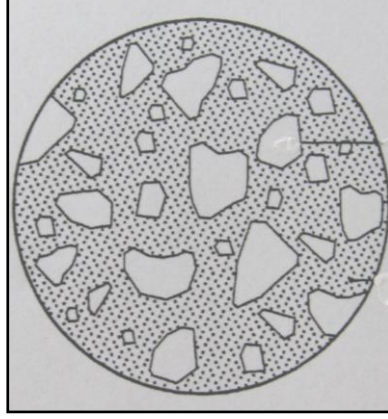
Kompozitlerin yapısında bulunan farklı inorganik partiküller birbirinden farklı kompozit tiplerini meydana getirmektedir (30). Kompozitlerin yapısında iki farklı tipte inorganik doldurucu partikül bulunmaktadır. Bunlardan biri pirojenik silika, diğeri ise geniş bloklardan öğütülmüş olan kuartz veya cam (bariyum veya strontium) partikülleridir.

Piyasada bulunan kompozit rezinlerin yapılarında içerdikleri partikül büyüklükleri ortalama 0.01 ile 15 mikron arasında değişmektedir. Bu partiküllerin ortalama büyüklüklerinin 1 mikron veya 1 mikronun altında olduğu durumlarda kompozit rezinler submikron kompozit rezinler olarak adlandırılırlar. KR'lerin yapılarında bulunan farklı düzendeki inorganik doldurucu partiküllere göre de monomodal veya bimodal olmak üzere iki şekilde bulunabilirler. Her iki tipteki inorganik doldurucunun bulunduğu kompozitler bimodal veya hibrit kompozit olarak adlandırılır (55).

2.2.1 Hibrit Kompozit Rezinler

Diş hekimlerinin tüm kavitelelerin restorasyonunda kullanabilecekleri tek bir restorasyon materyali konusunda ısrarlı beklentileri nedeniyle hibrit kompozitler geliştirilmiştir (50). Hibrit kompozitler farklı büyüklükteki kolloidal ve fine partiküllerinin karışımını içermektedirler (**Şekil 1**). Kolloidal partiküller, fine partiküller arasındaki matriksi doldurduğundan kompozitin partikül büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü rezinden daha fazladır (48). Fine partiküllerin iri partiküller arasına geliş güzel serpiştirilmesi KR'in yüzey pürüzlülüğünü azaltmakta ve cilalanabilirliğini kolaylaştırmaktadır. Hibrit kompozitlerin yapısındaki partiküllerin

miktarının mikropartiküllü kompozitlerden fazla olması, iri partiküller içeren kompozitlere benzer sertlik göstermelerini sağlamaktadır. Bu iki özellik sayesinde hibrit kompozitler, ön ve arka dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler (18).



Şekil 1. Hibrit kompozit

2.2.1.1 Submikron Hibrit Kompozit Rezinler

Submikron hibrit KR'ler, mikrofil ve fine partiküllü kompozitlerin bir arada bulunduğu bimodal KR'lerdir. Bu kompozitlerde doldurucu büyüklüğü azaltılarak inorganik doldurucuların miktarı artırılmıştır. Yapısındaki inorganik doldurucu partiküllerin ortalama çapı 1 mikronun altındadır. Bu yapıları sayesinde submikron hibrit kompozitlerin aşınma dirençleri daha yüksektir ve cilalanabilirlik özellikleri de gelişmiştir (48,55).

2.3 Restoratif Materyallerin Fiziksel Özellikleri

Dental materyallerin fiziksel özellikleri, materyalin çevresindeki değişimlere karşı gösterdiği performanstır (48). Bu fiziksel özelliklerden bazıları ısı-genleşme katsayısı, mekanik özellikleri, ısı iletimi, elektrik iletkenliği, optik özellikleri, radyoopasite, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi, su çözünürlüğü ve yüzey özellikleridir (47).

2.3.1 Restoratif Materyallerin Su Emilimi ve Su Çözünürlülüğü Özellikleri

Su Emilimi, restoratif materyallerin hacimlerinin veya yüzey alanlarının birim başına zaman içinde emdiği su miktarı iken; su çözünürlülüğü materyalin belirli bir zaman ve sıcaklıkta yüzey alanı veya hacminde birim başına meydana gelen ağırlık kaybı olarak tanımlanmaktadır (47).

Restoratif materyallerde meydana gelen su Emilimi ve su çözünürlülüğü tamamen kontrol altına alınamayan ve bu nedenle materyallerin klinik başarılarını olumsuz yönde etkileyen faktörlerdir (47).

Dental materyallerde meydana gelen su Emilimi, restorasyonda boyutsal değişimlere, renklemelere, aşınma direncinin azalmasına ve marjinal konturlarda kırılmalara neden olabilirken; su çözünürlülüğü restorasyonun biyolojik yapılarla olan uyumsuzluğuna ve materyalde bozulmalar meydana gelmesine neden olabilmektedir. Bu durum, materyalin yüzey özelliğinin, kenar bütünlüğünün, hijyenik özelliklerinin ve estetik görünümünün bozulmasına neden olmakta ve restorasyonların ağız ortamında başarısızlığı ile sonuçlanmaktadır (16,56).

2.3.1.1 Cam İyonomerlerin Su Emilimi ve Su Çözünürlükleri

Tüm restoratif materyallerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerini etkileyen su Emilimi ve su çözünürlülüğü özellikle cam iyonomer esaslı restoratif materyallerde önemli bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır (16).

Geleneksel cam iyonomer simanlardaki en büyük problem, materyalin su kaybı ve su Emilimine karşı olan hassasiyetidir. Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonları sırasında suyun önemli bir rolü bulunmaktadır. Su, poliasit ile reaksiyona girip poliakrilat matriksi oluşturarak kalsiyum ve alüminyum katyonlarının taşınmasında görev almaktadır. GCİS'larda meydana gelen erken dönem sıvı kontaminasyonu, materyalin yüzeyini bozarak metal iyonlarını uzaklaştırmaktadır. Bu durum materyalde madde kaybına, fiziksel özelliklerinin zayıflamasına ve saydamlığının bozulmasına neden olmaktadır (57,58). Simanda meydana gelen sıvı kaybı ise siman içerisinde meydana gelen reaksiyonun

durmasına ve sonuç olarak siman içerisinde büzölmeye ve çatlakların oluşmasına neden olmaktadır (17,25).

RMCİS'lar, GCİS'ların fiziksel özelliklerini iyileştirmek özellikle materyalin erken dönemde meydana gelen nem hassasiyetini gidermek amacıyla geliştirilmişlerdir (37,59-61). Ancak GCİS'ların neme olan aşırı hassasiyeti, benzer şekilde RMCİS'larda da kendini göstermektedir (21,56,62). RMCİS'ların yapısında bulunan hidrofilik 2-hydroxyethylmethacrylate (HEMA), simanın daha fazla su emmesine neden olmaktadır (2,63).

Suyun, simanlar üzerindeki etkisi iki şekilde meydana gelmektedir: Birincisi, simanın içerisine difüze olarak materyalde plastikleştirici gibi davranıp rezin matriksin bozulmasına ve simanın esneme dayanıklılığı ve sertlik gibi fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkilemesine neden olmaktadır. İkinci etkisi ise simanın yapısındaki komponentlerin kısmen çözünmesine neden olmasıdır. Bu durum, simanın yapısındaki ağı tahrip ederek esneme dayanıklılığının ve sertliğinin kısmen ancak geri dönüşümsüz olarak azalmasına neden olmaktadır (63).

Geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlarda suda çözünmenin materyal yüzeyinden yıkanma, sement içindeki çatlak ve porlardan difüzyon, ayrıca hacimsel difüzyon yolu ile gerçekleştiği bildirilmiştir (26,64).

RMCİS'ların ışık ile polimerizasyonları sayesinde materyalde erken dönemde meydana gelen nem hassasiyetinin azalacağı düşünülmüştür (37,43). Ancak yapılan çalışmalarda, materyalin sıvılar ile teması sonucunda özelliklerinin belirgin bir şekilde değiştiği gözlenmiştir (26). Araştırmacılar bu durumu KR, PMKR ve RMCİS'larda bulunan monomerlerin polimerlere dönüşümünün tam olarak gerçekleşmemesine dayandırmışlardır (65). RMCİS'ların su emiliminin engellenmesi amacıyla, firmalar tarafından restorasyon yüzeyine koruyucu bir tabakanın (Finishing gloss) sürölmesi önerilmekte ve bu konu halen yapılan çalışmalar ile de araştırılmaktadır (26,44,66).

Kanchanasita W ve ark (1997) kaide materyali olarak kullanılan 2 adet RMCİS (Vitrebond, Fuji Lining LC) ile restorasyon materyali olarak kullanılan 2 adet RMCİS'ın (Vitremer, Fuji II LC) farklı sıvı ortamlarda (distile su ve yapay tükürük) su emilimleri, su

çözünürlükleri ve örneklerin sıvı ortamda meydana getirdiği boyutsal değişimleri incelemiş oldukları çalışmalarında; distile suda bekletilen örneklerden Vitremer ve Fuji II LC'nin, hacimlerinin %7'si kadar su emdiği; Vitrebond ve Fuji Lining LC'nin ise hacimlerinin %15'i kadar su emdikleri saptanmıştır. Yapay tükürük içerisinde bekletilen örneklerden ise Vitrebond ve Fuji Lining LC'nin hacimlerinin %21-28'i, Vitremer ve Fuji II LC'nin hacimlerinin %10-13'u kadar su emdikleri gözlenmiştir. Bu miktar aynı süre boyunca suda bekletilen restorasyon materyal örneklerinden iki kat daha fazladır. Kaide materyali olarak kullanılan RMCİS'ların çözünürlükleri, restoratif materyal olarak kullanılan RMCİS'lardan istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. Bu materyallerin su emilimi miktarlarının, yapılarındaki poly (HEMA) içeriğine bağlı olabileceği düşünülmektedir (67).

Yapılmış olan in-vitro çalışmalarda, RMCİS'ların su emilim miktarları ile fiziksel özelliklerinin olumsuz yönde etkilenmesi arasında doğru orantılı bir ilişki olduğu belirlenmiştir (68-70).

Cattani-Lorente MA ve ark (1999) beş farklı RMCİS'nin (Fuji II LC, Vitremer, Photac Fil, Vivaglass, Photac-Bond) su emilimlerinin, materyalin fiziksel özellikleri üzerindeki etkilerini üç farklı GCİS (Chem Fil, Fuji II, Ketac-Fil) ile karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar; çalışmalarının sonucunda, RMCİS'ların GCİS'lara göre ilk 24 saatte daha fazla su emilimi gösterdiklerini ve bu durumun materyallerin fiziksel özelliklerinde de değişimlere neden olduğunu bildirmişlerdir. Kuru ortamda saklanan örneklere oranla suda bekletilen örneklerin eğilme dayanımlarının % 20-80, esneklik katsayılarının ise % 50-80 arasında azaldığı belirlenmiştir. Araştırmacılar, RMCİS'ların su emilimlerinin fazla olmasının, materyallerin ağız ortamında kullanımına engel olmayacağını, materyallerin tükürüğün içeriği nedeniyle in-vitro koşullardaki kadar ağız sıvılarından etkilenmeyeceklerini bildirmişlerdir (68).

Küçükeşmen C ve ark (2005), iki adet GCİS (Ceramfil, Ionofil) ile bir adet RMCİS'ın (Rely-X) su emilimi ve su çözünürlüklerini inceledikleri çalışmalarında, en yüksek su emilimi ve çözünürlüğü Ionofil materyalinin gösterdiğini ve onu Ceramfil ve Rely-X materyallerinin takip ettiğini bildirmişlerdir (71).

2.3.1.2 Kompozit Resinlerin Su Emilimi ve Su Çözünürlük Özellikleri

Resin matriksin yapısı, doldurucu partiküllerin boyutu ve dağılımı, kullanılan polimerizasyon yöntemi gibi pek çok faktör, KR'lerden meydana gelen su emilimi ve su çözünürlüğünü etkilemektedir (72). KR'lerin uzun dönem klinik başarılarının incelendiği çalışmalarda, materyalin organik içeriğinin su emilimi ve çözünürlüğünde etkili olan en önemli faktörler olduğu bildirilmiştir (73).

RMCİS'larda olduğu gibi KR'lerin yapısındaki organik polimer matriks tarafından emilen su, doldurucu partiküllerin matriksten ayrılmasına veya bu partiküllerin hidrolitik degradasyonuna neden olarak materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (74-76). Materyalde meydana gelen hidrolitik degradasyon KR içerisindeki kimyasal bağların kırılmasına veya suyun plastikleştirici etkisi nedeniyle yumuşamasına neden olmaktadır (77).

KR'lerde meydana gelen çözünmeyi etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörler arasında; materyal içerisinde reaksiyona girmemiş olan monomerlerin varlığı, çözücünün kimyasal yapısı, çözünebilir maddelerin boyutu ve kimyasal yapısı sayılabilir (78). Bu maddelerin materyal dışına salınımı KR'lerde boyutsal değişimlere, materyalin klinik performansı ile estetik özelliklerinin azalmasına ve materyalin biyolojik uyumunun bozulmasına neden olmaktadır (78-81). Ayrıca materyalde meydana gelen su emilimi, suda çözünebilir monomerlerin restorasyon içerisine penetre olmasına ve dolayısıyla materyalde renklemelerin meydana gelmesine neden olmaktadır (82). Ayrıca yapılan çalışmalar, reaksiyona girmemiş monomerlerin kompozitlerin yapısından çözünen ana maddelerden biri olduğunu ve monomerlerin büyük bir kısmının ilk 7 gün içerisinde çözüldüğünü göstermektedir (78,83). KR'lerden ilk çözünen ana bileşenin seyreltik monomer triethyleneglycol dimethacrylate (TEGDMA) olduğu bildirilmektedir (84). Bununla birlikte, 2,2-bis [4-(2-hydroxy-3-methacryloyloxypropoxy)-phenyl]-propane (Bis-GMA) ve urethanedimethacrylate (UEDMA) gibi az miktardaki başka monomerlerin de suda çözünebildikleri bildirilmiştir (83).

Kompozit resinlerde su emilimi iki farklı mekanizma ile gerçekleşmektedir. Birinci mekanizma; su emilimi ile materyalin ağırlığının ve hacminin artması; ikinci mekanizma ise reaksiyona girmemiş monomer veya doldurucu partiküllerin materyalden çözünmesi ile örneklerin ağırlığının azalması veya hacimsel azalma şeklinde gerçekleşmektedir (79).

Su molekülleri kompozit rezin içerisine üç farklı mekanizma ile ilerler;

- 1- Materyalin içerisine doğrudan difüzyon: Resin içerisinde bulunan veya su atakları neticesinde oluşan boşluk ve hasarlara penetre olarak,
- 2- İnorganik doldurucuların aralarına girerek
- 3- Doldurucular ile matriks ara yüzeyine akarak (85).

Bazı rezin esaslı restoratif materyallerin su emilimi ve su çözünürlük değerleri **Tablo 2**'de görülmektedir (48).

Tablo 2. Resin esaslı restoratif materyallerin su emilimi ve su çözünürlük değerleri

| Materyal | Su Emilimi (mg/cm ²) | Su Çözünürlüğü (mg/cm ²) |
|-------------------------------------|----------------------------------|--------------------------------------|
| Resin Modifiye Cam İyonomer Simalar | 0.7-0.9 | 0.07 |
| Hibrit Kompozitler | 0.5-0.7 | 0.01-0.06 |

ADA Specification No:27 ve ISO 4049:2000'e göre tüm materyallerin su emilimi 40 µm/mm³'e eşit veya daha az olması gerektiği, çözünürlüğün ise 7,5 µm/mm³'e eşit veya daha az olması gerektiği bildirilmiştir (96).

Qysaed H ve Ruyter IE (1986) ışık ile polimerize olan 8 adet posterior KR materyalinin su emilimi ve su çözünürlük özelliklerini inceledikleri çalışmalarında materyalin doldurucu oranı arttıkça su emilimi ve su çözünürlük değerlerinin azaldığı, doldurucu yüzey alanının geniş olmasının ve materyalde hava boşluklarının bulunmasının ise materyalin su emilimini arttırdığı bildirilmiştir (85).

Örtengren U ve ark (2001) 6 adet KR materyalinin (Alcaglass, C&B Cement, Sono-Cem, Targis, TPH Spectrum, Vario-Link II) su emilimi ve su çözünürlük değerlerini inceledikleri çalışmalarında, su emilimi en düşük olan KR'in Sono-Cem olduğu ve bunu Targis ve TPH Spectrum'ün takip ettiği belirlenmiştir (83).

Örtengren U ve ark (2001) ortamdaki pH düzeyinin ve zamanın, üç farklı hibrit kompozitin (Spectrum, Z-100, ArtGlass) su emilimi ve su çözünürlüğü üzerine olan etkisini inceledikleri bir diğer çalışmalarında, her üç kompozit materyalinin de su çözünürlüğü ve

emilimlerinin zamanla doğru orantılı olarak arttığı belirlenmiştir. Araştırmanın sonucunda pH'nın Spectrum ve ArtGlass'ın çözünürlüğü üzerinde bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir (86).

Toledano M ve ark (2003) iki KR (Z 100, Prodigy), dört PMKR (Compoglass, Compoglass F, Dyract, Dyract AP) ve iki RMCİS'in (Vitremar, Fuji II LC) su emilimi ve su çözünürlüklerini inceledikleri çalışmalarında, Compoglass ve Compoglass F en düşük su emilimi ve çözünürlük değerlerini gösterirken; Fuji II LC ve Vitremar en yüksek değerleri göstermişlerdir (87).

Ayna BE ve ark (2005) bir RMCİS (Vitremar), bir PMKR (Hytac Aplitip), bir GCİS (Ionofil) ve üç farklı KR'in (Z100, Ecusit System, Filtek A110) su emilimi ve çözünürlüklerini inceledikleri çalışmalarında, KR'ler en düşük su emilimi miktarını gösterirken; Vitremar ve sonrasında onu takip eden Ionofil, en yüksek su emilimi miktarını göstermişlerdir. En düşük su çözünürlük değerini ise KR'lerin, en yüksek su çözünürlüğünü ise GCİS'in gösterdiği bildirilmiştir (88).

Bektaş ÖÖ ve ark (2006) bir mikrohibrit (Venus) ve bir nanofil (Filtek Supreme) KR'in su emilimi miktarlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, mikrohibrit kompozitin su emilimi miktarının nanofil kompozite göre daha düşük olduğu saptanmıştır. Araştırmacılar bu sonucu her iki kompozitin de içerdiği inorganik doldurucuların farklı kimyasal yapılarına bağlamışlardır (89).

Sevilmiş HH ve Bulucu B (2007) Ormoser kompozit (Admira), hibrit kompozit (Composan LCM), posterior kompozit (Tetric Ceram HB), akışkan kompozit (Flowline), kompomer (Hytac), RMCİS (Photac-Fil) ve GCİS'nin (Ionofil U) su emilimi değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, en yüksek su emilimini RMCİS'nin gösterdiği, bunu GCİS'nin takip ettiği bildirilmiştir. Tetric Ceram HB, Admira, Composan LCM ve Hytac arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı saptanmıştır. Araştırmacılar, RMCİS'ların en yüksek su emilimi göstermelerinin, simanın yapısında bulunan hidrofilik fonksiyonel gruplar olan HEMA'dan kaynaklandığını ve bu nedenle kitlelerinin %80'ine kadar su emebildiklerini bildirmişlerdir (90).

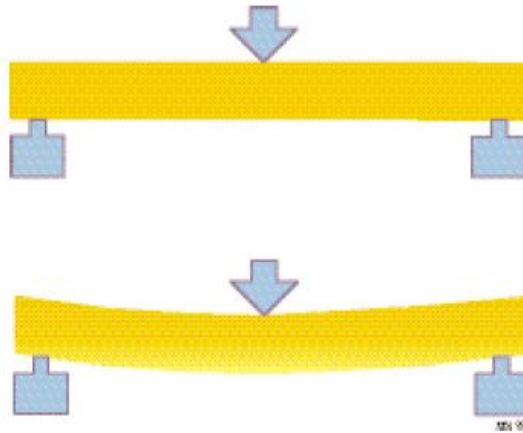
2.4 Restoratif Materyallerin Mekanik Özellikleri

Dental materyallerin mekanik özellikleri, materyale uygulanan kuvvete karşı gösterdiği yanıt olarak tanımlanmaktadır (47). Materyallere uygulanan kuvvet gerilme, basma veya eğilme gibi materyal yüzeyine uygulanan ana kuvvete göre adlandırılmaktadır (91).

2.4.1 Restoratif Materyallerin Eğilme Dayanım ve Esneklik Katsayısı

Eğilme dayanımı, bir materyalin kırılmadan önceki eğilme yeteneğidir (92,93). Bir materyalin yüksek eğilme dayanımına sahip olması, materyalin çiğneme kuvvetleri karşısında dirençli olduğunu göstermektedir (94). Esneklik katsayısı ise restorasyon ve diş dokusu arasındaki uyumdan sorumludur (95).

Eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı, kırılğan materyallerin fiziksel özelliklerinin belirlenmesi amacıyla kullanılabilir önemli in-vitro testlerinden biridir. KR'lerin esneklik katsayısının belirlenebilmesi için statik ve dinamik yöntemler kullanılmıştır. En çok tercih edilen statik yöntemlerden biri üç-nokta eğilme testidir (95). ISO tarafından polimer bazlı materyaller için ISO 4049/2000 in-vitro üç nokta eğilme dayanımı testinin kullanılması önerilmektedir (96). Bu test yöntemi, dikdörtgen şeklinde hazırlanmış örneklere üç noktadan eğilme kuvvetinin uygulandığı ve örneğin alt yüzeyinde çekme kuvvetinin; üst yüzeyinde yani kuvvetin uygulandığı bölgede ise basma kuvvetinin oluştuğu bir test yöntemidir (92,94).



Şekil 2. Üç nokta eğilme dayanımı testi

Eğilme dayanımının bize sağladığı bir başka önemli fiziksel parametre ise esneklik katsayısıdır. Bu parametre, bize materyalin sertliği hakkında fikir vermektedir. Yüksek oranda esneklik katsayısı gösteren materyaller rijit, düşük esneklik katsayısına sahip materyaller ise esnek materyaller olarak kabul edilmektedir (47). Esneklik katsayısı, basma kuvvetinin gerilme kuvvetine olan oranıdır. Basma kuvveti, materyale uygulanan kuvvet miktarı; gerilme kuvveti ise materyalin kuvvet karşısında gösterdiği deformasyon miktarını temsil etmektedir. Tüm materyaller basma kuvveti altında bir miktar deformasyona uğrarlar. Bu testler neticesinde elde edilen sonuç yalnızca örnek yüzünün veya örneğin zayıf bir bölgesinin değil; tüm örneğin fonksiyonudur (97).

Farklı klinik durumlar, farklı esneklik katsayısına sahip rezin esaslı restoratif materyalleri gerektirmektedir. V. sınıf kavitelere diş ile birlikte esneyecek düşük esneklik katsayısına sahip restoratif materyaller tercih edilirken; I. ve II. sınıf kavitelelerin restorasyonunda oklüzal kuvvetlere, deformasyon ve tüberkül kırıklarına karşı dirençli, adezyonu koruyan yüksek esneklik katsayısına sahip materyallerin kullanılması önerilmektedir (91,98-100). Esneklik katsayısı, restorasyonlarda mikrosızıntı, ikincil çürük oluşumu ve/veya restorasyonun düşmesini önlemede önemli bir role sahiptir (95).

ADA specification No:27 ve ISO 4049:2000'e göre dual cure (ışık ile polimerizasyon ve asit/baz reaksiyonu) ve ışık ile polimerize olan materyallerin oklüzal restorasyonlar için kullanıldıklarında eğilme dayanımlarının en az 80 Mpa olması gerektiği bildirilmektedir (96).

Rezin esaslı restoratif materyallerin eğilme dayanımı ve esneklik katsayı değerleri Tablo 3'te görülmektedir (48).

Tablo 3. Resin esaslı dental materyallerin eğilme dayanımı ve esneklik katsayı değerleri

| Materyaller | Eğilme Dayanımı (Mpa) | Esneklik Katsayısı (Gpa) |
|-----------------------------------|-----------------------|--------------------------|
| Geleneksel Cam İyonomer Simanlar | 25 | 8 |
| Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman | 35-70 | 4 |
| Poliasit Modifiye Kompozit Resin | 97 | 6-8 |
| Kompozit Resin | 140 | 18 |

İdeal bir restoratif materyalin sahip olması gereken en önemli özelliklerden biri dentin ve mine dokusunun yapısal, mekanik ve fiziksel özelliklerini taklit edebilmeleridir. *Xu HH ve ark (1998)*, insan mine ve dentin dokusunun esneklik katsayısını inceledikleri çalışmalarında; dentin dokusunu 19 GPa, minedeki Young modülüsünün ise 94 GPa olarak belirlemişlerdir. Araştırmacılar, minenin esneklik katsayısının mine prizmalarının lokalizasyonu ve yönüne göre değiştiğini, örneğin dişin oklüzalinde 94 GPa, aksiyal kesitlerde ise 80 GPa olduğunu bildirmişlerdir (101).

2.4.1.1 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanların Eğilme Dayanımı ve Esneklik Katsayısı

Rezin modifiye cam iyonomer simanların eğilme dayanımı, GCİS'lara göre daha yüksek, esneklik katsayısı ise daha düşüktür (31,60,102). Bu materyaller, kırılmaya karşı daha dirençli olmalarına rağmen aşınma dirençleri düşüktür (31,103). KR'lere oranla da direnç özellikleri daha düşüktür. Bu nedenle RMCİS'lar, çevresi diş dokusu ile desteklenmeyen ve oklüzal kuvvetlerin geldiği kavitelere uygulanmamalıdır (31,44,103).

Cattani-Lorente MA ve ark (1999) 5 farklı RMCİS'nın (Fuji II LC, Vitremer, Photac Fil, Vivaglass, Photac-Bond) su emiliminin, eğilme dayanımı, esneklik katsayısı ve Vickers sertliği gibi fiziksel özelliklere olan etkisini 3 farklı GCİS (ChemFil, Fuji II, Ketac-Fil) ile karşılaştırdıkları çalışmalarında; RMCİS'ların, GCİS'lara göre ilk 24 saatte daha fazla su emilimi yaptıklarını saptamışlardır. Kuru ortamda bırakılan örneklerin eğilme dayanımlarının nemli ortamda bırakılanlara oranla %20-80, esneklik katsayılarının ise %50-80 arasında azaldığı belirlenmiştir. Ayrıca çalışmanın sonuçlarına göre su emiliminin RMCİS'ların fiziksel özelliklerini azalttığı belirlenmiştir. Su emiliminin 24 saat içerisinde materyal hacminde %3.4-11.3 arasında artışa neden olduğu bildirilmektedir (68).

2.4.1.2 Kompozit Rezinlerin Eğilme Dayanımı ve Esneklik Katsayısı

KR'lerin 1970 ve 1980'lerdeki ana başarısızlık nedenleri arasında; yetersiz aşınma dirençleri, restorasyonun anatomik şekli ve kontak noktasında meydana gelen kayıplar ve ayrıca restorasyonların yıpranmaları olduğu bildirilmektedir (104). Günümüzde KR'lerin doldurucu teknolojisi geliştirilerek daha dirençli materyaller elde edilmiş ve bunun sonucunda

restorasyonların başarısızlık ve yenilenme nedenleri değişmiştir (105). Buna karşın materyale doldurucu partiküllerin ilave edilmesinin, KR'lerin aşınmaya karşı olan dirençlerini güçlendirirken kırılmalıklarının artmasına neden olduğu bildirilmektedir (98).

Eğilme dayanımı I., II. ve V. sınıf kavitelelerin restorasyonunda kullanılan KR'lerin dirençleri ve klinik başarıları hakkında bilgi verebilecek uygun bir test yöntemidir. Eğilme dayanımı yüksek olan materyallerde, hacimsel veya restorasyon kenarlarında kırılmalara daha ender olarak rastlanılmaktadır (106).

Kompozit rezinlerin mekanik özellikleri, materyalin mikroyapısı ve bileşimine bağlı olarak değişkenlik gösterir. KR'lerin mikroyapısal özellikleri arasında; restorasyon içerisindeki doldurucu partiküllerin tipi, boyutu, miktarı, dağılımı, partiküllerin morfolojisi ve restorasyon yapısında önceden mevcut olan çatlak ve boşluklar sayılabilir. Bu özellikler, kompozitin yapısı ile doğrudan bağlantılıdır (98,107).

Ferracane ve ark (1998) polimerizasyon dereceleri, partikül yüzdesi ve inorganik doldurucu hacminin bilindiği üç farklı deneysel KR'in, suda bekletilerek yapılan yaşlandırma işleminin materyalin bazı fiziksel özellikleri (kırılma tokluğu, esneklik katsayısı, eğilme dayanımı, sertliği) üzerine olan etkilerini incelemiş oldukları çalışmalarında, eğilme dayanımının kompozitin polimerizasyon derecesi ile doğru orantılı olarak arttığını belirlemişlerdir. Araştırmacılar ayrıca, kompozitin yapısındaki inorganik doldurucu miktarının artması ve doldurucu partikül yüzdesinin kompozitin eğilme dayanımı ile düşük bir oranda ilişkili olduğunu belirlemişlerdir (108).

Kim KH ve ark (2002) piyasada bulunan 14 farklı KR'in inorganik doldurucu morfolojisini sınıflandırmak amacıyla yaptıkları çalışmalarında aynı zamanda materyallerin morfolojisinin doldurucu kuvvet üzerindeki etkisini, materyal sertliği, eğilme dayanımı, esneklik katsayısı ve kırılma tokluğuna olan etkilerini incelemiştir. Araştırmanın sonucunda, en yüksek doldurucu hacmine sahip olan KR'in en yüksek eğilme dayanımı (12-129 MPa) ve esneklik katsayısını (12-15 GPa) gösterdiği bildirilmektedir (109).

Kompozit rezinlerin içerikleri materyalin özellikleri ile doğrudan ilgilidir. Esneklik katsayısı açısından düşünöldüğünde materyalin doldurucu içeriği ile mekanik özellikleri

arasında doğrudan bir ilişki mevcuttur (97). Doldurucu miktarı arttıkça, esneklik katsayısı ve deformasyonlara karşı gösterdiği direnç artmaktadır. Buna karşın doldurucu miktarı azaldıkça polimerizasyon büzülmesi artmakta, deformasyonlara karşı gösterdiği direnç ise azalmaktadır (110).

Kompozit rezinler, genel olarak yüksek esneklik katsayısına sahiptirler. Materyaldeki katılığın polimerizasyon sırasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesi streslerine karşı gelemeyeceği ileri sürülmüştür. Bu durum, restorasyonun bağlanmasında başarısızlıklara veya dış dokusunda kırılmalara ve sonuç olarak mikrosızıntı ve postoperatif hassasiyete neden olacaktır (110).

Walker MP ve ark (2006) 3 farklı KR'in (Z250, TPH Spectrum, Prodigy) ağız içerisindeki nem ve ısı koşullarında polimerize edilen materyallerin eğilme dayanımı ve esneklik katsayısını inceledikleri çalışmalarında, Z250 ve TPH Spectrum'un esneklik katsayısı ve eğilme dayanımlarının istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermediği ve Prodigy'den daha yüksek oldukları saptanmıştır. Ayrıca materyallerin laboratuvar ortamında oluşturulan nem ve ısı değişiminden olumsuz bir şekilde etkilenmedikleri belirlenmiştir (111).

Della Bona A ve ark (2008) ışık ile sertleşen dört farklı KR'in (Filtek Z250, Amelogen, Vit-l-escence, Esthet-X) eğilme dayanımı ile gerilme dayanımı ve bu iki parametre arasındaki korelasyonu inceledikleri çalışmalarında; mikrohibrit yapıda olan Esthet-X ve Filtek Z250'in diğer KR'lere oranla daha yüksek eğilme dayanımı gösterdiklerini belirlemişlerdir. Eğilme dayanımının yüksek olmasını Esthet-X'in mikroyapısına ve bileşimine, Filtek Z250'in ise yapısındaki yüksek miktarda bulunan inorganik doldurucu partiküllerin materyalin içsel streslere ve polimerizasyon büzülmesini azaltmasına bağlamışlardır (112).

Üçtaşlı MB ve ark (2008) bir nanohibrit (Grandio) ve bir mikrohibrit kompozit (Filtek Z250) rezinlerin eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı ile materyallerin farklı oda sıcaklıklarında (40, 45 ve 50°C) uygulanmasının her iki parametreye olan etkisini inceledikleri çalışmalarında; gruplar arasında eğilme dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülürken mikrohibrit kompozitin eğilme dayanımının nanohibrit rezine oranla her sıcaklıkta istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmüştür. Esneklik

katsayısı açısından her iki kompozit materyal arasında tüm sıcaklıklarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu saptanmıştır. Nanohibrit kompozitin esneklik katsayısının tüm sıcaklıklarda mikrohibrit kompozitten istatistiksel olarak daha yüksek olduğu görülmüştür (113).

2.5 Ryge Kriterleri

Restoratif materyallerin klinik performanslarının belirlenebilmesi için klinik çalışmalara uygun objektif ve güvenilir kriterlerin kullanılması gerekmektedir. *United States Public Health Service (USPHS)* skorlama sistemi veya *Ryge Kriterleri* olarak bilinen bu sistem, restorasyonların kalite kontrolünde en sık tercih edilen ve çalışmaya doğrudan uygulama kolaylığı sağlayan bir yöntemdir (114). Bu sistem restorasyonların başarı derecelerini değil; restorasyonların kabul edilebilirliklerini (Evet/Hayır) yansıtmak amacıyla geliştirilmiştir (115).

Cvar ve Ryge tarafından 1972 yılında geliştirilen USPHS kriterleri 5 adet çok boyutlu parametreden oluşmaktadır. Orijinal kategoriler arasında renk uyumu, kenar renkleşmesi, anatomik form, marjinal uyum ve çürük bulunmaktadır (116). USPHS kriterleri, California Dental Association tarafından da restorasyonların klinik performanslarının skorlanması amacıyla da kullanılmaktadır (117).

1980'lerin başında Indiana, North Carolina, San Antonio'daki Texas üniversitesi gibi pek çok üniversiteden gelen öğretim görevlilerinin katıldığı bir toplantıda, restorasyonların direkt takibinde kullanılan USPHS kriterlerindeki kategori sayısı arttırılmıştır. Orijinal beş kategori dışında oklüzyon, postoperatif hassasiyet, kırık, retansiyon gibi parametreler de sınıflamaya dahil edilmiştir. Restorasyonların klinik performanslarının incelendiği pek çok klinik çalışmada bu kriterler geniş listeler halinde rapor edilmiştir. Bu modifiye edilen kriterler "*Modifiye USPHS Kriterleri*" olarak adlandırılmışlardır (116).

USPHS kriterleri basit isim türünde (nominal) bir skaladan oluşmaktadır. Restorasyonlar skaladaki her özelliğe uygun olarak skorlandığında, kayıtları tutan kişiden kaynaklanabilecek hataları engellemek amacıyla skorlamalar Alfa (A), Bravo (B), Charlie (C), Delta (D) gibi birbirinden farklı fonetik isimler ile adlandırılmıştır. Bu isimler Amerikan Hava Kuvvetlerinin

telsiz komünikasyonları sırasında kullanılan harflerden birkaçını oluşturmaktadır (116). Bazı araştırmacılar ise hastaların hiç bilgi sahibi olmadığı skorlama kodları olan Romeo, Sierra, Tango ve Victor'u kullanmayı tercih etmişlerdir (117). Çalışmamızın 18 aylık klinik takip bölümünde, restorasyonların skorlanması sırasında kullanılan skorlama kodları ve açıklamaları **Tablo 4**'de görülmektedir.

Tablo 4. Kullanılan skorlama kodları ve açıklamaları (116)

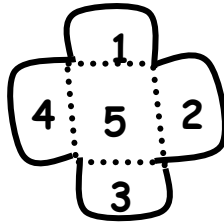
| | |
|--------------------|--|
| Alfa (A) | Klinik olarak ideal bir restorasyonu ifade eder. |
| Bravo (B) | Klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda olan bir restorasyonu ifade eder. |
| Charlie (C) | Klinik olarak kabul edilemeyen ve yenilenmesi gereken bir restorasyonu ifade eder. |

Modifiye USPHS (Ryge) kriterleri, skorları, tanımları ve skorlama yöntemleri **Tablo 5**'de görülmektedir.

Tablo 5. Modifiye USPHS kriterleri (116)

| Kriterler | Skorlar | Tanım | Yöntem |
|------------------------------|----------------|---|-----------------------------|
| Renk Uyumu | Alfa, (A) | Restorasyonun kendi içinde bir renk, ton ve/veya translusens farkı yoktur. | İnspeksiyon ve Vita skalası |
| | Charlie, (C) | Restorasyonun kendi içinde renk, ton ve/veya translusens uyumsuzluğu vardır. | |
| Kenar Renkleşmesi | Alfa, (A) | Diş dokusu ve restorasyon arasındaki kenar boyunca hiç bir renkleşme yoktur. | İnspeksiyon |
| | Bravo, (B) | Diş dokusu ve restorasyon arasındaki kenar boyunca renkleşme vardır. Ancak bu renkleşme pulpal yönde ilerlememektedir ve cila yardımı ile uzaklaştırılabilir. | |
| | Charlie, (C) | Diş dokusu ve restorasyon arasında kenar boyunca renkleşme vardır ve renkleşme pulpal yönde ilerlemektedir. | |
| Anatomik form, Aşınma | Alfa, (A) | Restorasyon düzgün konturlara sahiptir ve konturları diş dokusu ile uyumludur. | İnspeksiyon |
| | Bravo, (B) | Restorasyon konturları diş dokusu seviyesinin altındadır. | |

| | | | |
|--------------------------------|--------------|---|------------------------------------|
| | Charlie, (C) | Kavite tabanı veya dentin açıkta kalacak şekilde restorasyonda materyal kaybı vardır. | ve sond |
| Kenar Uyumu | Alfa, (A) | Restorasyon kenarları boyunca sondun takıldığı görünür bir aralık yoktur. | İnspeksiyon ve sond |
| | Bravo, (B) | Her iki yönde de sondun taldığı ancak dentinin açıkta kalmadığı bir aralık mevcuttur. | |
| | Charlie, (C) | Kenar aralığı $x > 0.5$ mm'den büyük, dentin veya kavite tabanı açıktadır. | |
| İkincil Çürük | Alfa, (A) | Restorasyon kenarında çürük yoktur. | İnspeksiyon |
| | Charlie, (C) | Restorasyon kenarında çürük vardır. | |
| Postoperatif Hassasiyet | Alfa, (A) | Hassasiyet yok. | Buz testi ve sorgulama |
| | Charlie, (C) | Hassasiyet var. | |
| Restorasyonda Kırık | Alfa, (A) | Restorasyonda belirgin bir kopma ve hacimsel kırık yoktur. | İnspeksiyon ve sond |
| | Bravo, (B) | Restorasyonda belirgin küçük kopmalar mevcut ancak hacimsel kırık yoktur. | |
| | Charlie, (C) | Restorasyonda hacimsel kırık vardır. | |
| Oklüzal Kontak | Alfa, (A) | Restorasyon karşıt diş ile temastadır. | İnspeksiyon ve artikülasyon kağıdı |
| | Bravo, (B) | Restorasyon karşıt diş ile temasta değildir ancak diş dokusu temastadır. | |
| | Charlie, (C) | Oklüzal kontak yoktur. | |
| Yüzey Pürüzlülüğü | Alfa, (A) | Restorasyonun 5 yüzeyi de pürüzlü değildir. 0 | İnspeksiyon ve sond |
| | Bravo, (B) | Restorasyonun 1 veya 2 yüzeyi pürüzlüdür. 1-2 | |
| | Charlie, (C) | Restorasyonun 3 ve 3'den fazla yüzeyi pürüzlüdür. $3 \leq x$ | |



★ Restorasyonların yüzey pürüzlülüğü açısından skorlanması amacıyla, restorasyon yüzeyleri beş farklı bölgeye ayrılarak skorlanmıştır.

2.5.1 Rezin Esaslı Restoratif Materyallerin Klinik Takibi

Croll TP (1993) piyasaya yeni çıkarılmış olan ışık ile sertleşen RMCİS (Fuji II LC) ile alt ikinci büyük azı dışında yaptığı I. sınıf restorasyonu ve bu yeni materyal ile yapılan restorasyonların uzun dönem klinik dayanımı, güvenilirliği ve materyalin avantaj ve dezavantajlarını tartıştığı makalesinde, RMCİS'in, KR ve GCİS'lara oranla uygulama süresinin daha kısa olduğunu, mine ve dentine florid iyonu salınımı yapması, diş dokuları ile benzer oranda ısı-genleşme katsayısının olması gibi avantajlarının bulunduğunu bildirmiştir. Araştırmacı aynı zamanda, firmaların yeni RMCİS'lar geliştirdiğini ve bunların uzun dönemde yeterli klinik başarı göstermeleri durumunda amalgama alternatif bir restoratif materyal olabileceklerini bildirmiştir (15).

Folwaczny M ve ark (2000) bir KR (Tetric), bir PMKR (Dyract) ve iki farklı RMCİS (Fuji II LC, Photac-Fil) ile restore edilen sürekli kesici, kanin ve küçük azı dişlerindeki V. sınıf restorasyonları modifiye USPHS kriterlerine uygun olarak skorlama yaptıkları iki yıllık klinik takip çalışmalarında; materyaller arasında renk uyumu, yüzey pürüzlülüğü, kenar uyumu, kenar renklemesi, anatomik form parametreleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Çalışma süresince; bir Tetric, beş Dyract, iki Fuji ve üç Photac restorasyonunun kaybedildiği bildirilmiştir. Klinik performans açısından KR'in en başarılı, PMKR'in daha düşük, RMCİS'ların ise en zayıf klinik başarıya sahip materyaller oldukları görülmüştür (118).

Segura A ve ark (2001) en az üç yıl önce RMCİS (Vitremer Core Build up Restorative) ile restore edilmiş olan süt dişlerindeki I, II, III, ve V. sınıf restorasyonların retrospektif olarak USPHS kriterlerine uygun olarak skorladıkları klinik takip çalışmalarında; restorasyonların (I. sınıf % 92,6, II. sınıf % 93,3, III. sınıf % 100, V. sınıf 98) tümü için % 93.0 klinik bir başarı oranı olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmanın sonuçlarına göre, RMCİS'ların süt dişlerinde restoratif materyal olarak kullanılabilmesi, ayrıca bu materyallerin amalgam ve KR'lere iyi bir alternatif restoratif materyal olduğu bildirilmektedir (119).

Türkün LŞ ve ark (2003) üç farklı KR (Z100, Clearfil Ray-Posterior, Prisma TPH) ile sürekli azı dişlerinde yapılan I. ve II. sınıf restorasyonları Ryge kriterlerine uygun olarak takip ettikleri 7 yıllık çalışmalarında; Z100 kenar renklemesi açısından diğer materyallere oranla

daha yüksek olduğu, Clearfil Ray-Posterior materyalinin ise yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Her üç kompozitte de kenar uyumu problemleri yaşanmıştır. Her üç materyalin başarısızlık yüzdeleri sırasıyla Z100 %4.3, Clearfil Ray-Posterior %3,8 ve Prisma TPH için ise %9,5 olarak kaydedilmiştir. Yedi yıl sonunda her üç materyalin de klinik açıdan kabul edilebilir bir başarı gösterdikleri bildirilmektedir (13).

Yip KHK ve ark (2003) bir hibrit (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir KR'in (Surefil) self-etch bonding sistemi (Prime & Bond NT) ile restore edilen sürekli azı dişlerindeki I. ve II. sınıf restorasyonları Modifiye USPHS kriterlerine göre 12 aylık klinik takiplerini yaptıkları çalışmalarında; her iki restoratif materyal için kenar renklemesi, anatomik form, yüzey pürüzlülüğü parametreleri açısından %90'ın üzerinde başarı elde edilmiştir. Tüm klinik parametreler açısından her iki materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışma süresince üç Surefil restorasyonu yenilenirken, hiç bir Spectrum TPH restorasyonu yenilenmemiştir. Çalışma süresince dört Surefil ve bir Spectrum TPH restorasyonunda orta şiddette postoperatif hassasiyet gözlenmiştir. 12. ayın sonunda her iki restoratif materyal de klinik açıdan başarılı bulunmuştur (120).

Poon ECM ve ark (2005) bir hibrit (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir KR'in (Surefil) self-etch bonding sistemi (Prime & Bond NT) ile sürekli azı dişlerine uygulanan restorasyonların modifiye USPHS kriterlerine göre 3,5 yıllık klinik takip çalışmalarında; 6 geniş Surefil ve 2 adet Spectrum TPH restorasyonun hacimsel kırık ve ikincil çürük nedeniyle yenilendiğini bildirmişlerdir. Her iki materyal için kenar renklemesi, anatomik form, yüzey pürüzlülüğü açısından %80 ve üzerinde başarı elde edilmiştir. Her iki materyal için postoperatif hassasiyet bildirilmemiştir. 3,5 yılın sonunda Surefil için %81.3 ve Spectrum TPH için %92 başarı elde edildiği bildirilmektedir (121).

Loguercio AD ve ark (2006) dört farklı tepilebilir KR'in (Solitaire + Solid Bond – ALERT + Bond-1 – Surefil + Prime & Bond NT – Filtek P 60 + Single Bond) ve bir hibrit kompozit (TPH Spectrum + Prime & Bond 2.1) rezinin sürekli azı dişlerine uygulanan I. ve II. sınıf restorasyonlarının 3 yıl süresince modifiye USPHS kriterlerine uygun olarak yaptıkları klinik takip çalışmalarında; Solitaire materyalinde %25 oranında marjinal kırık görüldüğü bildirilmiştir. Solitaire ve ALERT, diğer KR'lere oranla renk uyumu (%43, %77) ve yüzey pürüzlülüğü (%86, %77) açısından daha fazla sayıda Bravo skorlanmıştır. TPH Spectrum renk

uyumu açısından %50 oranında başarısızlık göstermiştir. 3 yılın sonunda Surefil, Filtek P60 ve TPH Spectrum mükemmel bir klinik performans gösterirken; ALERT renk uyumu ve yüzey pürüzlülüğü açısından diğer materyallere oranla daha zayıf bulunmuştur. Solitaire ise ADA kriterleri açısından arka dişlerin restorasyonu için uygun bulunmamıştır (122).

Ernst CP ve ark (2006) nano dolduruculu KR (Filtek Supreme) ve fine hibrid KR (Tetric Ceram) ile restore edilen sürekli azı dişlerindeki II.sınıf restorasyonların Ryge kriterlerine uygun olarak yapılan iki yıllık klinik takip çalışmalarında; Her iki materyalin klinik başarısı %98 olarak kaydedilmiştir. Her iki materyalden birer adet restorasyon kırık nedeniyle yenilenmiştir. Yeni bir nano teknolojiye sahip olan Filtek Supreme'in oklüzal kuvvetler altındaki arka diş restorasyonunda kullanılması amacıyla uygun bulunmuştur (123).

Gianordoli Neto R ve ark (2008) iki farklı restoratif materyal (Single Bond/ Filtek P-60 ve Single Bond/Filtek Z-250) ile restore edilen sürekli azı dişlerindeki restorasyonları modifiye USPHS kriterlerine uygun olarak yaptıkları 1 yıllık klinik takipleri sonucunda; kenar renklemesi, yüzey pürüzlülüğü, postoperatif hassasiyet ve ikincil çürük açısından %100'lük bir başarı gösterdiği bildirilirken, bir Z-250 ve iki P-60 restorasyonlarında kenar uyum problemi ile karşılaştığı bildirilmiştir. Araştırmacılar bu durumu, materyal ve kavite kenarlarında meydana gelen küçük çatlakların oluşumuna bağlamışlardır (124).

Sidhu SK (2010) RMCİS'ların klinik takip çalışmaları ile ilgili yapmış olduğu derlemede; materyalin uzun dönem retansiyonun iyi olduğunu, 13 yıl ve üzeri restorasyonların başarısızlığının %3 olduğunu bildirilmiştir. RMCİS'lar ile yapılan restorasyonların kenar uyumunun zamanla bozulduğunu, aşınma ve anatomik formunda kayıpların meydana geldiğini, başlangıç renk uyumu iyi olan bu materyalde zamanla renk değişiminin gerçekleştiğini bildirilmiştir. Araştırmacı, özellikle çürük lezyonların restorasyonu amacıyla yapılan RMCİS'ların göstereceği retansiyon, yüzey özelliği ve biyolojik etkilerinin uzun dönem klinik takip çalışmaları ile incelenmesi gerektiğini bildirmiştir (125).

Arka dişlere uygulanan KR'lerde karşılaşılan klinik başarısızlık nedenleri arasında sıklıkla diş ve restorasyon boyunca oluşan zayıf kenar uyumu, ikincil çürük ve materyalde meydana gelen kırıkların olduğu tespit edilmiştir (126). **Brunthaler A ve ark (2003)** 1996-2002 yılları arasında arka dişlere doğrudan uygulanmış olan KR'ler ile ilgili yapılmış olan çalışmaları inceledikleri derlemelerinde, materyallerin klinik performans ve başarısızlık değerlerinin incelendiği beş yıla kadar olan çalışmalarda restorasyonun başlıca başarısızlık nedeninin restorasyondaki kırık ve ikincil çürük oluşumunun olduğunu bildirmişlerdir. 6-17 yılları arasındaki çalışmalarda ise restorasyonun yenilenmesinin başlıca nedeni olarak ikincil çürük oluşumu olduğu tespit edilmiştir (127).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, nano özellikli bir RMCİS (nano-iyonomer) (Ketac N 100, 3M ESPE, USA) ile submikron hibrit KR'in (Spectrum THP³, Dentsply, USA) eğilme dayanımı, esneklik katsayısı, su emilimi ve suda çözünürlük özelliklerinin incelenmesi ile 18 aylık klinik takiplerinin değerlendirilmesi yapılmıştır.

Çalışmanın su emilimi, suda çözünürlük, eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı deneyleri Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert ve Yumuşak doku laboratuvarlarında, 18 aylık klinik takipleri ise Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Kliniğinde gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin yapısal özellikleri **Tablo 6 ve 7**'de görülmektedir.

Tablo 6. Ketac N 100 materyalinin yapısal özellikleri (45)

| | |
|-------------------------------------|--|
| Materyal Adı | Ketac N 100 |
| Üretici Firma | 3M ESPE, USA |
| Materyal Tipi | Rezin modifiye cam iyonomer siman (Nano-iyonomer) |
| Sıvı Komponenti | Deiyonize su |
| Rezin Komponenti | HEMA, BIS-GMA, TEGDMA |
| Doldurucu Komponenti | Fluoroaluminosilicate (FAS), Nanomer ve Nano öbekler |
| Polialkenoik asit Komponenti | Metakrilat modifiye polialkenoik asit |

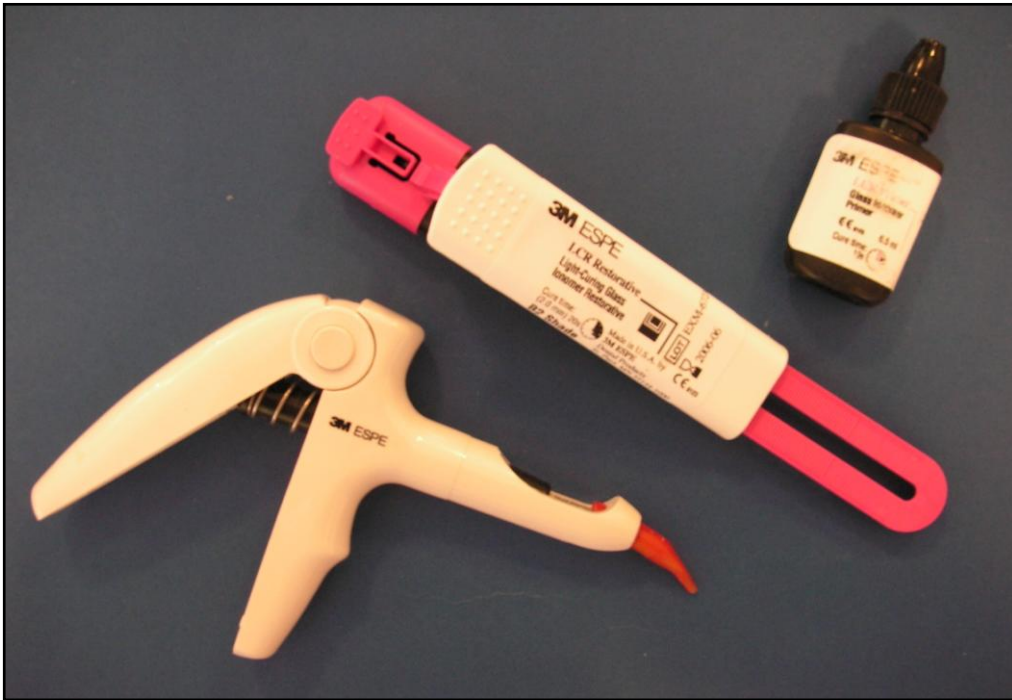
Tablo 7. Spectrum TPH³ materyalinin yapısal özellikleri (176)

| | |
|--|---|
| Materyal Adı | Spectrum TPH ³ |
| Üretici Firma | Densply Caulk, USA |
| Materyal Tipi | Submikron Hibrit Kompozit |
| Rezin Tipi | Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA |
| Doldurucu Tipi | Bariumaluminiumborosilikat (BABG) Bariumfluoroaluminoborosilikat (BAFG) Silikon dioksit |
| Doldurucu Partiküllerin Büyüklüğü | 0,02-3,0 µm 0,02-2,5 µm 0,01-0,02 µm |
| Doldurucu Partiküllerin Ağırlıkça Yüzdesi | % 77 |
| Doldurucu Partiküllerin Hacimce Yüzdesi | % 58 |

3.1 Çalışmanın Laboratuvar Bölümü:

3.1.1 Örnekler

Çalışmada kullanılan nano-iyonomer Ketac N 100 (3M ESPE, USA) ve submikron hibrit kompozit rezin Spectrum TPH³ (Densply, USA) materyalleri **Resim 1 ve 2**'de görülmektedir.



Resim 1. “Ketac N 100 (3M ESPE, USA)” materyali



Resim 2. “Spectrum TPH³ (Densply Caulk, USA)” materyali

3.1.2 Eğilme Dayanımı ve Esneklik Katsayısı Ölçümleri:

Çalışmanın eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı ölçümleri INSTRON 3345 (3345J7324, USA) cihazı kullanılarak yapılmıştır (**Resim 3**). Deney hızı $0,75 \pm 0,25$ mm/dk olarak belirlenmiştir.

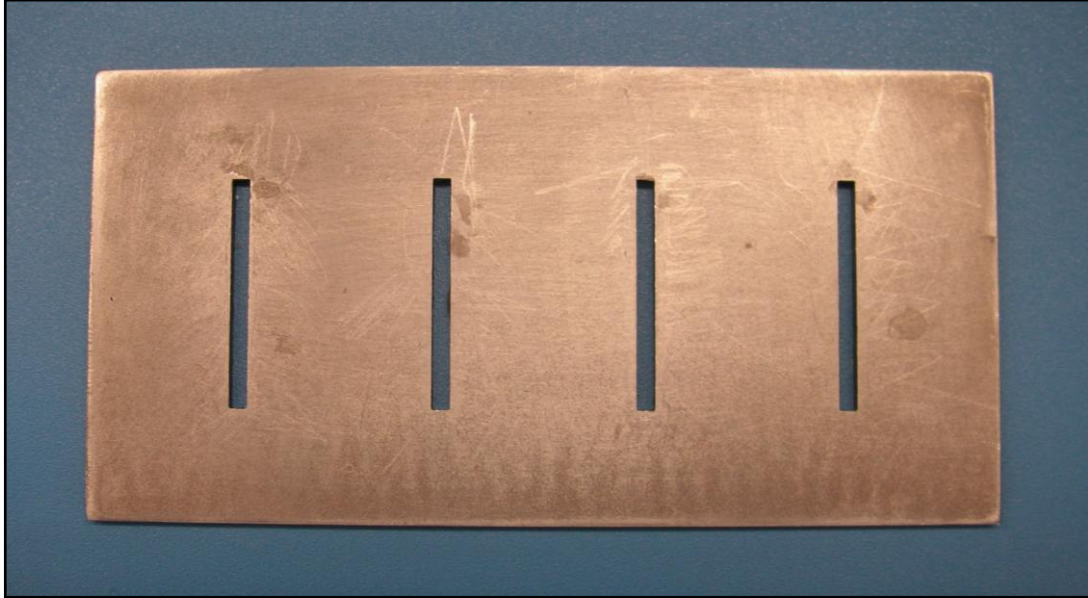


Resim 3. “INSTRON 3345 (3345J7324, USA)”

3.1.2.1 Örneklerin Hazırlanması:

Çalışmada kullanılan nano-iyonomer siman ve submikron hibrit KR materyallerinden ISO 4049:2000'a uygun olarak 25 ± 2 mm yüksekliğinde ve $2 \pm 0,1$ mm çapında 10'ar adet örnek hazırlanmıştır (96). Bu örneklerin hazırlanmasında standart paslanmaz çelik kalıplar kullanılmıştır (**Resim 4**). Materyallerin metal kalıplara yapışmalarını engellemek amacıyla

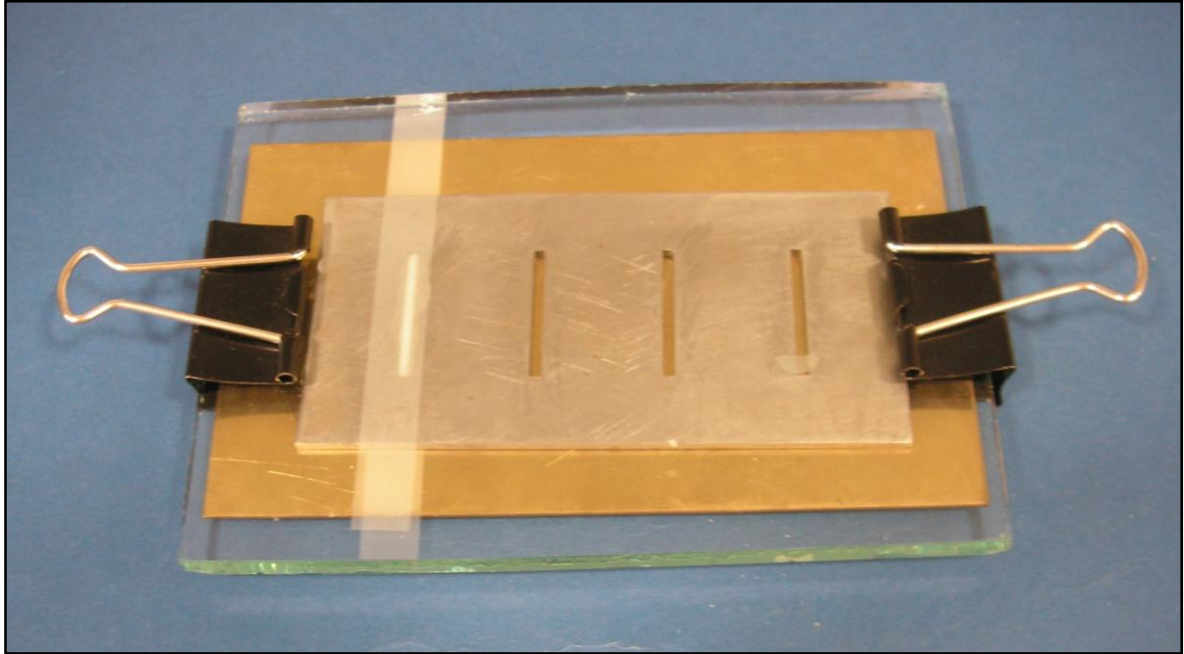
kalıpların iç kısmı vazelin ile izole edilmiştir. Örneklerin hazırlanması şu şekilde gerçekleştirilmiştir; KR, kalıp içerisine taşacak şekilde tek tabaka halinde yerleştirilmiştir. RMCİS ise üretici firmanın önerileri doğrultusunda plastik spatül yardımı ile kağıt üzerinde karıştırılarak hazırlanmış ve metal kalıba tek tabaka halinde özel uygulama şırıngası yardımı ile taşırılarak yerleştirilmiştir. Materyalin yapışmasını engellemek amacıyla plaka ve standart metal kalıp arasına $50 \pm 30 \mu\text{m}$ kalınlığında poliester şeffaf bantlar yerleştirilmiş ve bastırılarak fazla materyalin taşması sağlanmıştır. Tüm örnekler, cam plaka üzerinden firmanın önerileri doğrultusunda halojen ışık cihazı (Optilux 501, Kerr) ile 20sn. süreyle polimerize edilmişlerdir (**Resim 5**). Polimerizasyon sırasında kalıp veya plakaların kaymasını engellemek amacıyla kısıkaçlar yardımı ile tespit edilmişlerdir (**Resim 6**). Örneklerin polimerizasyonları sırasında materyalin her bir bölgesine eşit miktarda ışık uygulanabilmesini sağlamak amacıyla şeffaf kağıtlara asetat kalemi yardımı ile ışık aletinin ucuna ISO 4049:2000'a uygun olarak standardize edilmiş 5 mm boyutunda daireler içeren şemalar hazırlanmıştır. (**Şekil 3**). Her bir örneğin polimerizasyonu, örnek merkezinden başlayarak kenarlara doğru olacak şekilde, ışık cihazının fiber optik ucunun çapının yarısı kadar yanlara doğru ilerletilerek tüm örnek boyunca gerçekleştirilmiştir (**Resim 7**). Cam ve metal plakaların yerleri değiştirilerek, aynı işlem örneklerin diğer yüzeyine de aynı şekilde uygulanmıştır.



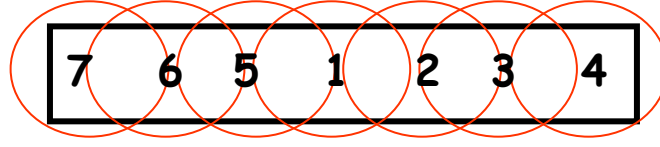
Resim 4. Eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı deneylerinde kullanılan standart paslanmaz çelik kalıplar



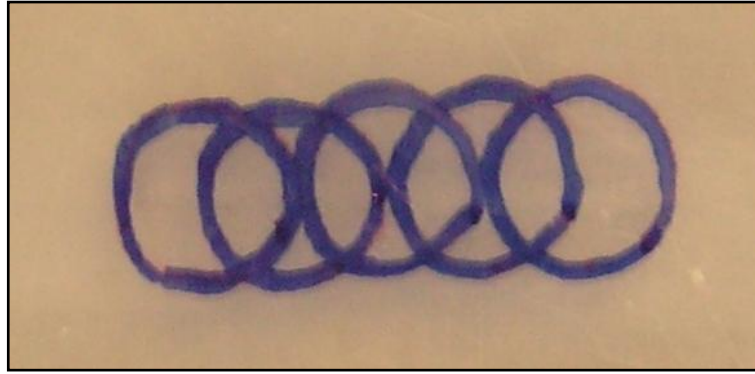
Resim 5. Örneklerin polimerizasyonunda kullanılan halojen ışık kaynağı (Optilux 501)



Resim 6. Örneklerin polimerizasyonu öncesinde kullanılan standart kalıplar ile metal ve cam plakaların kısıkaçlar ile sabitlenmesi



Şekil 3. Eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı deneylerinde örneklerin polimerizasyonu için hazırlanan şema



Resim 7. Eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı deneylerinde örneklerin polimerizasyonu için hazırlanan şema

Her polimerizasyon öncesinde ışık yoğunluğu, cihaz üzerinde bulunan radyometre yardımı ile ölçülmüştür. Kalıp içerisindeki örnekler, $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$ 'lik suda 15 dakika süreyle bekletilmiştir. Sudan çıkarılan örnekler, kalıplardan çıkarılmış ve çapaklar 140 gritlik zımpara kağıtlar yardımı ile elde düzeltilmiştir (**Resim 8**). Hazırlanan örnekler deney öncesinde $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$ 'lik distile suda 24 saat bekletilmiştir. Distile sudan çıkarılan örneklerin çap ve yükseklikleri ($\pm 0,01 \text{ mm}$)'lik doğruluk payına sahip kumpas yardımı ile ölçülmüştür (**Resim 9**). Bütün örnekler $(23 \pm 1) ^\circ\text{C}$ ve ($\geq 30 \%$) nemli ortamda hazırlanmış ve test edilmiştir.



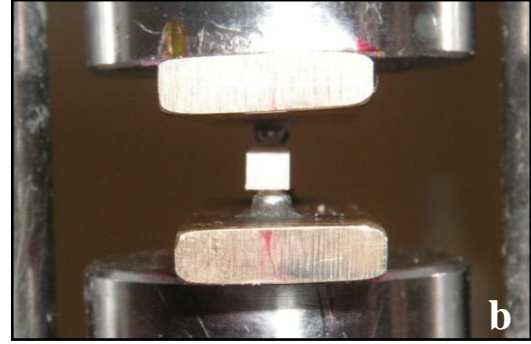
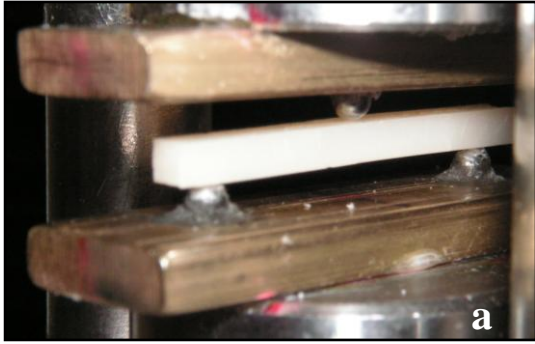
Resim 8. Örneklerin 140 gritlik zımpara kağıtları ile düzeltilmesi



Resim 9. Hazırlanan örneklerin çap ve yüksekliklerinin ölçülmesinde kullanılan dijital kumpas

3.1.2.2 Eğilme Dayanımı Deney Düzenəğinin Hazırlanması:

Deney düzenėđi, 35 mm uzunluğunda, 10 mm genişliğinde ve 3 mm yüksekliğinde alt ve üst iki adet paslanmaz çelik plakadan oluşmaktadır. Alt plakada 2 mm çapında birbirine paralel ve birbirinden 20 mm uzaklıkta bulunan küre şeklindeki iki çelik parça, üst plakada ise yine 2 mm çapında olan, alttaki küre şeklindeki iki çelik parçaya paralel ve plakanın tam merkezinde üçüncü bir çelik parça bulunmaktadır. Oluşturulan bu düzenek, eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı deneyleri sırasında herbir örneğe üç noktadan aynı anda ve eşit miktarda kuvvet uygulanabilmesi amacıyla tasarlanmıştır. Hazırlanan plakaların her ikisi de birbirine paralel olacak şekilde INSTRON 3345 cihazına bağlanmıştır (**Resim 10 a,b**).



Resim 10a,b. Eğilme dayanımı deney düzenėđi

3.1.2.3 Eğilme Dayanımı ve Esneklik Katsayısı Ölçümlerinin Yapılması

Tüm örneklere INSTON 3345 cihazı ile $0,75 \pm 0,25$ mm/dk hızda üç noktadan eğilme dayanımı testi uygulanmıştır. Her örnek için eğilme noktası veya kırılma anında uygulanan maksimum kuvvet (F) Newton cinsinden ve örneklere meydana gelen defleksiyon miktarı (d) mm cinsinden kaydedilmiştir.

Herbir rnek için eğilme dayanımı, aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\Sigma = 3FL / 2BH^2$$

F: Maksimum kuvvet (Newton)

L: Destekler arası mesafe (mm)

B: Örneğin eni (mm)

H: Örneğin yüksekliği (mm)

Herbir rnek için esneklik katsayısı aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanmıştır.

$$E = FL^3 / 4BH^3d$$

F: Maksimum kuvvet (Newton)

L: Destekler arası mesafe (mm)

B: Örneğin apı (mm)

H: rnek yüksekliği (mm)

d: Defleksiyon (mm)

3.1.3 Su Emilimi ve Suda znrlk ölçümleri:

Çalışmada su emilimi ve suda çözünürlük ölçümleri için 37°C ve 24°C’de saklanan desikatörler kullanılmıştır (**Resim 11**).

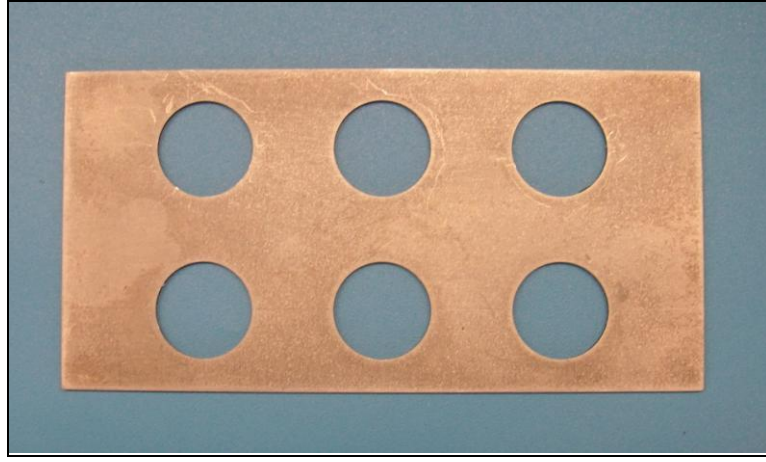


Resim 11. Su emilimi ve suda çözünürlük ölçümleri için kullanılan desikatör

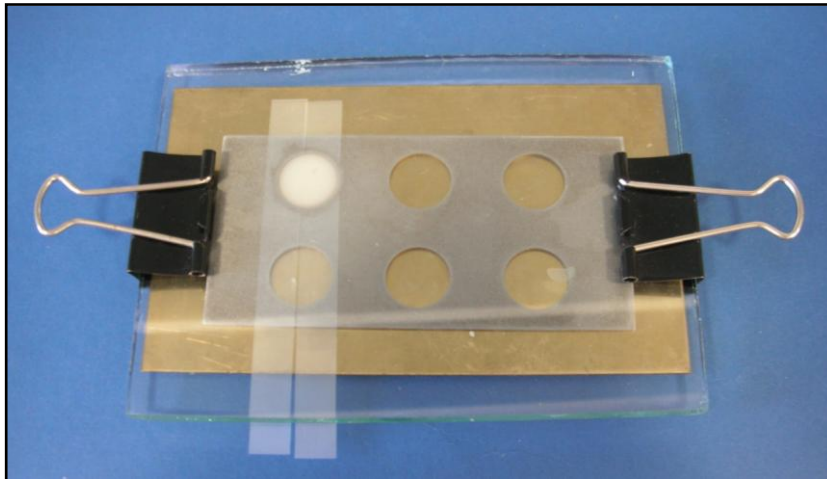
3.1.3.1 Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada nano-iyonomer siman ve submikron hibrit KR'den ISO 4049'a uygun olarak $15 \pm 0,1$ mm çapında ve $1,0 \pm 0,1$ mm derinliğinde 10'ar adet örnek hazırlanmıştır. Örneklerin hazırlanmasında standart paslanmaz çelik kalıplar kullanılmıştır (**Resim 12**). Örneklerin hazırlanması şu şekilde gerçekleştirilmiştir: Materyallerin kalıplara yapışmalarını engellemek amacıyla kalıpların kenarları vazelin ile izole edilmiştir. KR, kalıba tek tabaka halinde taşacak şekilde yerleştirilmiştir. Nano-iyonomer siman ise firmanın önerileri doğrultusunda plastik spatül yardımı ile kağıt üzerinde karıştırılarak hazırlanmış ve çelik kalıba tek tabaka halinde özel uygulama şiringası yardımı ile taşırılarak yerleştirilmiştir. Standart paslanmaz çelik kalıplar içerisine yerleştirilen materyallerin bir yüzü cam plaka, diğer yüzü ise ışık görmeyecek şekilde metal plaka ile örtülmüştür. Restoratif materyalin cam ve metal plakalara yapışmasını engellemek amacıyla plakaların arasına 50 ± 30 μm kalınlığında poliester şeffaf bant yerleştirilmiş ve bastırılarak fazla materyalin kenarlardan taşması sağlanmıştır. Polimerizasyon sırasında kalıp veya plakaların kaymasını engellemek amacıyla kışkaçlar yardımı ile tespit edilmişlerdir (**Resim 13**). Tüm örnekler, camın tespit edildiği yüzeyden firmanın önerileri doğrultusunda halojen ışık cihazı (**Resim 5**) ile 20sn.

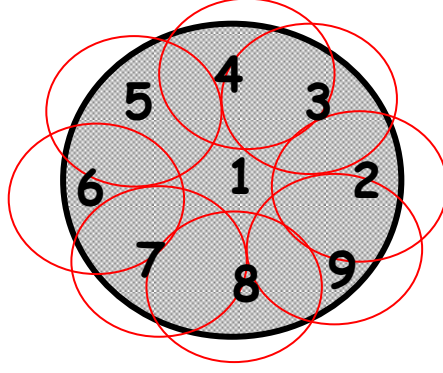
süreyle polimerize edilmiştir. Örneklerin polimerizasyonları sırasında materyalin her bir bölgesine eşit miktarda ışık uygulanabilmesini sağlamak amacıyla şeffaf kağıtlara asetat kalemi yardımı ile ışık aletinin ucuna (5 mm çapında) uygun olarak ISO 4049:2000'e göre standardize edilmiş şemalar hazırlanmıştır (**Şekil 4**). Herbir örneğin polimerizasyonu, örnek merkezinden başlayarak kenarlara doğru olacak şekilde, ışık cihazının fiber optik çapının yarısı kadar yanlara doğru ilerletilerek tüm örnek boyunca gerçekleştirilmiştir (**Resim 14**). Cam ve metal plakaların yerleri değiştirilerek, aynı işlem örneklerin diğer yüzeyine de uygulanmıştır.



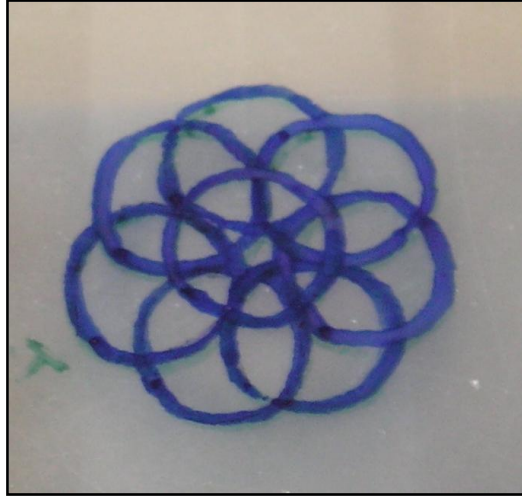
Resim 12. Su emilimi ve suda çözünürlük deneylerinde kullanılan standart paslanmaz çelik kalıplar



Resim 13. Örneklerin polimerizasyonu öncesinde standart metal kalıp, cam ve metal plakanın kışkaçlar ile sabitlenmesi



Şekil 4. Su emilimi ve suda çözünürlük deneylerinde örneklerin polimerizasyonunda kullanılan standart şema



Resim 14. Su emilimi ve suda çözünürlük deneylerinde örneklerin polimerizasyonu için hazırlanan şema

Her polimerizasyon öncesinde ışık yoğunluğu, cihaz üzerinde bulunan radyometre yardımı ile ölçülmüştür. Bir yüzeyin polimerizasyonu sonrası cam ve metal plakaların yerleri değiştirilerek cam plaka tarafından şema yardımıyla polimerizasyon gerçekleştirilmiştir. Kalıplarda bulunan örnekler, $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$ 'lik etüvde 15 dakika süreyle bekletilmişlerdir. Daha sonra örnekler kalıplardan çıkarılmış ve kenarları 1,000 gritlik zımpara kağıtları ile elde düzeltilmiştir (**Resim 15**). Yüzeydeki artıklar basınçlı hava ile uzaklaştırıldıktan sonra örnek çapları, $(\pm 0,01 \text{ mm})$ doğruluk payına sahip kumpas yardımı ile ölçülmüştür (**Resim 9**).



Resim 15. Örneklerin 1000 gritlik zımpara kağıtları yardımı ile düzeltilmesi

3.1.3.2 Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Ölçümlerinin Yapılması:

Örnekler, 22 saat süresince içinde silika jellerin bulunduğu desikatör içerisinde 37 ± 1 °C'lik etüvde (Mettler) bekletilmişlerdir (**Resim 16**). Daha sonra örnekler 2 saat süresince (23 ± 1) °C'deki ikinci bir desikatörde bekletilmiş ve tüm örneklerin ağırlıkları ($\pm 0,1$ mg)'lık doğruluk payına sahip olan hassas terazide tartılmıştır (**Resim 17**). Herbir örneğin 24 saatlik dönemde 0,1 mg.'dan daha fazla su kaybetmemelerine dikkat edilmiştir. Aynı periyodik işlem her gün tekrar edilerek tüm örneklerin sabit ağırlığa gelmeleri beklenmiştir. Elde edilen sabit ağırlık başlangıç ağırlığı (M_1) olarak kaydedilmiştir. Desikatör içerisindeki silika jelleri hergün taze silika jelleri ile değiştirilmiştir. Eşit ağırlığa gelen örneklerin çapları kumpas yardımıyla ölçüldükten sonra ortalama çapları hesaplanmıştır. Herbir örneğin aynı şekilde kalınlıkları ölçülerek ortalamaları hesaplanmıştır (**Resim 18 a,b**). Ortalama çap kullanılarak herbir örneğin alanı mm^2 cinsinden ve ortalama kalınlıkları kullanılarak herbir örneğin hacmi mm^3 cinsinden hesaplanmıştır. Örneklerin herbiri etüv içerisinde bulunan 37 ± 1 °C'lik suda 7 gün süreyle her örnek arası en az 3 mm mesafede olacak şekilde dik pozisyonda bekletilmiştir (**Resim 19**). Kullanılan su hacmi herbir örnek için 10 ml olacak şekilde ayarlanmıştır. Yedinci günün sonunda örnekler 37 °C'lik sudan çıkarılarak saf su ile yıkanmış, yüzeyleri sudan kağıt havlu yardımı ile arındırılmış ve hava ile 15 sn. süreyle kurutulmuştur. Herbir örnek sudan çıkartıldıktan 1 dk. sonra tartılmıştır. Elde edilen ağırlık (M_2) olarak kaydedilmiştir. Örneklerin tümü başta anlatıldığı şekilde aynı periyodik işlemler tekrar edilerek

desikatörlerde sabit ağırlığa gelinceye kadar bekletilmişlerdir. Herbir örnek hassas tartıda tartılmış ve elde edilen son ağırlık (M_3) olarak kaydedilmiştir.



Resim 16. Örneklerin deney süresince saklandığı 37 °C'lik etüv



Resim 17. Çalışmada kullanılan hassas terazi (Scaltec)



Resim 18a. Örneklerin kalınlıklarının ölçümü



Resim 18b. Örneklerin çaplarının ölçümü



Resim 19. 7 gün süresince 37 °C'lik suda bekletilen örnekler

Herbir örneğin su emilimi değerleri, aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplanmıştır.

$$W_{em} = M_2 - M_3 / V$$

W_{em} :Su emilimi

M_2 : İkinci ağırlık (7 gün süresince suda bekletilen örneklerin ağırlığı)

M_3 : Üçüncü ağırlık (Desikatörde ikinci kez bekletilen örneklerin ağırlığı)

V : Örnek hacmi

Herbir örneğin suda çözünürlük değerleri, aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplanmıştır.

$$W_{\text{çöz}} = M_1 - M_3 / V$$

$W_{\text{çöz}}$:Su çözünürlüğü

M_1 : İlk ağırlık (Desikatörde ilk kez bekletilen örneklerin ağırlığı)

M_3 : Üçüncü ağırlık (Desikatörde ikinci kez bekletilen örneklerin ağırlığı)

V : Örnek hacmi

3.2 Çalışmanın Klinik Bölümü:

Çalışmanın klinik bölümü, *Amerikan Dişhekimliği Birliği (ADA)* tarafından belirlenmiş olan “Posterior Restorasyonlar için Kullanılan Rezine Bazlı Kompozitler” isimli kılavuzdaki kriterlere uygun olarak tasarlanmıştır. Bu kılavuz arka dişlerin tüberküllerinin de dahil edildiği, tüm I. ve II. sınıf restorasyonları kapsamaktadır. Bu kılavuzda aynı zamanda bir klinik takip çalışmasında bulunması gereken özellikler de yer almaktadır (128). Bu özellikler;

- En az 18 aylık klinik takip,
- Skoring kriterlerinin belirlenmesi,
- Standardize edilmiş radyograflerin alınması (işlem öncesi ve en az 18. ayın sonunda tekrarlanması),

- Pulpa vitalite testi (soğuk termal yöntemler ile her kontrol seansında ve 18. ayın sonuna kadar belirlenmesi),
- Takip dönemleri
 - İlk seans (restorasyonun uygulanmasından 1 hafta sonra)
 - 6. ay
 - 12. ay (isteğe bağlı)
 - 18. ay
- Restorasyonun uygulanması ve dağılımı
 - Dişler: Birinci veya ikinci büyük azılar
 - Kavite tipi: Sınıf I ve II
- Kavite büyüklüğü
 - Restorasyonun vestibulolingual çapının, dişin tüberkül tepeleri arasındaki mesafenin en az 1/3'ü kadar veya daha büyük olması.
- Oklüzyon
 - Restore edilen dişlerin tümünün doğal bir diş ile kapanışta olması.
 - Restorasyonların tümünün ağıza uygulandığı günden itibaren (sentrik veya fonksiyonel oklüzyon) doğal diş ile temasta olması.
- Hasta ve restorasyon sayısı
 - Hastaların çalışmaya dahil edilme kriterlerinin belirlenmesi.
 - Hastaların çürük durumlarının ilk seans ve tüm kontrollerde DMFT/DMFS indeksi ile belirlenmesi.
 - Dişlerin vitalitesinin soğuk termal test kullanılarak belirlenmesi.
 - Her hastada materyal başına en fazla iki restorasyon uygulanması.
 - İlk seansta en az 50 restorasyonun, 18 aylık kontrolde ise en az 40 restorasyonun değerlendirilmesi.

İstanbul Anadolu yakasında Taşdelen ilçesine bağlı bir devlet okulu'nun 4.5.6. ve 7. sınıflarında okuyan 451 öğrencinin ağız ve diş taraması Diş Hekimi Nadya Hacınlıoğlu (N.H) tarafından yapılmıştır. Bu öğrencilerin arasından çalışmamızın kriterlerine uygun görülen yaşları 7-15 arasında değişen toplam 96 çocuk çalışmaya dahil edilmiştir (**Tablo 8**).

Tablo 8. Hastaların çalışmaya dahil edilme kriterleri

| |
|---|
| Sistemik hastalık nedeniyle düzenli ilaç kullanımı olmayan |
| Gastrointestinal problemleri olmayan (gastrit, reflü...vb) |
| Nötral kapanışı olan |
| Alt birinci büyük azılarda benzer büyüklükte I. sınıf mine çürükleri olan |
| Antagonistinde doğal diş ile temasta olan |
| DMFT \leq 3, DMFS \leq 4 olan |
| Kötü alışkanlıkları olmayan |
| Düzenli hekim kontrolüne gelebilecek olan |

Çalışmanın etik kurul onayı 11.03.2008 tarihinde Yeditepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan alınmıştır. Çalışmaya dahil edilen katılımcıların aileleri çalışma öncesinde çalışma hakkında bilgilendirilmiş ve onam formları okutularak imzalatılmıştır.

Hastalara uygulanan her iki materyalin de klinik ortamda etkili bir şekilde karşılaştırılabilmesi amacıyla diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen yarım ağız (split mouth) çalışma düzeni kullanılmıştır (129). Yarım ağız çalışma düzeninde, hasta ağzında farklı iki yarım çeneye rastgele bir şekilde iki farklı materyal/televi uygulanmaktadır. Her iki materyal/televi de aynı hastaya uygulandığından çalışmaya dahil edilen hastalar arasındaki farklılıklar ortadan kalkmakta ve uygulanan herbir materyalin/televinin kontrol ve deney grubu olarak karşılaştırılabilmesi sağlanmaktadır (8,130).

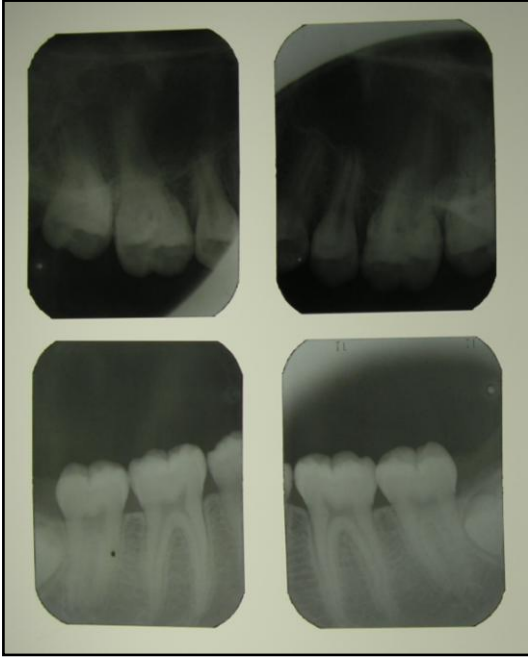
Çalışmaya katılan 96 hastanın 192 alt sağ ve sol birinci büyük azı dişleri 1'den 192'ye kadar sırayla numaralandırılmıştır. Tek sayı ile kodlanan alt birinci büyük azı dişleri nano-iyonomer (Ketac N 100, 3M ESPE,USA), çift sayı ile kodlanan alt birinci büyük azı dişleri ise submikron hibrit kompozit (Spectrum TPH³, Dentsply Caulk, USA) materyali ile restore edilmiştir.

3.2.1 Hasta Kayıtlarının Alınması (1. Seans):

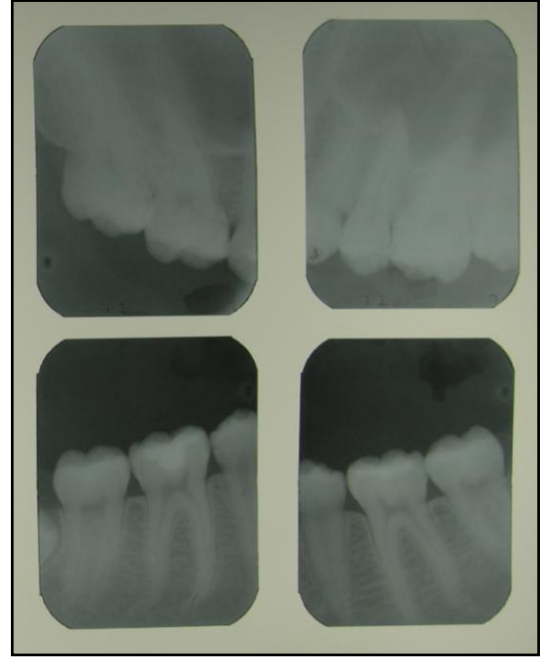
Hastaların velilerinden anamnez bilgileri alınmıştır. Ağız içi muayenelerinde mevcut dişlerin sayısı, DMFT, DMFS, deft ve defs indeksleri Dünya Sağlık Örgütü'nün (WHO) belirlediği kriterlere uygun olarak yapılmıştır (131). Pİ, Gİ, OHİ ve Dİ'leri ise Greene ve Vermillion'ın 1960 yılında belirlemiş olduğu kriterlere uygun olarak yapılmıştır (132). Herbir hastaya ağız hijyen eğitimi sözlü ve model üzerinde uygulamalı olarak gösterilmiş ve hastalar ile birlikte klinikte fırçalama yapılmıştır. Alt, sağ ve sol birinci büyük azı dişlerinde bulunan çürüklerin derinliklerinin belirlenmesi, üst sağ ve sol birinci büyük azı dişlerinde ise çürük olmadığını belirlemek amacıyla paralel teknik ile herbir hastadan 4'er adet periapikal radyografi alınmıştır (**Resim 20-21 a,b**). Hastaların ağız içi (alt ve üst çenelerin oklüzal, anterior ve yan kapanış) fotoğrafları dijital fotoğraf makinası (Konica Minolta Dimage X60) ile çekilmiştir (**Resim 22**). Her hastaya, üç ayda bir yenilenmek üzere 1450 ppm florid içeren dörder adet diş macunu ve ikişer adet fırça tarafımızdan temin edilmiş ve her altı aylık kontrolde fırça ve macunlar yenilenmiştir.



Resim 20. Paralel teknik ile periapikal radyografi alınması



Resim 21a. 1. seansta alınan periapikal radyografiler
(Restorasyonların uygulanmasından önce)



Resim 21b. 4. seansta alınan periapikal radyografiler
(Restorasyonların uygulanmasından sonra)



Resim 22. Ağız içi fotoğrafların çekilmesi

3.2.2 Restorasyonların Uygulanması (2. Seans):

Her hastada ağız hijyen eğitiminin etkinliği, Pİ, Gİ, Dİ ve OHİ'leri ile kontrol edildikten sonra sağ ve sol alt birinci büyük azı dişlerindeki çürükler 12 no'lu elmas rond frez takılı döner aletler ile su soğutması altında temizlenmiştir. Kavitenin derinliği, meziodistal ve vestibulolingual boyutları periodontal sond yardımı ile ölçülmüştür. Her hastaya her bir materyalden birer adet restorasyon aynı seans içerisinde uygulanmıştır. Her iki restorasyon da aynı gün içerisinde rubber-dam uygulaması altında gerçekleştirilmiştir (**Resim 23**). Nem kontrolü ayrıca pamuk rulo ve tükürük emici yardımı ile sağlanmıştır. Kavitenin hazırlanması sırasında gerekli görüldüğünde lokal anestezi uygulaması yapılmıştır. Çalışmayı standardize edebilmek amacıyla hastalara uygulanacak olan restoratif prosedür aşamaları çalışma öncesinde belirlenmiş ve maddeler halinde her bir materyal için farklı kartlar üzerine yazılmıştır. Restorasyonların tümü aynı hekim (N.H) tarafından gerçekleştirilmiştir. Hastalar, restorasyonların uygulanmasından sonra 1. hafta, 6. ay, 12. ay ve 18. ay kontrollerine çağırılmışlardır. Hastalar kontrol tarihlerine bir hafta kala telefon ile aranmıştır. Kontrol tarihinde randevusuna gelmeyen hastalar yeni bir randevu tarihi için yeniden aranmıştır. Her hasta üç kez aranmış ve üçüncü telefon sonunda kontrol randevusuna gelmeyen hastalar, gerekçeleri öğrenilerek çalışma dışında bırakılmıştır. Hastaların diğer tüm tedavileri de aynı hekim tarafından farklı seanslarda tamamlanmıştır.



Resim 23. Rubber-dam uygulaması

Restorasyonlar, tüm kontrol tarihlerinde, kullanılan materyal ve işlemler konusunda çalışma sonuna kadar bilgilendirilmemiş olan iki bağımsız gözlemci (Ş.K.Ç.)-(S.N) tarafından Modifiye USPHS kriterleri kullanılarak yapılmıştır. Kriterlerden renk uyumu, kenar renkliği, anatomik form-aşınma, kenar uyumu, ikincil çürük, postoperatif hassasiyet, restorasyonda kırık, oklüzal kontak ve yüzey pürüzlülüğüne göre sırayla skorlanmıştır. Hastaların PI, GI ve DI'leri her kontrol randevusunda yeniden kayıt edilmiş ve oral hijyen eğitimleri tekrarlanmıştır. Ayrıca her kontrol randevusunda tüm restorasyonların fotoğrafları yeniden çekilmiştir (**Resim 24 a,b**).



Resim 24a. 46 no'lu dişteki Ketac N 100 restorasyonun ağız içi görüntüsü



Resim 24b. 36 no'lu dişteki Spectrum TPH³ restorasyonun ağız içi görüntüsü

3.2.3 Skorlayıcıların Kalibrasyonu

Çalışmadaki sapmaları engellemek amacıyla skorlayıcıların verdiği kararların birbirleriyle (inter-examiner) ve her skorlayıcının verdiği kararın farklı zamanda kendi içinde (intra-examiner) uyumlu olması gerektiğinden çalışma öncesi eğitimleri bilgisayar ve klinik ortamda gerçekleştirilerek kalibrasyonları tamamlanmıştır. USPHS kriterlerine göre intra ve inter skorlayıcılar arasındaki uyumun %85 olması gerekmektedir (6). Kalibrasyonları tamamlanan her iki skorlayıcının farklı hastalardaki 210 adet restorasyon üzerinde yapmış oldukları skorlamaları kullanılarak Kappa analizleri gerçekleştirilmiştir.

Çalışma öncesindeki kalibrasyonları aşağıdaki şekilde gerçekleştirilmiştir:

1. Skorlayıcıların eğitimi fotoğraf ve modeller eşliğinde yapılmıştır.
2. Sözlü eğitime katkı sağlaması amacıyla skorlama kriterleri ve sırası yazılı bir şekilde skorlayıcılara verilmiş ve bir sunum halinde gösterilmiştir.
3. 210 adet restorasyonun skorlanması birbirinden farklı günlerde her iki skorlayıcı tarafından klinik ortamda yapılmıştır.
4. Skorlayıcıların İnternet üzerinden Ryge kriterlerine uygun olarak hazırlanmış fotoğraflar üzerinde de skorlamalar yapmaları sağlanmıştır (133,134).

3.2.4 Restorasyonların Klinik Uygulama Aşamaları:

3.2.4.1 Ketac N 100'ün Klinik Uygulama Aşamaları:

- Restore edilecek olan tüm dişler, pomza ve su yardımı ile plak ve debristen temizlenmiştir.
- Dişler yalnızca çürüğün kaldırılmasını gerektirecek şekilde 12 no'lu elmas rond frez ile su soğutması altında konservatif tedavi yaklaşımı doğrultusunda temizlenmiştir. Kavite hazırlanmasında minede 154 µm'lik yeşil bantlı rond frez dentinde ise mavi batlı paslanmaz çelik rond frez kullanılmıştır.
- Kaviteye çürük belirleyici uygulanarak kavitede çürük kalmaması sağlanmıştır.
- Restorasyonların uygulanması öncesinde rubber-dam uygulaması yapılmıştır.
- Kavite hafif nemli bırakılmıştır.
- Gerekli görüldüğünde kavite tabanına RMCİS ile (Vitrebond, 3M ESPE) kaide uygulaması yapılmıştır.
- Mine ve dentin yüzeyine 15 sn. süreyle primer uygulaması ve 10 sn. süreyle hava ile kurutulma işlemi yapılmıştır. Primer uygulaması sonrası kavitenin nemli görünmesi amaçlanmıştır.
- Primer yüzeyi 10 sn. halojen ışık kaynağı (Optilux 501) yardımı ile polimerize edilmiştir.
- Ketac N 100 materyali kağıt üzerinde eşit miktarda sıkılarak üretici firmanın önerisi doğrultusunda plastik spatül yardımı ile 20 sn. süreyle karıştırılmıştır. Karıştırılan restorasyon materyali özel aplikatörü içerisine yerleştirilmiştir.
- Restoratif materyal 2 mm.'yi geçmeyecek tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmiş ve 20 sn. süreyle polimerize edilmiştir.

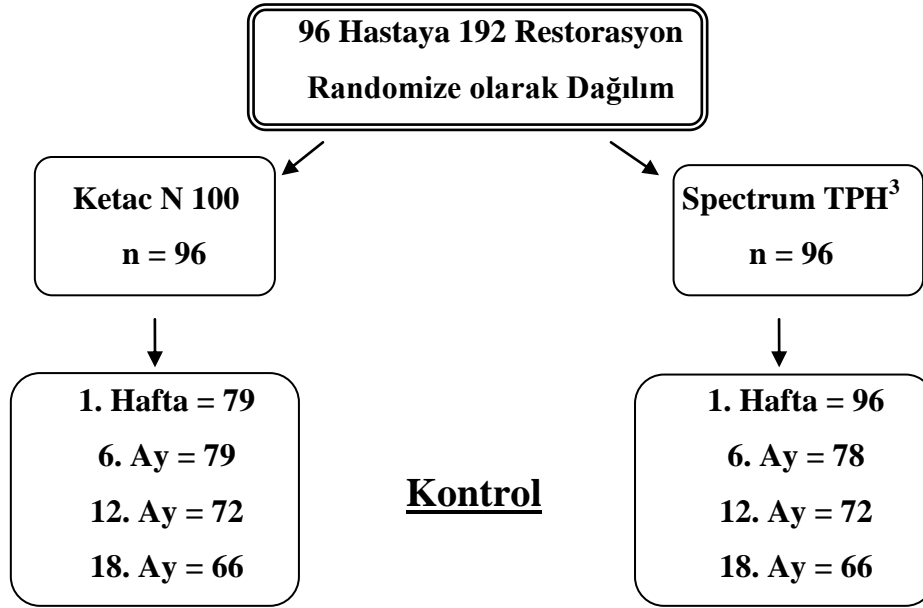
- Rubber-dam çıkarılmış, su soğutması altında sarı bantlı elmas frezler yardımı ile (Acurata) bitirme işlemleri, lastikler (Kenda polishers) yardımı ile de cila işlemleri tamamlanmıştır.

3.2.4.2 Spectrum TPH³'ün Klinik Uygulama Aşamaları:

- Restore edilecek olan tüm dişler, pomza ve su yardımı ile plak ve debristen temizlenmiştir.
- Dişler yalnızca çürüğün kaldırılmasını gerektirecek şekilde 12 no'lu elmas rond frez ile su soğutması altında konservatif tedavi yaklaşımı doğrultusunda temizlenmiştir. Kavite hazırlanmasında minede 154 µm'lik yeşil bantlı rond frez dentinde ise mavi batlı paslanmaz çelik rond frez kullanılmıştır.
- Kaviteye çürük belirleyici uygulanarak kavitede çürük kalmaması sağlanmıştır.
- Restorasyonların uygulanması öncesinde rubber-dam uygulaması yapılmıştır.
- Kavite hava-su spreyi yardımı ile kurutulmuştur.
- Gerekli görüldüğünde kavite tabanına RMCİS ile (Vitrebond, 3M ESPE) kaide uygulaması yapılmıştır.
- %36'lik fosforik asit (DeTrey Conditioner 36, Densply) mineye 30 sn., dentine ise 15 sn. süreyle uygulanmıştır. Diş yüzeyindeki asit öncelikle tükürük emicinin ucu ile alınmış ve daha sonra tüm diş yüzeyi basınçlı hava-su spreyi ve cerrahi aspiratör yardımı ile 30 sn. süreyle yıkanmıştır.
- Asitlenen yüzeyler, pamuk pelet yardımı ile ovulmadan kurutulmuştur. Kurutma sonrası minede opak-beyaz, dentinde ise nemli bir görünüm elde edilmiştir. Kavitede pamuk liflerinin kalmamasına dikkat edilmiştir.
- (Prime & Bond NT, Densply) Mine ve dentin yüzeyine aynı anda 20 sn. süreyle dentin bağlayıcıları mikro fırçalar yardımı ile uygulanmış ve 5 sn. hava ile kurutulmuştur. Mine ve dentin yüzeyleri parlak bir görünüm almıştır.
- Bağlayıcı yüzeyi üretici firmanın önerileri doğrultusunda 10 sn. süreyle halojen ışık kaynağı (Optilux 501) ile polimerize edilmiştir.
- Kompozit rezin materyali, 3 mm'yi geçmeyecek şekilde tabakalı teknik kullanılarak kaviteye uygulanmıştır.
- Her kompozit tabakası 20 sn. süreyle polimerize edilmiştir.
- Rubber-dam çıkarılmış ve su soğutması altında 25 µm'lik sarı bantlı elmas frezler yardımı ile (Acurata) bitirme işlemleri, lastikler (Kenda polishers) yardımı ile de cila işlemleri tamamlanmıştır.

18 aylık klinik takip çalışmamıza dahil edilen hasta sayısı, uygulanan restorasyonların ve dört kontrol seansına katılan hasta sayısı **Tablo 9**'da, kontrol seanslarına katılmayan ve çalışma dışında bırakılan hasta sayısı ve gerekçeleri **Tablo 10**'da görülmektedir.

Tablo 9. Çalışma boyunca hastaların kontrol seanslarına katılım durumları



Tablo 10. Çalışmadan ayrılan hastaların ayrılma nedenleri

- Başka bir şehre tayinlerinin çıkması. (n= 2)
- Yatılı bir okula geçmesi. (n= 2)
- Başka bir şehirdeki okula geçmesi. (n= 3)
- Ekonomik nedenler. (n= 3)
- Arabada midesi bulanıyor. (n= 4)
- Getirecek kimsenin olmaması. (n= 5)
- Gerekçe göstermeksizin hastaların getirilmemesi. (n= 11)

3.3 İstatistiksel Analiz

Bu çalışmanın in-vitro ve in-vivo deneylerinin istatistiksel analizleri NCSS 2007 paket programı ile yapılmıştır. In-vitro deney verilerinin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel yöntemlerin (ortalama, standart sapma, ortanca, çeyreklik dağılım alanı) yanı sıra ikili grupların karşılaştırmasında Mann-Whitney-U testi, değişkenlerin birbirleri ile ilişkilerinin değerlendirilmesinde Pearson korelasyon testi kullanılmıştır. Çalışmanın in-vivo bölümünde 1. gün, 1. hafta, 6. ay, 12. ay ve 18. ay'daki Pİ, Gİ, OHİ ve Dİ ölçümlerini değerlendirmede Friedman testi, alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi kullanılmış, USPHS kriterlerini değerlendirmede ise ki-kare testi, ölçümcü güvenilirliğinin belirlenmesinde ağırlıklı kappa (κ_w) testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

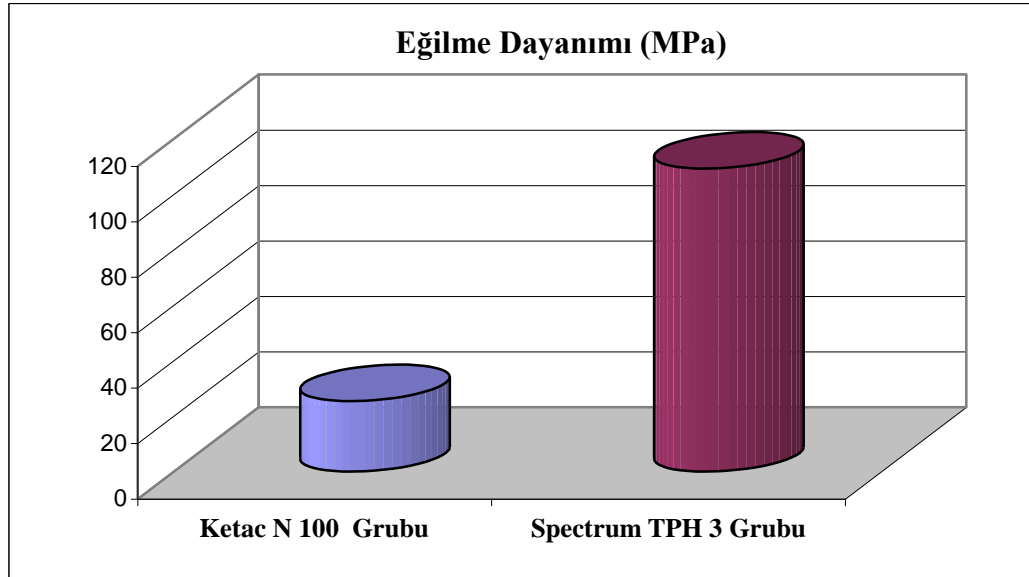
4. BULGULAR

4.1 Materyallerin Eğilme Dayanımı ve Esneklik Katsayısı ile İlgili Bulguları:

Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ materyallerinden hazırlanan örneklerin eğilme dayanımı ortalamalarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi **Tablo 11**'de, dağılımı ise **Grafik 1**'de gösterilmiştir.

Tablo 11. Materyallerin eğilme dayanımı ortalama (ort), standart sapma (ss) ve median değerleri (md)

| Eğilme Dayanımı (Mpa) | Ort±ss | MD (IQR) |
|---------------------------------------|--------------|-----------------------|
| Ketac N 100 Grubu | 25,79±4,08 | 25,34 (22,23-29,53) |
| Spectrum TPH³ Grubu | 108,62±22,96 | 109,23 (90,39-125,15) |
| MW | | 0 |
| P | | 0,0001 |



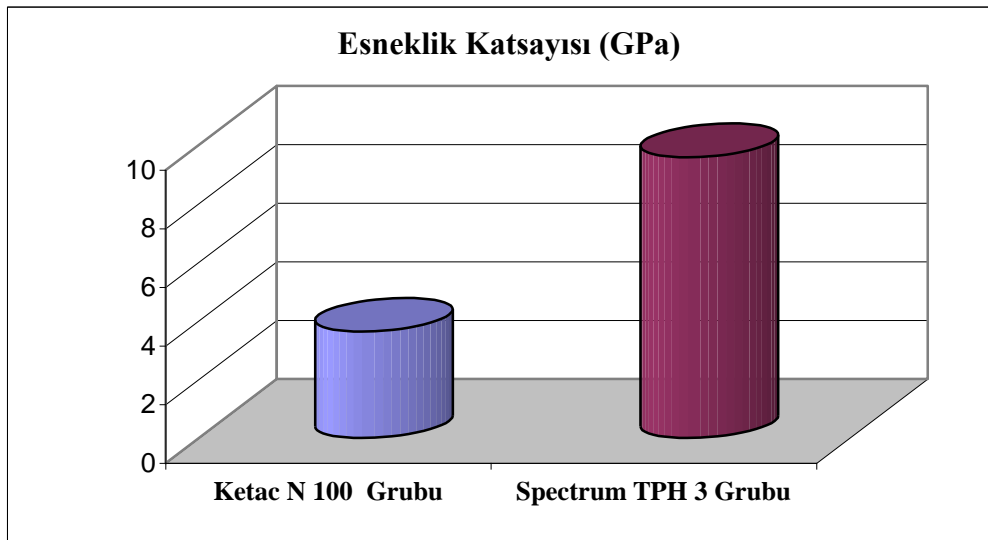
Grafik 1. Materyallerin eğilme dayanımı dağılımları

Ketac N 100 materyalinin eğilme dayanım değerleri Spectrum TPH³ materyali ile karşılaştırıldığında, Ketac N 100 materyalinin eğilme dayanım değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır (p<0,0001).

Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ materyallerinin esneklik katsayı ortalamalarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi **Tablo 12**'de, dağılımı ise **Grafik 2**'de gösterilmiştir.

Tablo 12. Materyallerin esneklik katsayısı ort, ss ve md değerleri

| Esneklik katsayısı (Gpa) | Ort±ss | MD (IQR) |
|---------------------------------------|---------------|-------------------|
| Ketac N 100 Grubu | 5,12±2,68 | 3,63 (2,8-8,07) |
| Spectrum TPH³ Grubu | 9,39±1,54 | 9,58 (8,31-10,64) |
| MW | 22 | |
| P | 0,0001 | |



Grafik 2. Materyallerin esneklik katsayısı dağılımları

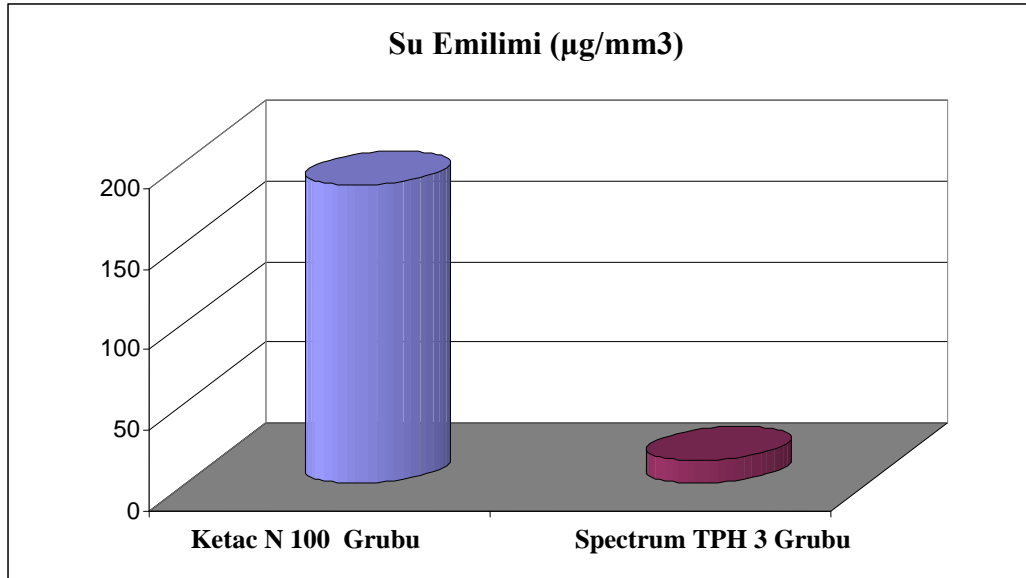
Ketac N 100 materyalinin esneklik katsayısı değerleri Spectrum TPH³ materyali ile karşılaştırıldığında Ketac N 100 materyalinin esneklik katsayısı değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır (p<0,0001).

4.2 Materyallerin Su Emilimi ve Suda Çözünürlük ile İlgili Bulguları:

Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ materyallerinin su emilim ortalamalarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi **Tablo 13**'de, dağılımı ise **Grafik 3**'te gösterilmiştir.

Tablo 13. Materyallerin su emilimi ort, ss ve md değerleri

| Su emilimi ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) | Ort \pm ss | MD (IQR) |
|--|------------------|-----------------------|
| Ketac N 100 Grubu | 188,14 \pm 4,8 | 185,7 (184,81-193,32) |
| Spectrum TPH³ Grubu | 13,93 \pm 1,5 | 14,24 (12,73-14,61) |
| MW | 0 | |
| p | 0,0001 | |



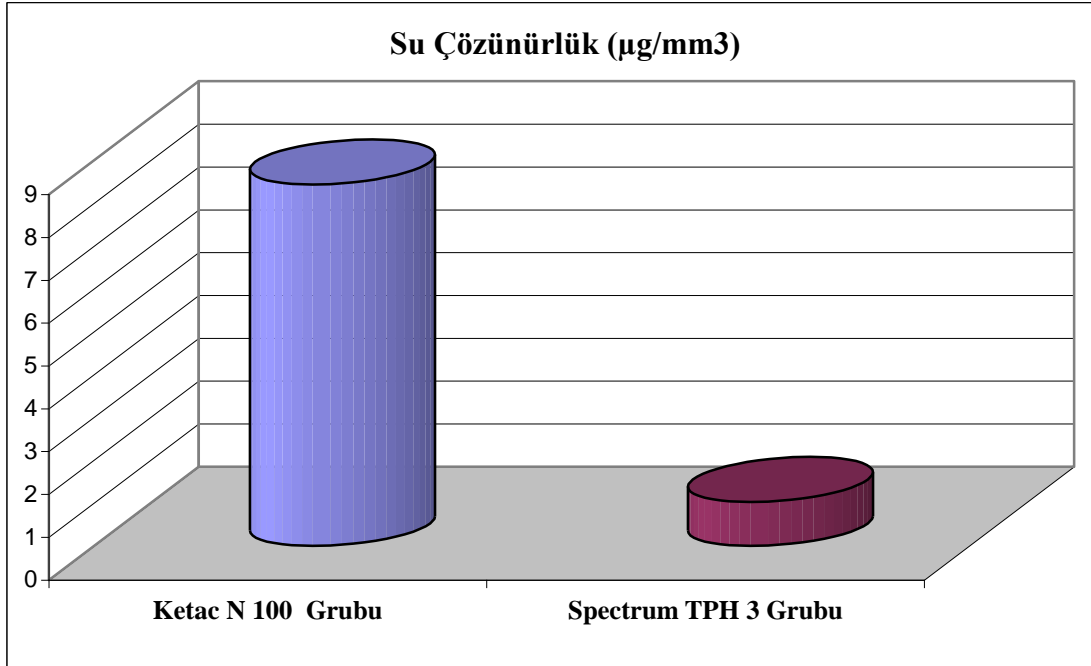
Grafik 3. Materyallerin su emilimi değerlerinin dağılımları

Ketac N 100 materyalinin su emilimi ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) değerleri Spectrum TPH³ ile karşılaştırıldığında, Ketac N 100 materyalinin su emilimi değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0,0001$).

Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ materyallerinin suda çözünürlük ortalamalarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi **Tablo 14**'te, dağılımı ise **Grafik 4**'te gösterilmiştir.

Tablo 14. Materyallerin suda çözünürlük ort, ss ve md değerleri

| Suda çözünürlük ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) | Ort \pm ss | MD (IQR) |
|---|-----------------|------------------|
| Ketac N 100 Grubu | 8,45 \pm 1,58 | 8,44 (7,06-9,98) |
| Spectrum TPH³ Grubu | 1,26 \pm 0,72 | 1,03 (0,82-1,59) |
| MW | 0 | |
| P | 0,0001 | |



Grafik 4. Materyallerin suda çözünürlük dağılımları

Ketac N 100 materyalinin suda çözünürlük ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) değerleri Spectrum TPH³ materyali ile karşılaştırıldığında, Ketac N 100 materyalinin suda çözünürlük değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p < 0,0001$).

Her iki materyalin su emilimi ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) ile su çözünürlük ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) değerlerinin karşılaştırılması **Tablo 15**'te; esneklik katsayısı ile eğilme dayanımı değerlerinin karşılaştırılması ise **Tablo 16**'te gösterilmektedir.

Tablo 15. Materyallerin su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin karşılaştırması

| | | Su Emilimi ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) |
|---|----------|--|
| Su Çözünürlük ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) | r | 0,953 |
| | p | 0,0001 |

Tablo 16. Materyallerin esneklik katsayısı ve eğilme dayanımı değerlerinin karşılaştırması

| | | Esneklik Katsayısı (GPa) |
|------------------------------|----------|---------------------------------|
| Eğilme Dayanımı (Mpa) | r | 0,626 |
| | p | 0,0001 |

Materyallerin su çözünürlük ve su emilimi değerleri arasında istatistiksel olarak pozitif yönde anlamlı bir ilişki olduğu görülmüştür ($r= 0,953$, $p<0,0001$). Materyallerin esneklik katsayısı ve eğilme dayanımı değerleri arasında da istatistiksel olarak pozitif yönde anlamlı bir ilişki olduğu saptanmıştır ($r=0,626$, $p<0,0001$).

4.3 Materyallerin 18 Aylık Klinik Takipleri ile İlgili Bulgular:

Başlangıçta çalışmaya katılan 96 hastadan 18. ayın sonuna kadar düzenli olarak tüm 4 kontrol randevusuna katılmış olan hasta sayısı 66 (%68.7) olarak belirlenmiştir. 132 birinci büyük azı dişlerinde hazırlanan kavitelerin derinlik, meziodistal ve bukkolingual boyutlarının min, max, ort ve ss değerleri **Tablo 17**'de görülmektedir.

Tablo 17. Kavite boyutlarının min, max, ort ve ss değerleri (mm)

| Kavite Boyutları | min. | max. | Ort | ss |
|------------------|------|------|------|------|
| Derinlik | 2 | 3 | 2,22 | 1,27 |
| Meziodistal | 5 | 9 | 7,33 | 1,52 |
| Bukkolingual | 3 | 7 | 4,50 | 2,31 |

Yapılan restorasyonları Modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirecek olan skorlayıcıların kalibrasyonları, çalışma öncesinde 210 adet farklı restorasyon üzerinde yapılmıştır. Her iki skorlayıcının kappa analizleri **Tablo 18**'de görülmektedir. Skorlayıcıların kendi aralarında %99.9'lük bir uyum gösterdiği belirlenmiştir ($p < 0.0001$).

Tablo 18. Skorlama parametreleri ve toplamdaki Kappa yüzdeleri

| Skorlama Parametreleri | κ_w | P |
|-------------------------|------------|---------------|
| Renk Uyumu | % 100 | |
| Kenar Renkleşmesi | % 99,9 | 0,0001 |
| Anatomik Form-Aşınma | % 99,9 | 0,0001 |
| Kenar Uyumu | % 88,5 | 0,0001 |
| İkincil Çürük | % 100 | |
| Postoperatif Hassasiyet | % 100 | |
| Yüzey Pürüzlülüğü | % 94,3 | 0,0001 |
| Restorasyonda Kırık | % 100 | |
| Oklüzal Kontak | % 100 | |
| Tüm Parametreler | % 99,9 | 0,0001 |

Hastaların yaş, mevcut diş sayısı, DMFT, DMFS, deft ve defs değerlerinin min, max, ort ve ss değerleri **Tablo 19**'de gösterilmiştir. Her kontrol randevusunda belirlenen Pİ, Dİ, OHİ ve Gİ değerlerinin karşılaştırması ise **Tablo 20**'de gösterilmiştir.

Tablo 19. Hastaların yaş, mevcut diş sayısı, DMFT, DMFS, deft ve defs değerlerinin min, max, ort ve ss değerleri (n= 66)

| | n | Min | Max | Ort | ss |
|--------------------------|----|-----|-------|-------|------|
| Yaş | 66 | 7,1 | 15,11 | 11,1 | 2,4 |
| Mevcut diş sayısı | 66 | 18 | 28 | 24,74 | 2,45 |
| DMFT | 66 | 2 | 7 | 2,92 | 1,33 |
| DMFS | 66 | 2 | 14 | 3,32 | 2,46 |
| deft | 66 | 0 | 10 | 2,03 | 2,56 |
| defs | 66 | 0 | 23 | 3,23 | 5,00 |

Tablo 20. Hastaların her kontrol randevusunda belirlenen Pİ, Dİ, OHİ ve Gİ değerlerinin ort ve ss değerleri (n=66)

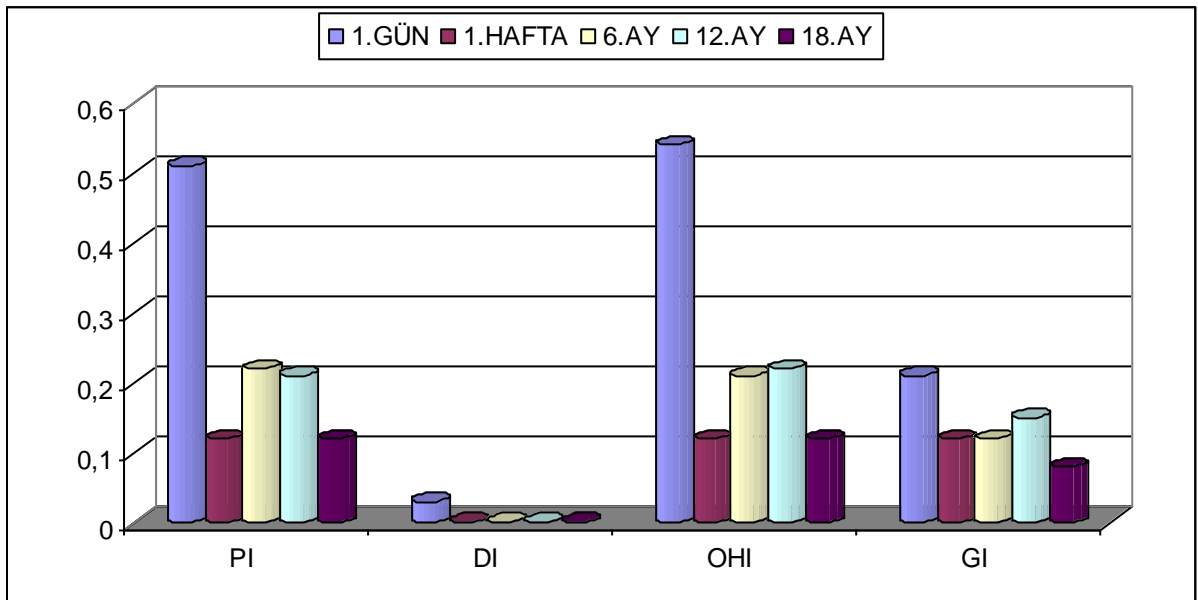
| | n | 1. Gün | 1. Hafta | 6. Ay | 12. Ay | 18. Ay | Fr | p |
|------------|----|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-------|---------------|
| Pİ | 66 | 0,51±0,41 | 0,12±0,14 | 0,22±0,25 | 0,21±0,24 | 0,12±0,17 | 30,64 | 0,0001 |
| Dİ | 66 | 0,03±0,08 | 0±0 | 0±0 | 0,01±0,06 | 0,00±0,00 | 15,66 | 0,004 |
| OHİ | 66 | 0,54±0,42 | 0,12±0,13 | 0,21±0,25 | 0,22±0,24 | 0,12±0,17 | 37,09 | 0,0001 |
| Gİ | 66 | 0,21±0,23 | 0,12±0,16 | 0,12±0,13 | 0,15±0,27 | 0,08±0,12 | 9,05 | 0,061 |

Hastaların başlangıç (1. gün) Pİ, Dİ, OHİ ve Gİ değerlerinin kontrol randevuları ile karşılaştırıldığında indeks değerlerinin düşüş gösterdikleri görülmüştür. Pİ, Dİ ve OHİ değerlerinin başlangıç ve kontrol randevuları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu saptanırken ($p<0.001$); Gİ değerlerinde de düşüş olduğu ancak aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır ($p>0.05$).

Başlangıç ve her kontrol randevusunda belirlenen Pİ, Gİ, Dİ ve OHİ'lerinin control randevuları arasındaki karşılaştırmaları **Tablo 21**'de, dağılımı ise **Grafik 5**'te gösterilmiştir.

Tablo 21. Hastaların Pİ, Dİ, OHİ ve Gİ değerlerinin 1. gün, 6., 12. ve 18. ay değerlerinin karşılaştırması (n= 66)

| Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi | Pİ | Dİ | OHİ | Gİ |
|----------------------------------|--------|-------|--------|----|
| 1. Gün / 1. Hafta | 0,0001 | 0,039 | 0,0001 | 0 |
| 1. Gün / 6. Ay | 0,0001 | 0,039 | 0,0001 | 0 |
| 1. Gün / 12. Ay | 0,001 | 0,496 | 0,001 | 0 |
| 1. Gün / 18. Ay | 0,0001 | 0,039 | 0,0001 | 0 |
| 1. Hafta / 6. Ay | 0,226 | 0 | 0,398 | 0 |
| 1. Hafta / 12. Ay | 0,140 | 0,325 | 0,081 | 0 |
| 1. Hafta / 18. Ay | 0,568 | 0 | 0,568 | 0 |
| 6. Ay / 12. Ay | 0,777 | 0,325 | 0,386 | 0 |
| 6. Ay / 18. Ay | 0,120 | 0 | 0,252 | 0 |
| 12. Ay / 18. Ay | 0,074 | 0,325 | 0,085 | 0 |



Grafik 5. Hastaların başlangıçtaki ve tüm kontrol randevularındaki Pİ, Dİ, OHİ ve Gİ sonuçlarının 1. gün, 1. hafta, 6., 12. ve 18. aylara göre dağılımı (n= 66)

Hastaların başlangıç ve tüm kontrol randevularındaki Pİ değerleri karşılaştırıldığında; 1. gün ile 1. hafta, 1. gün ile 6. ay, 1. gün ile 12. ay ve 1. gün ile 18. ay ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu saptanmıştır ($p<0,001$). 1. hafta ile 6., 12. ve 18. ay Pİ değerleri arasındaki farkın ise istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p>0,05$). Ayrıca 6. ay ile 12. ay, 6. ay ile 18. ay ve 12. ay ile 18. ay Pİ değerleri arasındaki farkın da istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır ($p>0,05$).

Hastaların başlangıçtaki ve tüm kontrol randevularındaki Dİ değerleri karşılaştırıldığında; 1. gün ile 1. hafta, 1. gün ile 6. ay ve 1.gün ile 18. ay değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu ($p<0,001$); 1. gün ile 12. ay, 1. hafta ile 12. ay, 6. ay ile 12. ay ve 12. ay ile 18. ay değerleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı saptanmıştır ($p>0,05$).

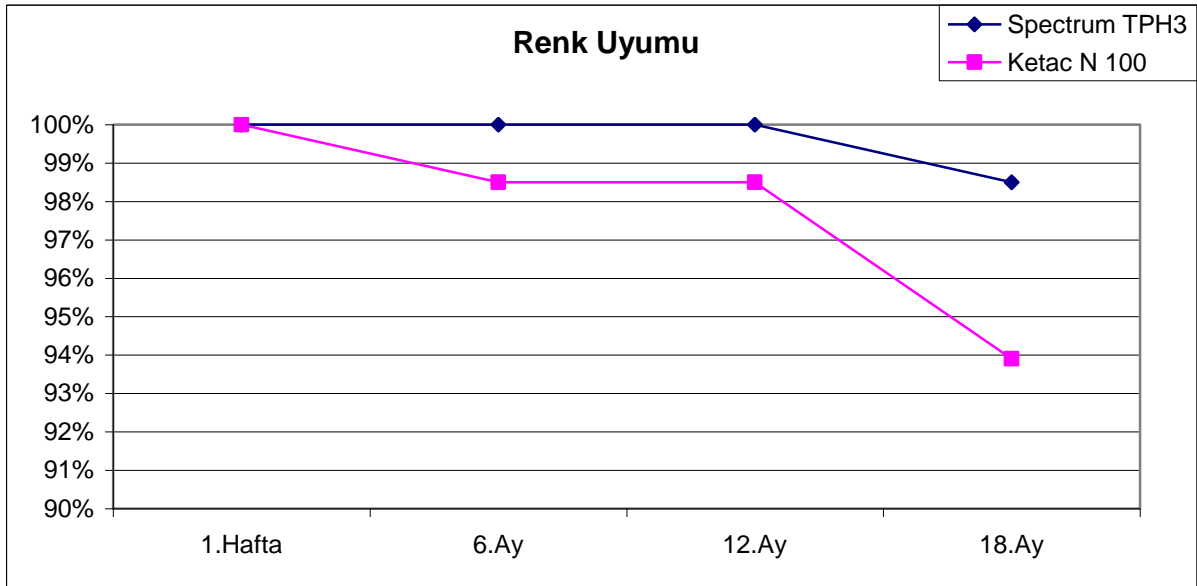
Hastaların başlangıçtaki ve tüm kontrol randevularındaki OHİ değerleri karşılaştırıldığında ise 1. gün ile 1. hafta, 1. gün ile 6. ay, 1. gün ile 12. ay, 1. gün ile 18. ay randevuları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanırken ($p<0,001$), diğer kontrol randevuları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır ($p>0,05$).

Hastaların başlangıç ve kontrol randevularındaki Gİ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığından kontrol randevuları arasında istatistiksel olarak bir karşılaştırma yapılmamıştır.

Materyallerin Modifiye USPHS kriterlerine uygun olarak yapılan renk uyumu, kenar renkleşmesi, anatomik form-aşınma, kenar uyumu, ikincil çürük, postoperatif hassasiyet, yüzey pürüzlülüğü, restorasyonda kırık ve oklüzal kontak skorlama sonuçları ve yüzdeleri **Tablo 22-30**'da, dağılımları **Grafik 6-12**'te ve ağız içi görüntüleri de **Resim 25abcd-38abcd**'de gösterilmiştir.

Tablo 22. Materyallerin renk uyumu sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)

| Renk Uyumu | | Ketac N 100 | | Spectrum TPH ³ | | p |
|-----------------|--------------|-------------|--------|---------------------------|--------|----------------------|
| | | N | % | n | % | Ki-kare |
| 1. Hafta | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% | |
| 6. Ay | Alfa | 65 | 98,5% | 66 | 100,0% | X ² :1,0 |
| | Bravo | 1 | 1,5% | 0 | 0,0% | P=0,315 |
| 12. Ay | Alfa | 65 | 98,5% | 66 | 100,0% | X ² :1,0 |
| | Bravo | 1 | 1,5% | 0 | 0,0% | P=0,315 |
| 18. Ay | Alfa | 62 | 93,9% | 65 | 98,5% | X ² :1,87 |
| | Bravo | 4 | 6,1% | 1 | 1,5% | P=0,171 |



Grafik 6. Materyallerin renk uyumu parametresi "Alfa" skora sonuçlarının dağılımı

Ketac N 100 materyalinin 1. hafta renk uyumu skorlarının tüm restorasyonlar için Alfa olarak skorlandığı, 6. ay ve 12. ay kontrollerinde sadece birer restorasyonun Bravo olarak skorlandığı, 18. ay kontrolünde ise 4 restorasyonun Bravo olarak skorlandığı saptanmıştır. Diğer tüm restorasyonlar Alfa olarak skorlanmıştır.

Spectrum TPH³ materyalinin 1. hafta, 6. ay ve 12. ay renk uyumları Alfa olarak skorlanırken; 18. ay kontrolünde sadece 1 restorasyonun Bravo olarak skorlandığı saptanmıştır.

Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ materyallerinin tüm kontrol randevularındaki renk uyumu skorlamaları karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır ($p>0.05$).

ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre; her iki materyal de renk uyumu açısından değerlendirildiğinde 18. ay klinik başarısı %100 olarak belirlenmiştir (128).

Çalışmada Ketac N 100 ile restore edilen 5 adet restorasyon renk uyumu açısından Bravo olarak skorlanmıştır. Renk uyumu problemlerinin 6. ay kontrollerinde restorasyonun lingual yüzeyinde sarı-turuncu bir renkleşme şeklinde başladığı ve bu durumun diğer kontrol randevularında da devam ettiği gözlenmiştir.



Resim 25a. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi
(1. Hafta)



Resim 25b. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi
(6. Ay)



Resim 25c. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi
(12. Ay)



Resim 25d. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi
(18. Ay)



Resim 26a. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi
(1. Hafta)



Resim 26b. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi
(6. Ay)



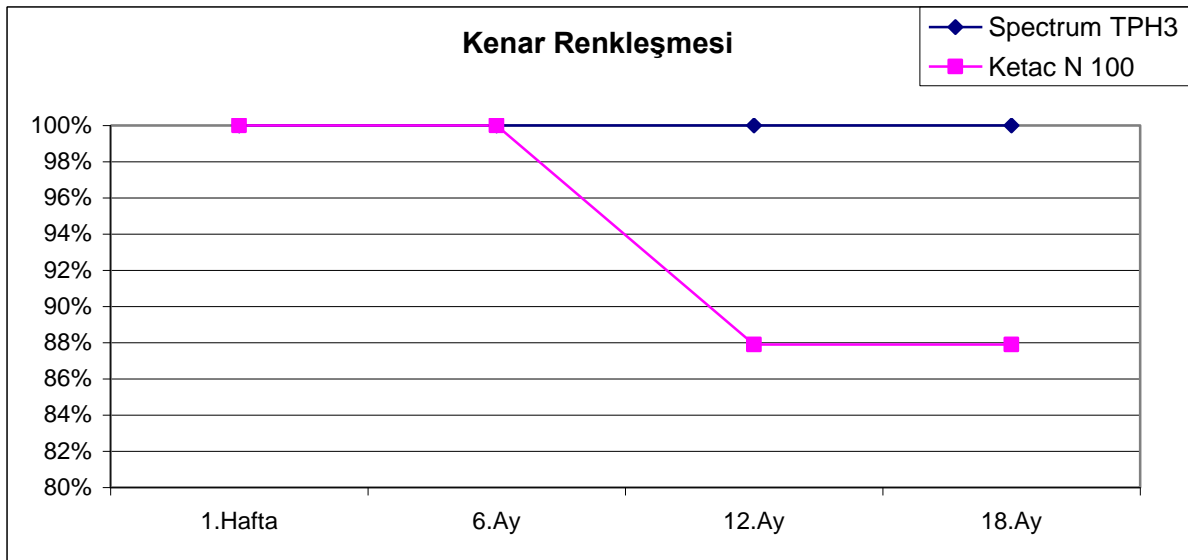
Resim 26c. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi
(12. Ay)



Resim 26d. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun renk uyumunun değerlendirilmesi
(18. Ay)

Tablo 23. Materyallerin kenar renklesmesi sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)

| Kenar Renklesmesi | | Ketac N 100 | | Spectrum TPH ³ | | p |
|-------------------|---------|-------------|--------|---------------------------|--------|-----------------|
| | | n | % | n | % | Ki-kare |
| 1. Hafta | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% | |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 6. Ay | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% | |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 12. Ay | Alfa | 58 | 87,9% | 66 | 100,0% | $\chi^2:8,51$ |
| | Bravo | 8 | 12,1% | 0 | 0,0% | p=0,004 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 18. Ay | Alfa | 50 | 87,9% | 66 | 100,0% | $\chi^2:18,2$ |
| | Bravo | 16 | 12,1% | 0 | 0,0% | p=0,0001 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |



Grafik 7. Materyallerin kenar renklesmesi parametre “Alfa” skorumlarının dagilimi

Ketac N 100 materyalinin kenar renklesmesi skorları 1. hafta ve 6. ay kontrollerinde tüm restorasyonlarda Alfa olarak belirlenirken; 12. ay kontrollerinde 8 restorasyonun, 18. ay kontrollerinde ise 16 restorasyonun kenar renklesmesi açısından Bravo olarak skorlandığı belirlenmiştir. Diğer tüm restorasyonlar Alfa olarak skorlanmıştır.

Spectrum TPH³ materyalinin kenar renklesmesi skorlarına bakıldığında ise tüm restorasyonların 1. hafta, 6. ay, 12. ay ve 18. ay skorlarının Alfa olduğu saptanmıştır. Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ materyallerinin kenar renklesme skorlamaları birbirleriyle karşılaştırıldığında 1. hafta ve 6. ay değerlerinin aynı olduğu; 12. ay ve 18. ay kontrollerindeki Bravo skorları arasında ise istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark bulunduğu saptanmıştır (p<0.001).

ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre; her iki materyal kenar renklesmesi açısından değerlendirildiğinde 18. ay klinik başarısı %100 olarak belirlenmiştir (128).



Resim 27a. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar renkleşmesinin değerlendirilmesi (1. Hafta)



Resim 27b. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar renkleşmesinin değerlendirilmesi (6. Ay)



Resim 27c. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar renkleşmesinin değerlendirilmesi (12. Ay)



Resim 27d. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar renkleşmesinin değerlendirilmesi (18. Ay)



Resim 28a. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar renklesmesinin değerlendirilmesi (1. Hafta)



Resim 28b. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar renklesmesinin değerlendirilmesi (6. Ay)



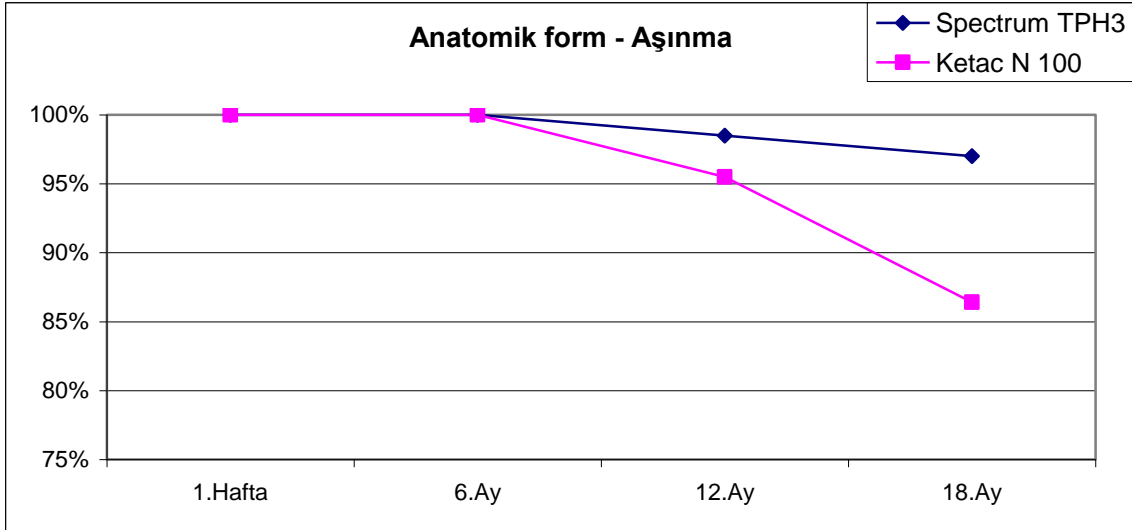
Resim 28c. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar renklesmesinin değerlendirilmesi (12. Ay)



Resim 28d. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar renklesmesinin değerlendirilmesi (18. Ay)

Tablo 24. Materyallerin anatomik form ve aşınma sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)

| Anatomik Form- Aşınma | | Ketac N 100 | | Spectrum TPH ³ | | P |
|--------------------------|---------|-------------|--------|---------------------------|--------|---------------|
| | | n | % | n | % | Ki-kare |
| 1. Hafta | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% | |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 6. Ay | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% | |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 12. Ay | Alfa | 63 | 95,5% | 65 | 98,5% | $\chi^2:1,03$ |
| | Bravo | 3 | 4,5% | 1 | 1,5% | p=0,310 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 18. Ay | Alfa | 57 | 86,4% | 64 | 97,0% | $\chi^2:4,86$ |
| | Bravo | 9 | 13,6% | 2 | 3,0% | p=0,027 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |



Grafik 8. Materyallerin anatomik form-aşınma parametresi “Alfa” skora göre sonuçlarının dağılımı

Ketac N 100 materyalinin anatomik form-aşınma skorları 1. hafta ve 6. ay için tüm restorasyonlarda Alfa olarak belirlenirken, 12. ayda 3 restorasyonun ve 18. ayda 9 restorasyonun Bravo olarak skorlandığı belirlenmiştir.

Spectrum TPH³ materyalinin anatomik form-aşınma skorlarına bakıldığında tüm restorasyonların 1. hafta ve 6. ay skorlarının Alfa olarak skorlandığı, 12. ay kontrolünde 1 restorasyonun, 18. ay kontrolünde ise 2 restorasyonun Bravo olarak skorlandığı belirlenmiştir. Diğer tüm restorasyonlar Alfa olarak skorlanmıştır.

Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ materyallerinin anatomik form-aşınma skorlamaları birbirleriyle karşılaştırıldığında, 1. hafta ve 6. ay skorlama değerlerinin aynı olduğu, 12. ay değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p>0.05$); ancak 18. ay skorlama değerleri arasındaki farkın ise istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır ($p<0.05$).

ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre; her iki materyal anatomik form-aşınma açısından değerlendirildiğinde 18. ay klinik başarısı %100 olarak belirlenmiştir (128).



Resim 29a. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi
(1. Hafta)



Resim 29b. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi
(6. Ay)



Resim 29c. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi
(12. Ay)



Resim 29d. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi
(18. Ay)



Resim 30a. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi (1. Hafta)



Resim 30b. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi (6. Ay)



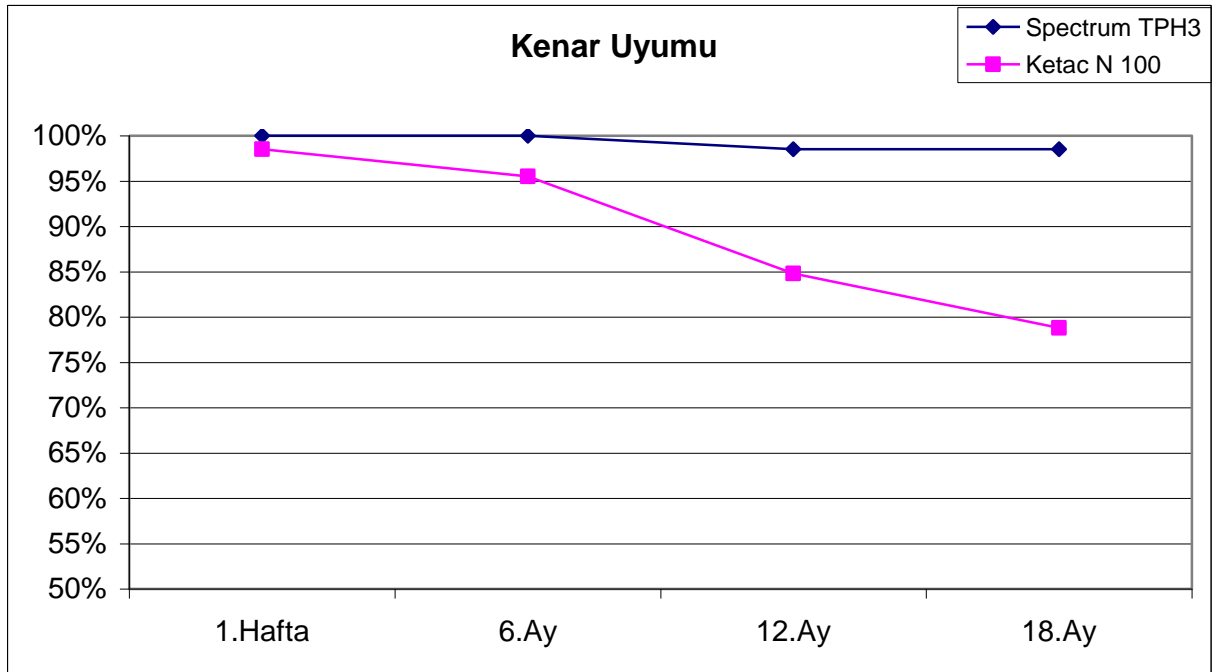
Resim 30c. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi (12. Ay)



Resim 30d. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form-aşınma değerlendirilmesi (18. Ay)

Tablo 25. Materyallerin kenar uyum sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)

| Kenar Uyumu | | Ketac N 100 | | Spectrum TPH ³ | | p |
|-------------|---------|-------------|-------|---------------------------|--------|---------------|
| | | n | % | n | % | Ki-kare |
| 1. Hafta | Alfa | 65 | 98,5% | 66 | 100,0% | $\chi^2:1$ |
| | Bravo | 1 | 1,5% | 0 | 0,0% | p=0,315 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 6. Ay | Alfa | 63 | 95,5% | 66 | 100,0% | $\chi^2:3,07$ |
| | Bravo | 3 | 4,5% | 0 | 0,0% | p=0,08 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 12. Ay | Alfa | 56 | 84,8% | 65 | 98,5% | $\chi^2:8,03$ |
| | Bravo | 10 | 15,2% | 1 | 1,5% | p=0,005 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 18. Ay | Alfa | 52 | 78,8% | 65 | 98,5% | $\chi^2:10,8$ |
| | Bravo | 14 | 21,2% | 1 | 1,5% | p=0,001 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |



Grafik 9. Materyallerin kenar uyumu parametre “Alfa” skorumlarının dağılımı

Ketac N 100 materyalinin kenar uyumu skorları incelendiğinde, 1. hafta kontrolünde 1 restorasyonun, 6. ay kontrolünde 3 restorasyonun, 12. ay kontrolünde 10 restorasyonun, 18. ay kontrolünde ise 14 restorasyonun Bravo olarak skorlandığı belirlenmiştir. Diğer tüm restorasyonlar Alfa olarak skorlanmıştır.

Spectrum TPH³ materyalinin kenar uyumu skorlarına bakıldığında ise 1. hafta ve 6. ay kontrollerinde tüm restorasyonların Alfa olarak skorlandığı; 12. ve 18. ay kontrollerinde ise birer restorasyonun Bravo olarak skorlandığı saptanmıştır. Diğer tüm restorasyonlar Alfa olarak skorlanmıştır.

Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ materyallerinin kenar uyumu skorları karşılaştırıldığında 1. hafta ve 6. ay değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.005$), 12. ve 18. ay değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu saptanmıştır ($p<0.01$).

ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre; her iki materyal kenar uyumu açısından değerlendirildiğinde 18. ay klinik başarısı %100 olarak belirlenmiştir (128).



Resim 31a. 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi
(1. Hafta)



Resim 31b. 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi
(6. Ay)



Resim 31c. 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi
(12. Ay)



Resim 31d. 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi
(18. Ay)



Resim 32a. 36 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi (1. Hafta)



Resim 32b. 36 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi (6. Ay)



Resim 32c. 36 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi (12. Ay)



Resim 32d. 36 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi (18. Ay)

Tablo 26. Materyallerin ikincil çürük gelişme sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)

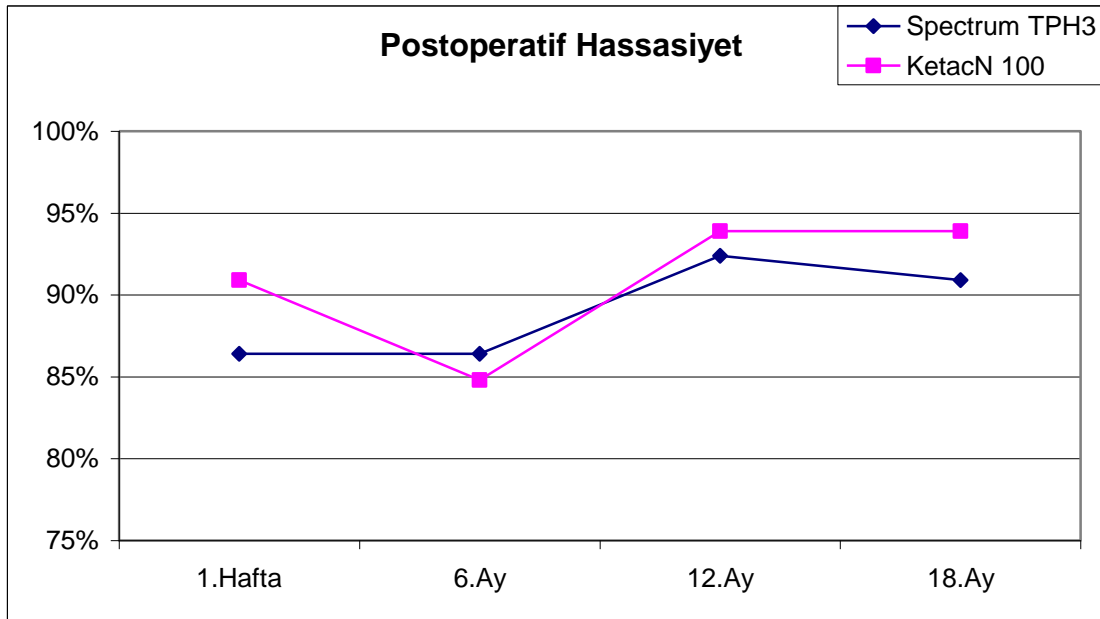
| İkincil Çürük Görülmesi | | Ketac N 100 | | Spectrum TPH ³ | |
|-------------------------|---------|-------------|--------|---------------------------|--------|
| | | n | % | n | % |
| 1. Hafta | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% |
| 6. Ay | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% |
| 12. Ay | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% |
| 18. Ay | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% |

Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ materyallerinin ikincil çürük gelişme skorları 1. hafta, 6., 12. ve 18. ay kontrollerinde tüm restorasyonlar için Alfa olarak skorlanmıştır.

ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre; her iki materyal de ikincil çürük açısından değerlendirildiğinde 18. ay klinik başarıları %100 olarak belirlenmiştir (128).

Tablo 27. Materyallerin postoperatif hassasiyet sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)

| Postoperatif Hassasiyet | | Ketac N 100 | | Spectrum TPH ³ | | p |
|-------------------------|---------|-------------|-------|---------------------------|-------|----------------|
| | | n | % | n | % | |
| 1. Hafta | Alfa | 60 | 90,9% | 57 | 86,4% | $\chi^2:0,677$ |
| | Bravo | 6 | 9,1% | 9 | 13,6% | p=0,411 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 6. Ay | Alfa | 56 | 84,8% | 57 | 86,4% | $\chi^2:0,061$ |
| | Bravo | 10 | 15,2% | 9 | 13,6% | p=0,804 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 12. Ay | Alfa | 62 | 93,9% | 61 | 92,4% | $\chi^2:0,119$ |
| | Bravo | 4 | 6,1% | 5 | 7,6% | p=0,433 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 18. Ay | Alfa | 62 | 93,9% | 60 | 90,9% | $\chi^2:1,73$ |
| | Bravo | 4 | 6,1% | 6 | 9,1% | p=0,511 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |



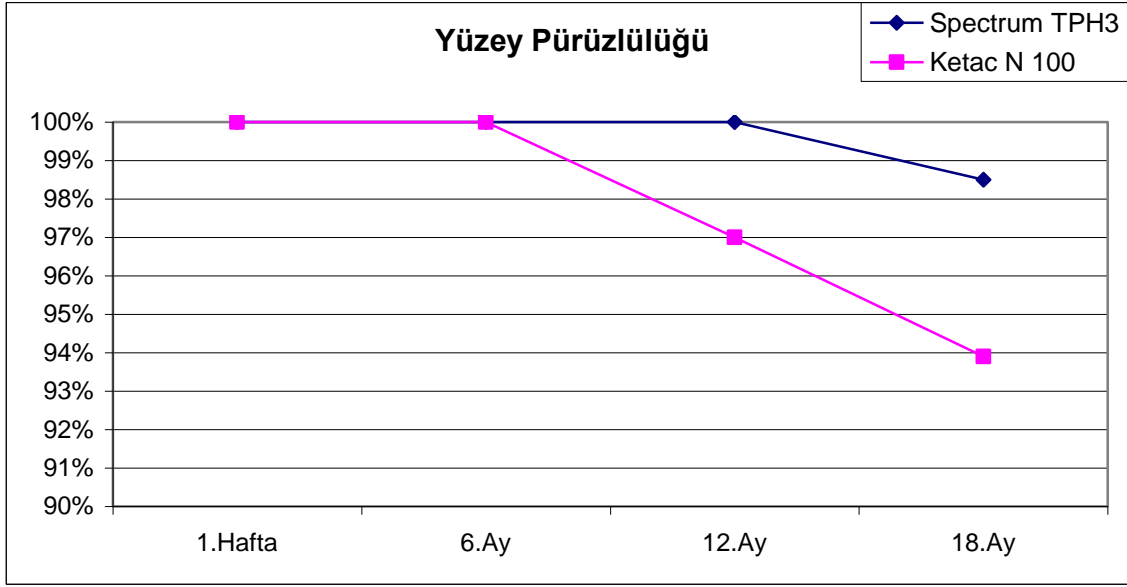
Grafik 10. Materyallerin postoperatif hassasiyet parametre “Alfa” skora sonuçlarının dağılımı

Ketac N 100 materyalinin postoperatif hassasiyet skorları incelendiğinde 1. hafta kontrolünde 6 restorasyonun, 6. ay kontrolünde 10 restorasyonun, 12. ve 18. ay kontrolünde ise 4 restorasyonun Bravo olarak skorlandığı görülmüştür. Diğer tüm restorasyonlar Alfa olarak skorlanmıştır. Spectrum TPH³ materyalinin postoperatif hassasiyet skorlarına bakıldığında ise 1. hafta ve 6. ay kontrolünde 9 restorasyonun, 12. ay kontrolünde 5 restorasyonun, 18. ay kontrolünde ise 6 restorasyonun Bravo olarak skorlandığı saptanmıştır. Diğer tüm restorasyonlar Alfa olarak skorlanmıştır. Ketac N 100 ve Spectrum TPH³'ün postoperatif hassasiyet skorlamaları birbirleriyle karşılaştırıldığında aralarındaki farkın tüm kontrol randevularında istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır (p>0.05).

ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre; her iki materyalin postoperatif hassasiyet açısından değerlendirildiğinde 18. ay klinik başarıları %100 olarak belirlenmiştir (128).

Tablo 28. Materyallerin yüzey pürüzlülük sonuçları ve yüzdeleri (n= 66)

| Yüzey Pürüzlülüğü | | Ketac N 100 | | Spectrum TPH ³ | | p |
|-------------------|---------|-------------|--------|---------------------------|--------|----------------------|
| | | n | % | n | % | Ki-kare |
| 1. Hafta | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% | |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 6. Ay | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% | |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 12. Ay | Alfa | 64 | 97% | 66 | 100,0% | X ² :2,03 |
| | Bravo | 2 | 3,0% | 0 | 0,0% | p=0,154 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 18. Ay | Alfa | 62 | 93,9% | 65 | 98,5% | X ² :1,87 |
| | Bravo | 4 | 6,1% | 1 | 1,5% | p=0,171 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |



Grafik 11. Materyallerin yüzey pürüzlülük parametre “Alfa” skorumlarının dağılımı

Ketac N 100 materyalinin yüzey pürüzlülüğü skorlarının 1. hafta ve 6. ay kontrollerinde tüm restorasyonlarda Alfa olarak skorlandığı belirlenirken; 12. ayda 2 restorasyonun, 18. ay kontrolünde ise 4 restorasyonun Bravo olarak skorlandığı belirlenmiştir. Diğer tüm restorasyonlar Alfa olarak skorlanmıştır.

Spectrum TPH³ materyalinin yüzey pürüzlülük skorlarına bakıldığında ise tüm restorasyonların 1. hafta, 6. ve 12. ay kontrollerindeki skorlarının Alfa olduğu saptanmıştır. 18. ay kontrolünde ise sadece 1 restorasyonun Bravo olarak skorlandığı belirlenmiştir. Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ materyallerinin yüzey pürüzlülük skorları birbirleriyle karşılaştırıldığında tüm kontrol randevularında aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır ($p>0.05$).

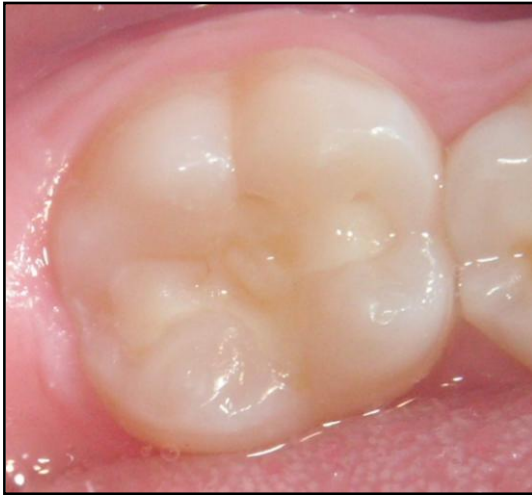
ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre; her iki materyalin yüzey pürüzlülüğü değerlendirildiğinde 18. ay klinik başarıları %100 olarak belirlenmiştir (128).



Resim 33a. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun yzey pürzlülüğünün değerlendirilmesi (1. Hafta)



Resim 33b. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun yzey pürzlülüğünün değerlendirilmesi (6. Ay)



Resim 33c. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun yzey pürzlülüğünün değerlendirilmesi (12. Ay)



Resim 33d. 36 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun yzey pürzlülüğünün değerlendirilmesi (18. Ay)



Resim 34a. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi
(1. Hafta)



Resim 34b. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi
(6. Ay)



Resim 34c. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi
(12. Ay)

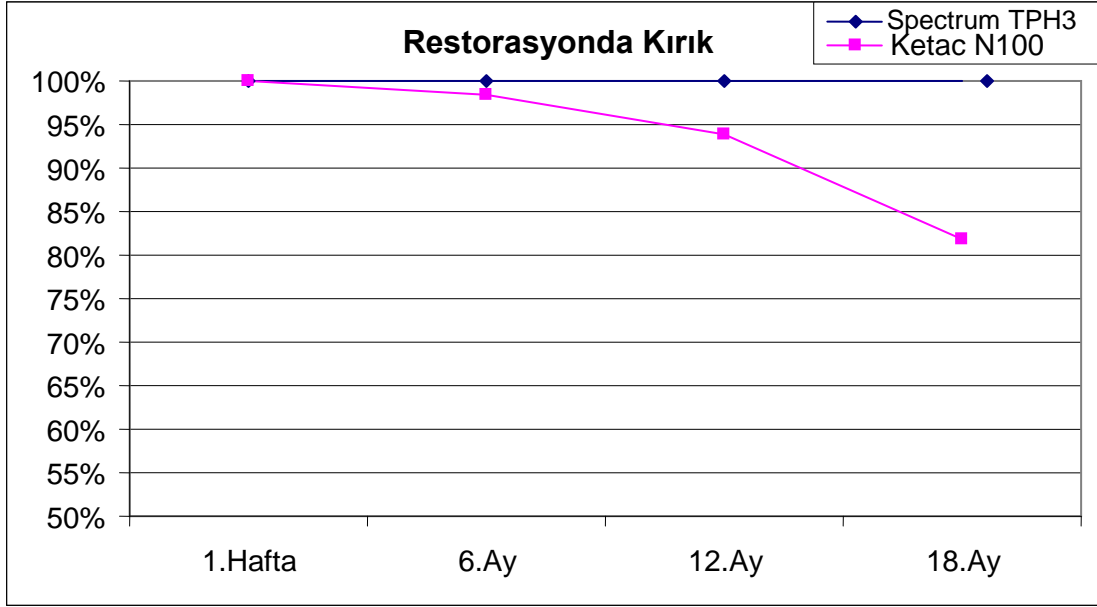


Resim 34d. 46 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi
(18. Ay)

66 hastadan Ketac N 100 ile restore edilen 3 dişte porozite ile karşılaşılmıştır. Bu restorasyonlarda belirlenen porozite 6. ay kontrollerinde fark edilmiştir. Restorasyonların 12. ve 18. ay kontrollerinde bu porozitelerin çiğneyici kuvvetlerin etkisi ile genişlediği gözlemlenmiştir. (Resim 33 a,b,c,d)

Tablo 29. Restorasyonlarda kırık meydana gelme sonuçları ve yüzdeleri

| Restorasyonda Kırık | | Ketac N 100 | | Spectrum TPH ³ | | p |
|---------------------|---------|-------------|--------|---------------------------|--------|---------------|
| | | n | % | n | % | Ki-kare |
| 1. Hafta | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% | |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 6. Ay | Alfa | 65 | 98,5% | 66 | 100,0% | $\chi^2:1,08$ |
| | Bravo | 1 | 1,5% | 0 | 0,0% | p=0,315 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 12. Ay | Alfa | 62 | 93,9% | 66 | 100,0% | $\chi^2:4,12$ |
| | Bravo | 4 | 6,1% | 0 | 0,0% | p=0,042 |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% | |
| 18. Ay | Alfa | 54 | 81,8% | 66 | 100,0% | |
| | Bravo | 11 | 16,7% | 0 | 0,0% | $\chi^2:13,2$ |
| | Charlie | 1 | 1,5% | 0 | 0,0% | p=0,001 |



Grafik 12. Restorasyonlarda kırık meydana gelme parametresi “Alfa” skorlama sonuçlarının dağılımı

Ketac N 100 restorasyonlarında kırık meydana gelme skorları 1. hafta kontrolünde tüm restorasyonlar için Alfa olarak belirlenirken; 6. ay kontrolünde 1 restorasyonun, 12. ay kontrolünde 4 restorasyonun, 18. ay kontrolünde ise 11 restorasyonun Bravo, 1 restorasyonun ise Charlie olarak skorlandığı saptanmıştır. Diğer tüm restorasyonlar Alfa olarak skorlanmıştır.

Spectrum TPH³ restorasyonlarında kırık meydana gelme skorlarına bakıldığında ise tüm restorasyonların 1. hafta, 6., 12. ve 18. ay kontrollerinde Alfa olarak skorlandığı belirlenmiştir. Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ restorasyonlarında kırık meydana gelme skorları birbirleriyle karşılaştırıldığında 1. hafta ve 6. ay değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülürken ($p>0.05$); 12. ay değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu ($p<0.05$), 18. ay değerleri arasındaki farkın ise istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olduğu saptanmıştır ($p<0.001$).

ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre; Ketac N 100 materyali restorasyonda kırık açısından değerlendirildiğinde 18. ay klinik başarısı %98.5, Spectrum TPH³ materyali ise %100 olarak belirlenmiştir (128).



Resim 35a. 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (1. Hafta)



Resim 35b. 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (6. Ay)



Resim 35c. 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (12. Ay)



Resim 35d. 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (18. Ay)



Resim 36a. 36 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (1. Hafta)



Resim 36b. 36 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (6. Ay)



Resim 36c. 36 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (12. Ay)



Resim 36d. 36 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun restorasyonda kırığın değerlendirilmesi (18. Ay)

Tablo 30. Materyallerin oklüzal kontak sonuçları ve yüzdeleri (n=66)

| Oklüzal Kontak | | Ketac N 100 | | Spectrum TPH ³ | |
|----------------|---------|-------------|--------|---------------------------|--------|
| | | n | % | n | % |
| 1. Hafta | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% |
| 6. Ay | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% |
| 12. Ay | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% |
| 18. Ay | Alfa | 66 | 100,0% | 66 | 100,0% |
| | Bravo | 0 | 0% | 0 | 0% |
| | Charlie | 0 | 0% | 0 | 0% |

Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ materyallerinin oklüzal kontak skorları 1. hafta, 6. , 12. ve 18. ay kontrollerinde tüm restorasyonlarda Alfa olarak belirlenmiştir.

ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre; her iki materyal oklüzal kontak açısından değerlendirildiğinde 18. ay klinik başarıları %100 olarak belirlenmiştir (128).



Resim 37a. 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontakın değerlendirilmesi
(1. Hafta)



Resim 37b. 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontakın değerlendirilmesi
(6. Ay)



Resim 37c. 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontakın değerlendirilmesi
(12. Ay)



Resim 37d. 46 no'lu dişteki Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontakın değerlendirilmesi
(18. Ay)



Resim 38a. 36 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontağın değerlendirilmesi (1. Hafta)



Resim 38b. 36 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontağın değerlendirilmesi (6. Ay)



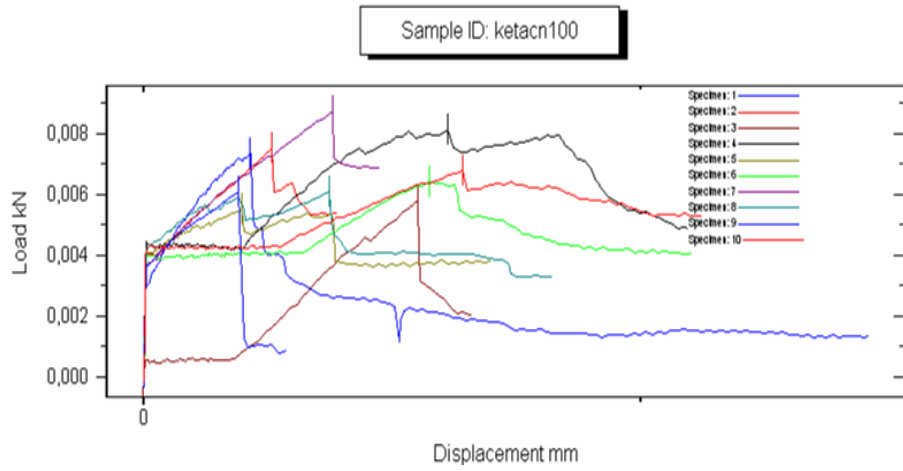
Resim 38c. 36 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontağın değerlendirilmesi (12. Ay)



Resim 38d. 36 no'lu dişteki Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonun oklüzal kontağın değerlendirilmesi (18. Ay)

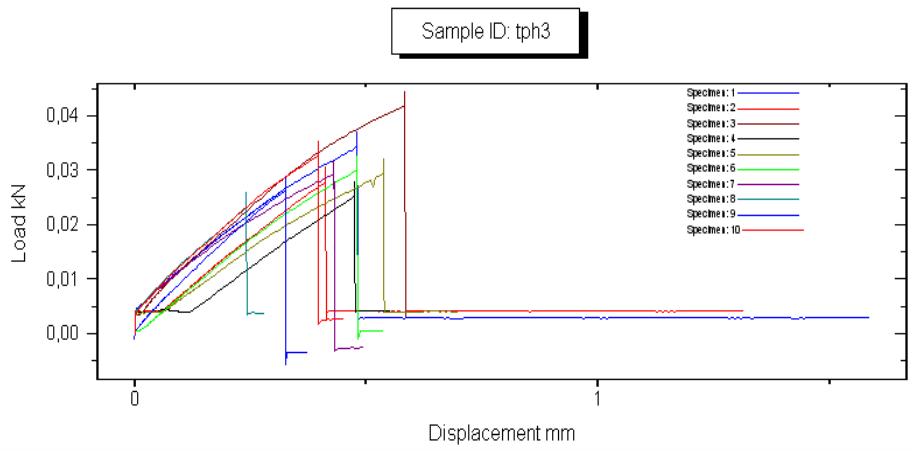
18. ay klinik takip çalışmasının sonucunda ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre; Modifiye USPHS kriterlerine uygun olarak skorladığımız dokuz klinik parametre açısından Spectrum TPH³'ün klinik başarısı %100, Ketac N 100 materyalinin ise %98,5 olarak belirlenmiştir.

Ketac N 100 örneklerinin INSTRON cihazında üç nokta eğilme dayanımı testinin sırasında uygulanan kuvvet karşısında örneklerde meydana gelen defleksiyon miktarı **Grafik 13** 'te görülmektedir. Deney sırasında Ketac N 100 örneklerinde küçük çatlakların olduğu ve sonrasında kırıldıkları görülmüştür. Spectrum TPH³'e oranla ani bir kırılma belirlenmemiştir.



Grafik 13. Ketac N 100 örneklerinin üç nokta eğilme dayanımı testi

Spectrum TPH³ örneklerinin INSTRON cihazında üç nokta eğilme dayanımı testi sırasında uygulanan kuvvet karşısında örneklerde meydana gelen defleksiyon miktarı **Grafik 14**'te görülmektedir. Spectrum TPH³ örneklerinin deney sırasında aniden kırıldığı ve daha az bir miktarda defleksiyona uğradığı gözlenmiştir.



Grafik 14. Spectrum TPH³ örneklerinin üç nokta eğilme dayanımı testi

5. TARTIŞMA

Restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinin incelendiği in-vitro çalışmalar, aynı amaçla kullanılan farklı restoratif materyallerin kullanımı ve güvenilirlikleri konularında bilgiler sağlamaktadır (135). Klinik takip çalışmaları ise materyalleri ısı ve pH değişimleri, çiğneme kuvvetleri, oklüzal kontak ve ağız sıvılarının mevcudiyeti gibi ağız ortamındaki tüm değişkenleri göz önüne alarak inceleyen ve materyallerin ağız ortamındaki klinik başarıları, kullanım kolaylıkları ve maliyetleri konularında diş hekimlerine değerli bilgiler kazandıran çalışmalardır (135,136). Yapılan birçok in-vitro çalışmalarda araştırmacılar elde ettikleri sonuçların klinik takip çalışmaları ile desteklenmesi gerektiğini bildirmişlerdir (137).

1960 yılında KR'ler, silikat simanlara alternatif olarak silikat simanların yapılarında değişiklikler yapılmasıyla geliştirilmişlerdir (138). Yapılan bu değişikliklerin amacı; hem ön hem de arka bölgedeki dişlerde kullanılabilecek, fiziksel özellikleri amalgama benzeyen, silikat simanların da estetik özelliklerini koruyan alternatif bir materyal geliştirmektir (50). 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından geliştirilen GCİS'lar ise florid iyonu salınımı yapabilmeleri, antikariyojenik etkileri, diş dokularına kimyasal olarak bağlanmaları gibi olumlu özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen materyaller olmuşlardır (3).

Estetik beklentilerin sadece yetişkin hastalarda değil; çocuk hastalarda da artması nedeniyle diş renginde restorasyonlar daha sıklıkla tercih edilir hale gelmiştir (139). Cam iyonomerlerin aşınma dirençlerinin düşük, kırılma dirençlerinin yüksek olması gibi dezavantajları nedeniyle yapılarına rezin ilave edilerek olumlu özelliklerinin korunması, fiziksel özelliklerinin ise iyileştirilmesine çalışılmaktadır (140). Son yıllarda nano teknolojinin gelişmesi ile birlikte KR'lerin ve RMCİS'ların yapısına nano büyüklükteki inorganik partiküller ilave edilerek, materyallerin fiziksel ve yüzey özelliklerinin daha da iyileştirilmesi amaçlanmıştır. (141).

Diş hekimliğinde kullanıma yeni sunulmuş, en son teknolojiye üretilen restoratif materyallerin fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin incelenmesi amacıyla klinik takip çalışmalarından önce laboratuvar çalışmalarının yapılması önerilmektedir (7,10,135). Laboratuvar çalışmalarının sonuçları materyallerin klinik takip çalışmaları için değerli bilgiler sağlamaktadır (134). Bu çalışmada kullanılan Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ restoratif materyalleri ile ilgili firmaları tarafından yapılmış olan laboratuvar çalışmaları dışında bir in-

vitro çalışma bulunmadığından klinik takip çalışmamız sırasında her iki materyalin bazı fiziksel ve mekanik özellikleri ISO 4049:2000 standardizasyonuna uygun olarak incelenmiştir.

Restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde kullanılan anlamlı test yöntemleri eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı testleridir (98). **Prosser HJ ve ark (1986)** CIS'ların dirençlerinin belirlenmesinde en etkili yöntemin eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı testlerinin olduğunu bildirmişlerdir (142). Yapılmış olan eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı çalışmalarında farklı deney yöntemlerinin kullanıldığı görülmektedir. Bu yöntemler arasında en sık kullanılan yöntemlerin dört nokta eğilme dayanımı testi veya ISO 4049 tarafından önerilen üç nokta eğilme dayanımı testi olduğu görülmektedir (98,111,112,143-149). Ayrıca ISO 4049:2000, ISO 4049:1988, ANSI/ADA No:27 (1993) (American National Standards Institute) gibi farklı standardizasyon yöntemlerinin veya ANSI/ADA No:27 (1993) ve ISO 4049'ün birlikte kullanıldığı çalışmaların da olduğu görülmektedir (95,98,111,112,145-149). Çalışmamızın eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı testleri ISO 4049:2000 standardizasyonuna uygun olarak üç nokta eğilme dayanımı testi kullanılarak yapılmıştır.

Muench A ve ark (2005) farklı boyutlarda hazırlamış oldukları örneklerin eğilme dayanımlarını incelemiş oldukları çalışmalarında, örneklerin her iki yüzeyinin de polimerize edildiği takdirde örnek boyutlarının farklı olmasının eğilme dayanımlarını etkilemediğini bildirmişlerdir (145). Çalışmamızda eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı ölçümleri için hazırlanması gereken örnekler bu konuda yapılmış olan birçok çalışmaya benzer olarak 25x2x2 boyutlarında hazırlanmıştır (3,95,98,112,146-149).

Farklı restoratif materyallerin eğilme dayanımları ve esneklik katsayılarının incelenmiş olduğu çalışmalarda, örneklerin hazırlanmasında paslanmaz çelik, cam, pleksi cam, veya teflon kalıpların kullanıldığı görülmektedir (3,34,111,112,143,148). **Saskalauskaitė E ve ark (2008)** ise örneklerin kalıplardan çıkarılırken kırılmalarını engellemek amacıyla silikon ölçü materyalinden hazırladıkları kalıpları kullandıklarını bildirmişlerdir (147). Çalışmamızda ISO 4049:2000'e uygun olarak paslanmaz çelik kalıplar kullanılmıştır.

Eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı ile ilgili yapılmış olan çalışmalarda örnek sayılarının 7-20 arasında değişen farklı sayılarda olduğu görülmektedir

(3,111,112,143,145,146,149). Çalışmamızda her bir materyalden 10'ar adet örnek hazırlanmıştır.

Materyallerin eğilme dayanımı ve esneklik katsayılarının belirlenmesinde kullanılan üç nokta eğilme dayanımı testinde kullanılan çubuk şeklindeki örneklerin hazırlanmalarının zor olduğu ve sıklıkla örneklerde defektlerin meydana geldiği bildirilmektedir (150). **Kanchanasita W ve ark (1998)** RMCİS'ların eğilme dayanımlarını dört nokta eğilme dayanımı testini uygulayarak inceledikleri çalışmalarında örneklerin hazırlanmasının zor olduğunu, örneklerde hava kabarcıkları ve defektler ile sıklıkla karşılaştıklarını bildirmişlerdir (143). Çalışmamızda da bu durum göz önüne alınarak fazla sayıda örnek hazırlanmıştır.

Eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı ölçümlerinde INSTRON 4042, INSTRON 4411 gibi farklı INSTRON cihaz modelleri kullanıldığı, deney hızının da 0.5 mm/dk veya 1 mm/dk olarak belirlendiği görülmektedir (3,98,111,112,145,147-149). Çalışmamızda materyallerin eğilme dayanımlarının ölçümünde INSTRON 3345 (3345J7324, USA) cihazı kullanılmış ve deney hızı da ISO 4049:2000'e uygun olacak şekilde 0.75 mm/dk olarak belirlenmiştir. Eğilme dayanımı değerleri MPa, esneklik katsayısı değeri ise GPa olarak kaydedilmiştir.

Farklı restoratif materyallerin esneklik katsayısı ve eğilme dayanımı ölçümlerinin yapıldığı çalışmalarda 37 C°'lik distile suda farklı sürelerde bekletildiği görülmektedir. **Sabbagh J ve ark (2002)** hazırladıkları örnekleri deney öncesinde 24 saat, 7, 28 ve 180 gün süresince oda sıcaklığında bulunan distile su içerisinde bekletirken (95); **Rodrigues Junior SA ve ark (2007)** örnekleri oda sıcaklığında bulunan distile su içerisinde 7 gün, **Cobb DS ve ark (2000)** ise 14 gün süresince (146) **Xie D ve ark (2000)** ise örnekleri 37 C°'lik distile suda 7 gün bekletmişlerdir (98). Diğer bir çok çalışmada ise hazırlanan örnekler 37 C°'lik distile suda 24 saat süresince bekletilmişlerdir (111,112,137,145,148). Çalışmamızda ISO 4049:2000'e uygun olarak örnekler kalıplardan çıkarıldıktan sonra 37 C°'lik distile suda 24 saat süresince bekletilmişlerdir.

Eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı ölçümlerinin yapıldığı çalışmalarda örneklerin her bölgesinin eşit miktarda polimerizasyonunu sağlamak amacıyla örneklerin her iki yüzeyi de merkezden başlayarak kenarlara doğru olacak şekilde üç bölgeden ayrı ayrı polimerize edilmişlerdir (95,98,111,146,148). Çalışmamızda hazırlanan örneklerin her bölgesinin eşit

miktarda polimerizasyonunu sağlamak amacıyla da aynı yöntem uygulanmış, ayrıca ISO 4049:2000'e uygun olarak halojen ışık cihazının fiber optik ucunun çapına uygun olarak hazırlanan standart özel şemalar kullanılmıştır.

Restoratif materyallerin üç nokta eğilme dayanımlarının belirlenebilmesi için standart bir deney düzeneğinin hazırlanması gerektiği yapılan çalışmalarda gösterilmektedir (3,111,147,149). Çalışmamızda da ISO 4049:2000 standardına uygun olarak hazırlanmıştır. Hazırlanan deney düzeneği önceden üç nokta eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı testleri için uygun şekilde kalibre edilmiş INSTRON 3345 (3345J7324, USA) cihazına bağlanmıştır.

Rezin esaslı restoratif materyallerin eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı, materyallerin yapısındaki inorganik partiküllerin miktarına ve dağılımına, monomer kompozisyonuna, polimerizasyon derecesine ve materyalin yüzeyindeki defekt veya boşluk gibi düzensizliklerin bulunmasına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (98,151,152,153).

Kanchanasita W ve ark (1998) RMCİS'ların eğilme dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında; 25x2x2 boyutlarında hazırlanan örneklerin eğilme dayanımlarının her iki yüzeyinden de polimerize edilmelerinin, tek yüzeyden polimerize edilen örneklere oranla eğilme dayanımlarının olumlu yönde etkilendiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar, 2 mm'lik kalınlığa sahip olan örneklerin sadece tek yüzeyden polimerize edilmelerinin yetersiz polimerizasyona neden olduğunu savunmaktadırlar (143). GCİS ve RMCİS'ların eğilme dayanımı ve esneklik katsayılarını inceleyen bazı çalışmalarda da materyallerin yeterli fotopolimerizasyonlarının mekanik özelliklerini olumlu yönde etkilediği bildirilmektedir (3,147). Çalışmamızda, hazırlanan örneklerin her bölgesinin eşit miktarda polimerizasyonunu sağlamak amacıyla ışık cihazının fiber optik ucuna uygun olarak hazırlanmış şemalar ile tüm örnekler her iki yüzeyden de polimerize edilmişlerdir.

Cobb DS ve ark (2000) üç tepilebilir kompozit (Alert, SureFil, Solitaire), bir hibrit kompozit (TPH Spectrum) ve bir mikrofil KR'in (Heliomolar) eğilme dayanımını inceledikleri çalışmalarında; TPH Spectrum'un eğilme dayanımının diğer rezin esaslı materyallerden daha yüksek olduğunu belirlemişlerdir (146).

Sabbagh J ve ark. (2002) 26 hibrit KR, mikrofill KR, iki kimyasal sertleşen KR ve üç PMKR materyallerinin esneklik katsayılarını inceledikleri çalışmalarında; aynı kategoride

bulunan materyallerin esneklik katsayılarının birbirlerinden farklı olabildiğini ve bu farkın kompozit materyallerinin monomer tipi, inorganik partiküllerin tipi ve şekli gibi farklılıklardan kaynaklandığını bildirmişlerdir (95).

Ersoy M ve ark (2004) iki tepilebilir KR (Filtek P-60, Solitaire 2), bir florid salınımı yapan KR (Ariston AT), iki hibrit KR'in (Charisma, Filtek Z-250) esneklik katsayısı, eğilme dayanımı, polimerizasyon büzülmesi, polimerizasyon derinliği ve mikrosertliklerini inceledikleri çalışmalarında; istatistiksel olarak en yüksek eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı değerini Filtek Z-250 hibrit KR'in sahip olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, Filtek Z-250'in yüksek eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı sonuçlarını materyalin moleküler ağırlığının yüksek olmasına (%82) ve yapısındaki inorganik doldurucu partiküllerin de hacimce fazla olmasına bağlamışlardır (148). Çalışmamızda kullandığımız submikron hibrit KR materyalinin eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı değerleri ise daha düşük olarak belirlenmiştir. Bu durumu, Spectrum TPH³'ün yapısındaki inorganik partikül yüzdesinin, Filtek Z-250'den daha az olmasına bağlamaktayız.

Civelek A ve ark (2005)'nin akışkan kompozit (Filtek Flow), PMKR (F2000), florid salınımı yapan KR (Ariston AT), mikrofill KR (Filtek A110) ve hibrit KR'in (Filtek Z-250) esneklik katsayısı ve polimerizasyon büzülmelerini inceledikleri çalışmalarında; en yüksek esneklik katsayısı değerini PMKR, en düşük değeri ise mikrofill ve akışkan KR göstermiştir. PMKR'in eğilme dayanımı değeri ise çalışmamızdaki submikron hibrit kompozitten daha yüksek olarak belirlenmiştir. Araştırmacılar, ağız ortamındaki oklüzal kuvvetler ve sert doku konfigürasyonundaki farklılıklar nedeniyle restorasyonun bağlanma değerlerinin değerlendirilebilmesi için elde ettikleri laboratuvar sonuçlarının klinik takip çalışmaları ile desteklenmesi gerektiğini bildirmişlerdir (137).

Rezin esaslı restoratif materyallerin sadece inorganik partikül miktarı değil partiküllerin büyüklükleri ve tipleri de eğilme dayanımı ve esneklik katsayısını etkilemektedir. **Muench A ve ark (2005)**'nin mikrofill KR materyalinin (Heliomolar) eğilme dayanımını inceledikleri çalışmalarında; eğilme dayanımını 92.3 MPa olarak belirlemişlerdir (145). Mikrofill KR'in yapısındaki ağırlıkça inorganik partikül miktarı, çalışmamızda kullandığımız nano partiküllü KR materyali olan Spectrum TPH³ ile aynı (%77) olmasına rağmen Heliomolar'ın eğilme dayanımı değeri daha düşük olarak belirlenmiştir. Bu durum her iki

kompozitin yapısında bulunan inorganik partiküllerin farklı tip ve büyüklükte olması ile açıklanabilir.

Rezin esaslı restoratif materyallerin kompozisyonları, eğilme dayanımı ve esneklik katsayılarını doğrudan etkileyen faktörlerden biridir. **Rodrigues Junior SA ve ark (2007)** beş farklı KR (Supreme, Esthet-X, Z-250, Charisma, Heliobond) materyalinin eğilme dayanımlarını ve esneklik katsayılarını ISO 4049:2000'a göre üç nokta eğilme dayanımı testi ile inceledikleri çalışmalarında; esneklik katsayısı ve eğilme dayanımlarının, materyallerin içerdiği inorganik doldurucu partikül yüzdesi ile doğrudan ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, KR'lerin yapısında bulunan inorganik doldurucu partikül yüzdesi arttıkça esneklik katsayısı ve eğilme dayanımlarının da doğru orantılı bir şekilde arttığını bildirmişlerdir (98). Çalışmamızda kullandığımız KR'in yapısındaki inorganik partikül yüzdesi %77 olmasına rağmen eğilme dayanımı bu çalışmada benzer oranda inorganik partikül içeren kompozit rezin (Z-250)materyalinin sonuçlarından daha düşük, esneklik katsayısı daha yüksek bulunmuştur. Bu durumun her iki kompozit materyalinin de farklı firmalar tarafından üretilmiş olmalarına ayrıca yapılarındaki partikül büyüklüğünün ve organik matriksinin de farklı olmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Walker MP ve ark (2006) üç farklı KR materyalinden (Z-250, TPH Spectrum, Prodigy) farklı laboratuvar koşulları altında hazırlanan örneklerin esneklik katsayısı ve eğilme dayanımlarını incelemiş oldukları çalışmalarında; laboratuvar ortamındaki ısı ve nem gibi koşulların değişmesinin materyallerin esneklik katsayısı ve eğilme dayanımı sonuçlarını olumsuz yönde etkilemediğini bildirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre en yüksek esneklik katsayısı ve eğilme dayanımı gösteren materyal TPH Spectrum olmuştur (111).

Della Bona A ve ark (2008) dört farklı KR materyalinin (Filtek Z250, Amelogen, Vit-l-escence, Esthet-X) eğilme dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında; Filtek Z250 ve Esthet-X materyallerinin esneklik katsayısı değerlerini diğer KR'lerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, bu sonucu bir mikrohibrit kompozit olan Esthet-X'in yapısında bulunan inorganik partikül büyüklüğünün 1 µm'nin altında olmasına ve 0.04 µm'lik kolloidal silika ile nano büyüklükteki silika partiküller içermesine bağlamaktadırlar (112). **Ferracane JL ve ark (2003)** yapmış oldukları çalışmalarında da bu sonucu desteklemektedirler (154). Çalışmamızda kullandığımız

Spectrum TPH³'ün esneklik katsayısı değerleri, kompozisyonları benzer olan Esthet-X materyalinin esneklik katsayısı değerlerine yakın bulunmuştur.

Üçtaşlı MB ve ark (2008) bir nanohibrit (Grandio) ve bir mikrohibrit (Filtek Z-250) KR'in eğilme dayanımı ve esneklik katsayılarını inceledikleri çalışmalarında; mikrohibrit KR'in eğilme dayanımının, nanohibrit KR materyalinin eğilme dayanımından istatistiksel olarak daha yüksek olduğunu; esneklik katsayısının ise daha düşük olduğunu saptamışlardır. Mikrohibrit KR materyalinin eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı çalışmamızda kullandığımız Spectrum TPH³'den daha yüksek bulunmuştur (113).

Ilie N ve Hickel R (2009) 72 farklı hibrit kompozit, nano-hibrit, mikrofill, kondanse edilebilir kompozit, ormocer, akışkan kompozit, PMKR ve akışkan PMKR'lerin eğilme dayanımı ve esneklik katsayılarını inceledikleri çalışmalarında; eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı değerleri en yüksek bulunan materyallerin TPH Spectrum, Esthet-X, CeramX Duo, CeramX Mono olduğunu bildirilmişlerdir (155).

GCİS'ların eğilme dayanımlarının düşük, esneklik katsayılarının ise yüksek olmasından dolayı hacimsel kırılmalara yatkın oldukları bildirilmektedir. RMCİS'ların eğilme dayanımları GCİS'lardan daha yüksek, esneklik katsayıları ise daha düşüktür (31,102).

Xie D ve ark (2000) yedi farklı GCİS (Ketac-Bond, α -Silver, α -Fil, Ketac-Silver, Ketac-Fil, Ketac-Molar, Fuji II) ve üç farklı RMCİS'ın (Vitremer, Fuji II LC, Photac-Fil) eğilme dayanımlarını ve kırık yüzeylerini SEM altında inceledikleri çalışmalarında; cam iyonomer simanların yapısında bulunan cam partiküllerinin, polimer matriks ile arasındaki ilişkinin, partikül büyüklüğünün ve materyal yapısında bulunan porozite ve hava boşluklarının büyüklük ve sayısının materyalin mekanik özelliklerini etkilediğini bildirmişlerdir (3). Materyal içerisinde bulunan bu hava kabarcıklarının yetersiz polimerizasyona ve sonuç olarak materyalin mekanik özelliklerinin zayıflamasına neden olduğu bildirilmiştir (117).

Yap AUJ ve ark (2004) ormoser (Admira), giomer (Beatiful), PMKR (Dyract Extra), minifill KR (Esthet-X), RMCİS (Fuji II LC) ve yüksek viskoziteli CİS'nın (Fuji IX) esneklik katsayılarını, derinlik ölçen mikroçentik yöntemi ile belirledikleri çalışmalarında; en yüksek esneklik katsayısını yüksek viskoziteli CİS gösterirken, en düşük değeri ise ormoser göstermiştir. Araştırmacılar, yükek viskoziteli CİS'in esneklik katsayısının yüksek olmasının

materyalin yapısında rezin bulunmamasına bağlamışlardır (2). Çalışmamızda RMCİS'in esneklik katsayısı çok daha düşük yani rezin içeriği nedeniyle çok daha esnek olduğu belirlenmiştir.

Xie D ve ark (2000) yedi farklı GCİS (Ketac-Bond, α -Silver, α -Fil, Ketac-Silver, Ketac-Fil, Ketac-Molar, Fuji II) ve üç farklı RMCİS'in (Vitremer, Fuji II LC, Photac-Fil) eğilme dayanımlarını ile kırık yüzeylerini SEM altında inceledikleri çalışmalarında; RMCİS'lerin eğilme dayanımlarının GCİS'lara oranla daha yüksek olduğunu belirlemişlerdir. Araştırmacılar, materyalin mikroyapısının yoğunluğu arttıkça eğilme dayanımlarının da arttığını bildirmişlerdir. RMCİS'lerin eğilme dayanımlarının GCİS'lardan yüksek olmasında dual-cure polimerizasyonunun etkili olduğu bildirilmektedir. Çalışmada kullanılan üç farklı RMCİS içerisinden Vitremer eğilme dayanımı en yüksek olan materyal olarak belirlenmiştir. Bu sonucu, materyalin yapısındaki cam partiküller ile polimer matriks arasındaki başarılı uyuma bağlamışlardır (3). Çalışmamızda kullandığımız Ketac N 100'ün yapısı Vitremer ile benzerlik göstermesine karşın çalışmamızda Ketac N 100'ün esneklik katsayısı daha düşük olarak belirlenmiştir. Bu sonucu RMCİS'lerin farklı toz/likit oranlarında karıştırılmasının materyalin mekanik özelliklerinde etkili olduğunu düşünmekteyiz. *Yap AU ve ark (2001)*'da CİS'lerin mekanik özelliklerinin, materyalin toz/likit oranındaki artış ile pozitif yönde arttığını bildirmişlerdir (156). Araştırmacılar çalışmalarında Vitremer'in toz/likit oranını 2.5/1 şeklinde karıştırırken çalışmamızda ise Ketac N 100'ün her iki patı 1.3/1 oranında karıştırılmıştır.

Azillah MA ve ark (1998) GCİS (Opusfil), cam sermet siman (Opus Silver) ve RMCİS (Fuji II LC) uzun dönem eğilme dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında; RMCİS'in 14. ve 56. günler arasında en yüksek eğilme dayanımı değerini gösterirken; 100. ve 130. günlerde eğilme dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşük olduğu gözlenmiştir. Araştırmacılar, erken dönemde eğilme dayanımındaki artışını materyalin yapısında devam eden asit-baz reaksiyonuna; ilerleyen günlerde eğilme dayanımında gözlenen düşüşü ise RMCİS'lerin su emilimlerinin fazla olmasına bağlamışlardır (144).

Cattani-Lorente MA ve ark (1999) farklı saklama koşullarında muhafaza ettikleri 5 RMCİS'in (Fuji II LC, Vitremer, Photac Fil, Vivaglass, Photac-Bond) üç farklı saklama ortamında (kuru, nemli, distile su) bekletilmeleri sırasındaki su emilimlerinin, materyallerin fiziksel özellikleri üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında; kuru ortamda bekletilen

örneklerin eğilme dayanımı ve esneklik katsayısı değerlerinin nemli ortamda ve distile suda bekletilen örneklerin eğilme dayanımı ve esneklik katsayılarına oranla anlamlı derecede düşüş olduğu saptanmıştır. Suda bekletilen RMCİS örneklerinin plastikleştiği ve kırılma öncesinde daha yüksek oranda deformasyona uğradıkları belirtilmiştir. Kuru ortamda bekletilen örneklerin ise daha kırılğan oldukları ancak daha az oranda deformasyon göstererek kırıldıkları bildirilmiştir (68). Çalışmamızda 15 dk süresince distile suda bekletilen nano-iyonomer örneklerinin plastikleştiği ve kırma deneyi sırasında deformasyona uğradıkları gözlenmiştir. KR örneklerinin ise deforme olmadan kırıldıkları görülmüştür.

Çalışmamızda kullandığımız materyallerden Spectrum TPH³'ün esneklik katsayısının üretici firma tarafından açıklanan değeri 8-10 GPa arasında olduğu ve çalışma sonuçlarımız ile benzerlik gösterdiği görülmüştür. Ketac N 100'ün üretici firma tarafından bildirilen eğilme dayanımı 50-60 MPa arasında iken; çalışmamızda %50 oranında daha düşük bir sonuç elde edilmiştir.

ISO 4049:2000'e göre oklüzal kaviteletin restorasyonunda uygun olan rezin esaslı restoratif materyallerin eğilme dayanımlarının en az 80 MPa olması gerektiği bildirilmektedir (96). Çalışmamızda Spectrum TPH³'ün eğilme dayanımı 108.62 MPa, Ketac N 100'ün ise 25.79 MPa olarak belirlenmiştir. Spectrum TPH³'ün eğilme dayanımı açısından ISO standartlarına uygun olduğu, Ketac N 100'ün ise uygun olmadığı görülmüştür.

Restorasyon materyallerinin su emilimi ve su çözünürlüğü ile ilgili yapılmış olan çalışmalarda farklı standardizasyon yöntemlerinin kullanıldığı görülmektedir. Çalışmalarda genellikle polimer esaslı restoratif materyallerin laboratuvar çalışmaları için önerilen ISO 4049:2000, ISO 4049:1988 veya ISO 4049:1994'ün kullanıldığı, bazı çalışmalarda ise ISO 4049'a ek olarak ADA'nın çinko fosfat simanlar için belirlediği No:8 (1978) veya ADA'nın doğrudan uygulanan rezin restoratif materyaller için belirlediği No:27 (1977) standardizasyon yöntemlerinin kullanıldığı görülmektedir (71,82,90,113,157-160). Çalışmamızın tüm laboratuvar aşamaları, ISO tarafından polimer esaslı restoratif materyallerin laboratuvar çalışmaları için önerilen ve 2000 yılında yenilenen ISO 4049:2000 kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Rezin esaslı materyallerin su emilimi ve su çözünürlük değerlerinin bildirilmesinde farklı birimlerin tercih edildiği görülmektedir (88,90,159).

Ayna BE ve ark (2006) farklı restoratif materyallerin su emilimi ve su çözünürlüklerini inceledikleri çalışmalarında kullandıkları standardizasyon yöntemini bildirmediikleri, birim olarak da mg/mm^3 'ü kullandıkları görülmüştür (88). *Sevilmiş HH ve Bulucu B (2007)*'nin farklı restoratif materyallerin su emilimlerini inceledikleri çalışmalarında ADA No:27 standardizasyon yöntemini ve birim olarak da mg/cm^2 'yi kullandıkları belirlenmiştir (90).

Küçükeşmen Ç ve ark (2007) farklı restoratif materyallerin ISO 4049 ve ADA No:8 kriterlerine göre su emilim ve su çözünürlük değerlerini incelemiş oldukları çalışmalarında, birim olarak $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ kullanmışlardır (160). Son yıllarda sadece ISO 4049 kriterlerine uygun olarak yapılmış olan su emilim ve su çözünürlük çalışmalarında da birim olarak $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ kullanılmıştır (83,157-161). Çalışmamızın literatürde bulunan diğer çalışmalar ile karşılaştırılabilmesi amacıyla örneklerin sabit kütle ağırlıklarındaki değişiklikler “mikrogram (μg)”, örnek hacimleri ise “milimetre küp (mm^3)” cinsinden hesaplanmış, su emilim ve su çözünürlük değerleri de $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ cinsinden kaydedilmiştir.

Rezin esaslı restoratif materyallerin su emilim ve su çözünürlüklerinin in-vitro koşullarda belirlenebilmesi amacıyla materyal örneklerinin standart boyutlarda standart kalıplar kullanılarak hazırlanmasının gerekli olduğu bildirilmektedir (162). En yaygın kullanımda olan kalıp paslanmaz çelik kalıplar olmasına rağmen teflon veya silikon lastik kalıpların da kullanıldığı çalışmalar bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda kullanılan kalıp boyutları da değişiklik göstermektedir. Çalışmaların büyük bir kısmında örneklerin ISO 4049'a uygun olarak 15 mm çapında ve 1 mm kalınlığında paslanmaz çelik kalıplar kullanılarak hazırlandığı görülmektedir (83,157-161). Çalışmamızda da su emilim ve su çözünürlük değerlerinin belirlenmesi amacıyla ISO 4049:2000 standartlarına uygun olarak $15 \pm 0,1$ mm çapında ve $1,0 \pm 0,1$ mm derinliğinde standart paslanmaz çelik kalıplar kullanılmıştır.

Farklı çalışmalarda, örneklerin su kaybetmeleri amacıyla desikatör içerisinde silika jellerin veya kalsiyum sülfatın kullanılabildiği görülmektedir (87,157,161). Çalışmamızda da desikatör içerisinde silika jellerin kullanılması tercih edilmiş ve çalışma süresince desikatör içerisindeki jeller her gün yenileri ile değiştirilmiştir.

Su emilim ve su çözünürlük çalışmalarında 5-10 arasında değişen farklı sayılarda örneklerin hazırlandığı görülmektedir (71,82,83,157,159,160) ISO 4049:2000 su emilimi ve su çözünürlük deneylerinde her materyalden en az 5'er adet örnek kazırlanmasını önermektedir (96). Çalışmamızda, her materyalden hazırlanan örnek sayısı 10 olarak belirlenmiştir.

Rezin esaslı restoratif materyallerin bekletildikleri sıvıların, materyalin su emilimleri ve su çözünürlük değerleri üzerinde etkili oldukları bildirilmektedir. Bu nedenle deney süresince kullanılan solüsyon önem taşımaktadır. Su emilimi ve su çözünürlük ile ilgili olarak yapılmış olan in-vitro çalışmalarda, örneklerin distile su, deiyonize su, yapay tükürük gibi farklı sıvı solüsyonlarında bekletildikleri görülmektedir (36,67,157,159,161,163).

Nicholson JW (1992, 1997) farklı restoratif materyallerin su emilim mekanizmasını incelemiş olduğu çalışmalarında; saf suda bekletilen örneklerin su emiliminin, %0.9 ve 1M sodyum klorid solüsyonunda bekletilenlere oranla daha fazla olduğunu belirlemiştir. Araştırmacı, distile suda bekletilen örneklerin su emilim ve su çözünürlüklerinin daha fazla olmasının nedenini, sodyum klorid solüsyonlarının difüzyon katsayısının saf sudan daha yüksek olmasına bağlamaktadır. Ayrıca araştırmacı, materyalin yapısında bulunan ve suda çözünebilir organik polimerlerin, sodyum klorid gibi elektrolit içeren sıvılarda birbirleri ile sıkı bir şekilde bağlanmaları nedeniyle su geçişini engellediklerini bu nedenle de in-vitro koşullarda yüksek miktarda su emilim ve su çözünürlüğü gösteren materyallerin ağız ortamındaki tükürüğün yapısında bulunan tuz ve proteinler nedeniyle aynı derecede etkilenmeyeceğini belirtmiştir (164,165).

Gerdolle DA ve ark (2008) su emilim ve su çözünürlük testinin ağız ortamını yansıtması için örneklerin yapay tükürük içerisinde bekletilmesini önermektedir. Araştırmacılar, laboratuvar koşullarında belirlenen su çözünürlük değerlerinin ağız ortamında daha yüksek olabileceğini bildirmişlerdir. Çalışmada ağız ortamındaki koşulların, materyallerin su çözünürlüğünü arttırabileceği özellikle ağız ortamındaki pH değişimlerinin etkili olduğu bildirilmektedir. Bu nedenle araştırmacılar laboratuvar çalışmalarında; ağız ortamındaki koşulların yansıtılabilmesi amacıyla materyallerin farklı pH'lara sahip sıvı ortamlarda bekletilmesini önermektedirler (157).

Aliping-McKenzie M ve ark (2003)'nın farklı restoratif materyallerin doğal tükürük, yapay tükürük ve su gibi üç farklı sıvı solüsyonda bir yıl süresince bekletilerek su emilimlerini inceledikleri çalışmalarında; her üç solüsyon arasında materyallerin su emilimleri açısından anlamlı bir farklılık olmadığını belirlemişlerdir (166).

Materyallerin su emilim ve su çözünürlük ölçümlerinin yapıldığı çalışmalarda, ölçümlerin çalışma süresi içerisinde farklı saat ve günlerde yapıldığı izlenmektedir. Yapılan çalışmalarda materyallerin sadece su emilim ve su çözünürlüklerini bir seferlik değil; zaman karşısındaki su emilim ve su çözünürlükleri de incelenmiştir. *Oysaed H ve Ruyter IE (1986)* 37°C suda beklettikleri örnekleri 7, 28, 56, 100 ve 110. günlerde tartmışlardır (75). *Archegas LRP ve ark (2008)* ISO 4049 göre yaptıkları çalışmalarında, deiyonize suda beklettikleri örnekleri 24. saat, 7. gün ve 28. günlerde tartarak, su emilim ve su çözünürlük değerlerini belirlemişlerdir (161). *Örtengren U ve ark (2001)* ISO 4049:1988'e uygun olarak yaptıkları su emilim ve su çözünürlük çalışmalarında; iki kez deiyonize edilmiş suda beklettikleri örnekleri 4. saat, 24. saat, 7, 60 ve 180. günlerde tartmışlardır (83). *Gerdolle DA ve ark (2008)* farklı restoratif materyallerin su emilim ve su çözünürlüklerini ISO 4049:2000 göre inceledikleri çalışmalarında; örnekler distile suda 7 gün süresince bekletilip 12. saat, 24. , 36. , 48. , 96. ve 168. saatlerde tartmışlardır (157). *Üçtaşlı MB ve ark (2008)* ise farklı restoratif materyallerden hazırladıkları örneklerin su emilim ve su çözünürlüklerini belirlemek için 1. gün ve 15. günlerde tartmışlardır (113). Çalışmamızda hazırlanan örnekler ISO 4049:2000'a uygun olarak 7 gün süresince distile suda bekletilmiş ve 7 gün sonunda tartılarak su emilim ve su çözünürlük değerleri belirlenmiştir. Aynı metodoloji pek çok çalışmada kullanılmıştır (82,88,157-160,167).

Su emilim ve su çözünürlük deneylerinde örneklerin su kaybetmesi amacıyla 22 saat süresince 37 °C'de ve 2 saat süresince 23 °C'de muhafaza edilen desikatörlerde iki defa bekletilmeleri gerekmektedir. Bu işlemin yetersiz bir şekilde yapılmasının rezin esaslı materyallerin çözünürlük sonuçlarını etkileyebileceği bildirilmiştir (168).

Örneklerin birinci desikasyon işleminde yeterli sürede bekletilmemelerinin, çözünürlük sonuçlarının sadece ikinci desikasyon işlemini yansıtacağı bildirilmiştir. *Mortier E ve ark (2005)* başlangıç desikasyon işlemi yapılmış ve yapılmamış örneklerin su çözünürlük değerlerini inceledikleri çalışmalarında; birinci desikasyon işlemi yapılmamış

olan örneklerin yapılmış olanlara oranla sekiz kat daha fazla çözündüklerini belirlemişlerdir (168).

ISO 4049:2000'a göre örneklerin desikatörde kurutma işleminin ortalama iki veya üç hafta sürebileceği bildirilirken (96); *Archegas LRP ve ark (2008)* gerçekleştirdikleri pilot çalışmalarında; örneklerin birinci desikasyon işlemi sırasında su kaybetmeleri için gerekli olan ideal sürenin 60 gün olduğunu belirlemişlerdir (161). *Scarrett DC ve ark (1991)*'ları da yaptıkları çalışmalarında, başlangıç kurutma süresini 60 gün süresince sürdürmüşlerdir (169). Çalışmamızda da su çözünürlük değerlerinin etkilenmemesi amacıyla; örneklerin desikatör içerisindeki ilk kurutma işlemi 68 gün (07.02.09-15.04.09) süresince sürdürülmüştür.

Su emilim ve su çözünürlük çalışmalarında, örneklerin 60 günden daha kısa sürelerde de bekletilebildiği görülmektedir (157,160). *Gerdolle DA ve ark (2008)* dört farklı restoratif materyalinin su emilim ve çözünürlüklerini ISO 4049:2000'e göre inceledikleri çalışmalarında; örneklerin tümünü 35 gün süresince sabit ağırlığa gelinceye kadar desikatörde bekletmişlerdir (157). *Küçükşemen Ç ve ark (2007)* 5 farklı restoratif materyalin halojen ve LED ışık cihazları ile polimerize ettikten sonra materyallerin su emilim ve su çözünürlüklerini ISO 4049 ve ADA No:8'e göre inceledikleri çalışmalarında; örnekleri desikatörde birinci ve ikinci kurutma işlemi için sadece 24 saat beklettiklerini bildirmişlerdir (160). Birçok benzer çalışmada ise örneklerin desikatörde ne kadar süre ile bekletildiği belirtilmemiştir (83,159,170).

Kanchanavasita W ve ark (1997)'nın dört farklı RMCİS'nin (Vitremar, Fuji II LC, Vitrebond, Fuji Lining LC) su emilimlerini inceledikleri çalışmalarında; Fuji II LC ve Fuji Lining LC ile hazırlanan örneklerden bazılarında birinci desikasyon sırasında örnek yüzeylerinde çatlakların oluştuğunu saptamışlardır. Araştırmacılar, RMCİS'ların da GCİS'lar gibi kurutma işlemlerine hassas olduklarını ancak örnek yüzeylerinde görülen bu durumun nedenini açıklamamışlardır (67).

Çalışmamızda, birinci desikasyondan ve 7 gün distile suda bekletilmesinden sonra Ketac N 100 ile hazırladığımız örneklerin yüzeyinde çatlakların oluştuğu gözlenirken; Spectrum TPH³ ile hazırlanan örneklerin yüzeyinde çalışma süresince hiçbir değişim gözlenmemiştir. Ketac N 100 ile hazırlanan örneklerden bir tanesi ise ikinci desikasyon

sırasında örnek yüzeyinde meydana gelen parçalanma ve kopma nedeniyle çalışma dışında bırakılmıştır.

Rezin esaslı materyallerin yetersiz polimerizasyonunun, materyallerin su emilim ve su çözünürlüklerini olumsuz yönde etkilediği bilinmektedir (88,164,171). *Da Silva ve ark (2008)* KR'lerin polimerizasyon dereceleri ile su çözünürlükleri arasında ters orantılı bir ilişki olduğunu, rezin esaslı restorasyon materyallerinin polimerizasyon dereceleri azaldıkça çözünürlüklerinin arttığını bildirmişlerdir (171). *Nicholson JW (1997)* iki farklı RMCİS (Baseline VLC, Vitremer) materyalinin su çözünürlüğünü incelediği çalışmasında, materyallerin polimerizasyon süresi arttıkça su çözünürlüklerinin azaldığını bildirmiştir (164). *Ayna BE ve ark (2006)* 6 farklı restoratif materyalin su emilimi ve su çözünürlüklerini ISO 4049'a göre inceledikleri çalışmalarında; KR'lerin su emilim ve su çözünürlük değerleri arasındaki farkı materyalin yetersiz polimerizasyonuna bağlamışlardır (88).

Su emilim ve su çözünürlük deneylerinde ISO 4049:2000'a göre örneklerin laboratuvar ortamında eşit miktarda ve tam olarak polimerizasyonlarının gerçekleştirilmesi amacıyla ışık cihazının fiber optik ucunun çapına uygun olarak hazırlanmış standart şemaların kullanılması önerilmektedir (96). Restoratif materyallerin su emilim ve su çözünürlükleri ile ilgili yapılmış olan çalışmalarda da her bir örnek için polimerizasyonun standart bir şekilde gerçekleştirildiği görülmektedir (70,71,73,83).

Archegas LRP ve ark (2008) kuvarz-tungstern halojen ve LED ışık cihazları ile polimerize ettikleri üç farklı KR'in su emilimi ve su çözünürlüklerini ISO 4049'a göre inceledikleri çalışmalarında; 11 mm çapındaki ışık ucu ile örneklerin her iki yüzeyini de merkezden periferine doğru beş farklı bölgeden 20'şer sn olmak üzere polimerize etmişlerdir (161).

Gerdolle DA ve ark (2008) yapıştırma simanı olarak kullanılan iki KR, bir PMKR ve bir RMCİS'nin su emilim ve su çözünürlüklerini ISO 4049:2000'e göre inceledikleri çalışmalarında; 9 mm çapındaki halojen ışık cihazının ucuna göre örneklerin merkezinden başlayarak, periferine doğru toplamda 9 bölgenin 20'şer sn süresince polimerize edildiğini bildirmişlerdir. Ancak araştırmacılar standart bir şema kullanıp kullanmadıklarını bildirmişlerdir (157).

Çalışmamızda ISO 4049:2000'un önerileri doğrultusunda ışık cihazının fiber optik ucunun çapına uygun olarak hazırlanan standart şemalar kullanılarak örneklerin her iki yüzeyinden de merkezden periferik doğru 10 farklı bölgeden 20'şer sn olmak üzere polimerize edilmişlerdir.

Rezin esaslı restoratif materyallerin su emilim ve su çözünürlük değerleri üzerinde ışık cihazından çıkan ışık yoğunluğunun da etkili olduğu; bu nedenle polimerizasyon öncesinde ışık cihazının radyometre ile kontrol edilmesi gerektiği bildirilmektedir. Çalışmamızda her polimerizasyon öncesinde ışık miktarı halojen ışık cihazı üzerinde bulunan radyometre ile kontrol edilmiştir.

Toledano M ve ark (2003) laboratuvar ortamındaki materyallerin polimerizasyonlarının ideal şartlarda gerçekleştirilmesi nedeniyle aynı materyallerin ağız ortamındaki su çözünürlüklerinin daha yüksek olabileceğini bildirmişlerdir (87).

Rezin esaslı restoratif materyallerin su emilim ve su çözünürlüklerinin; materyaldeki organik matriksin yapısına, miktarına, inorganik doldurucu tipine, yapısındaki katalizörün tipine, konsantrasyonuna, silanizasyonun ve matriks içerisinde hava boşluklarının bulunmasına bağlı olduğu bildirilmiştir (75,172). KR'lerin yapısında bulunan organik komponentler; Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve günümüzde sıklıkla kullanılmakta olan Bis-EMA (ethoxylated bisphenol-A glycol dimethacrylate)'dır. Bis-GMA'ya benzer olan ve yapısında iki hidroksil grubu içermeyen Bis-EMA, daha düşük orandaki hidrofilik karakteri sayesinde yeni üretilen KR'lerde su emiliminin azaltılması amacıyla sıklıkla kullanılmaktadırlar (157,161).

Cattani-Lorente MA ve ark (1999) farklı saklama koşullarında muhafaza ettikleri beş farklı RMCİS'in (Fuji II LC, Vitremer, Photac Fil, Vivaglass, Photac-Bond) su emilimlerinin, materyallerin fiziksel özellikleri üzerindeki etkilerini 3 farklı GCİS (ChemFil, Fuji II, Ketac-Fil) ile karşılaştırdıkları çalışmalarında; tüm saklama koşullarının RMCİS'ların, GCİS'lara oranla daha fazla miktarda ve daha hızlı bir şekilde su emilimi gösterdiklerini bildirmişlerdir. Araştırmacılar; RMCİS'ların yapısında bulunan polikarboksilik asidin, inorganik cam partiküllerinin ve HEMA'nın fazla miktarda su emilimine neden olduğunu bildirmişlerdir (68).

Rezin esaslı materyallerin su emilim ve su çözünürlükleri; materyaldeki organik matriksin miktarına da bağlıdır. **Küçükeşmen Ç ve ark (2007)** iki farklı KR (Filtek Z-250, Filtek Supreme), iki farklı PMKR (Compoglass F, Dyract AP) ve bir RMCİS'in (Vitrebond) halojen ve LED ışık cihazları ile polimerize edildikten sonraki su emilim ve su çözünürlüklerini ISO 4049 ve ADA No:8'e göre inceledikleri çalışmalarında; KR ve PMKR materyallerinin su emilimi ve su çözünürlük değerlerinin RMCİS'lardan istatistiksel olarak daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, bu sonuç üzerinde RMCİS'in yapısında bulunan HEMA'nın bu sonuçlarda etkili olduğunu bildirmiştir (160). Bu çalışmada kullanılan RMCİS kavite lakı olarak kullanılmaktadır. Kavite lakı olarak kullanılan RMCİS'lerin yapısında yüksek oranda rezin (HEMA), düşük oranda inorganik partiküller bulunduğundan su emilim ve su çözünürlük değerlerinin daha fazla olması beklenmektedir (82,143).

Braden M ve ark (1984) ile Oysaed H ve Ruyter IE (1986) inorganik partikül yüzdesi düşük olan rezin esaslı materyallerin su emilimlerinin, inorganik partikül yüzdesi yüksek olan materyallere oranla daha fazla olduğunu bildirmişlerdir (85,173). Çalışmamızda kullanılan KR materyali olan Spectrum TPH³'ün inorganik partikül yüzdesinin ağırlıkça %77, Ketac N 100'ün ise ağırlıkça %69 olduğu üretici firmaları tarafından bildirilmektedir.

Pearson GJ (1979) rezin esaslı restorasyon materyalleri ile yapılmış olan pek çok sayıda su emilim ve su çözünürlük çalışmalarının bulunduğunu; ancak bu çalışmalarda kullanılan birim, uygulama süresi ve örneklerin boyutları arasında farklılıklar olması nedeniyle karşılaştırma yapılmasında zorluklar yaşandığını bildirmiştir (162).

KR'ler ile yapılmış olan su emilim ve su çözünürlük deneylerinin sonuçları benzerlik göstermektedir. **Archegas LRP ve ark (2008)** kuvarz-tungustern halojen ve LED ışık cihazları ile polimerize edilen üç farklı KR'in (Herculite XRV, Tetric Ceram, Filtek Z250) su emilimi ve su çözünürlüklerini ISO 4049'a göre inceledikleri çalışmalarında; KR'lerin su emilimlerini sırasıyla 15.08, 17.60, 22.61 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ olarak su çözünürlüklerini ise 0.10, 0.40, 0.32 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ olarak belirlemişlerdir (161).

Berger SB ve ark (2009) üç farklı KR materyalinin (Filtek Supreme, Esthet-X, Renamel Microfill) doldurucu partikülleri, su emilimleri ve su çözünürlüklerini inceledikleri çalışmalarında; su emilimlerini sırasıyla 17.1, 17.5, 20.3 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ olarak, su çözünürlüklerini ise -4.0, 5.8, 4.8 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ olarak belirlemişlerdir (167).

de Moraes RR ve ark (2009) nanohibrit KR (TPH³, Grandio, Premise, Concept Advanced), nanofill KR (Supreme XT) ve mikrohibrit KR'in (Z250) su emilim ve su çözünürlük değerlerini inceledikleri çalışmalarında; TPH³'ün su emilimi 26.4 µg/mm³, su çözünürlüğü ise 2.9 µg/mm³ olarak belirlenmiştir (174).

Örtengren U ve ark (2001) altı farklı KR'in (Alcaglass, C&B Cement, Sono-Cem, Targis, TPH Spectrum, Vario-Link II) su emilimi ve su çözünürlüklerini belirledikleri çalışmalarında; TPH Spectrum'un su emiliminin 15 µg/mm³'ün altında olduğunu bildirmişlerdir (83). Çalışmamızda da Spectrum TPH³'ün su emilim değeri 13.93 µg/mm³, su çözünürlük değeri ise 1.26 µg/mm³ olarak belirlenmiştir. Restoratif materyallerin su emilim ve su çözünürlükleri ile ilgili yapılmış olan çalışmaların sonuçları çalışmamızda kullandığımız submikron hibrit KR ile benzerlik göstermektedir.

Sevilmiş HH ve Bulucu B (2007) ormoser (Admira), hibrit kompozit (Composan LCM), akışkan kompozit (Flowline), posterior kompozit (Tetric Ceram HB), PMKR (Hytac), RMCİS (Photac-Fil) ve GCİS'in (Ionofil U) su emilimlerini inceledikleri çalışmalarında; en yüksek su emilim değerinin 7.1 mg/cm² olduğu ve bunu RMCİS'in gösterdiğini bildirmişlerdir (90).

Cefaly DFG ve ark (2006) iki farklı RMCİS (Vitremer, Fuji II LC) ve bir KR'in (Filtek Z 250) LED ve halojen ışık cihazları ile polimerizasyonları sonrasındaki su emilimlerinin ISO 4049'a göre inceledikleri çalışmalarında; halojen ışık cihazı ile polimerize edilen RMCİS'ların su emilimlerinin sırasıyla 152.37 ve 169.53 µg/mm³ olarak belirlerken, KR'in su emiliminin ise 25.51 µg/mm³ olduğu ve aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir (158).

Gerdolle DA ve ark (2008) yapıştırma simanı olarak kullanılan iki KR (Variolink II, Panavia F), bir PMKR (Resinomer) ve bir RMCİS'nin (Fuji Plus) su emilim ve su çözünürlüklerini ISO 4049:2000 göre inceledikleri çalışmalarında; materyallerin tümü arasından en yüksek su emilimini (230.2µg/mm³) ve su çözünürlüğünü (21.7µg/mm³) RMCİS için belirlemişlerdir. RMCİS'lar ve KR'lerdeki su emiliminin en fazla ilk 24 saat içerisinde gerçekleştiği belirtilmiştir (157).

Beriat NC ve Nalbant D (2009) üç farklı RMCİS'nin (Advance, Vitremer, Protec-Cem) su emilim ve HEMA salınım miktarlarını ölçtükleri çalışmalarında; su emilim miktarları sırasıyla 132.8, 188.9, 130.4 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ olarak belirlenmiştir. Su emilim miktarı en yüksek olanın Vitremer, en düşük olanın ise Protec-Cem olduğu ve aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir. Araştırmacılar, materyallerin tümü için su emilimi ve monomer (HEMA) salınımı arasında doğru orantılı bir ilişki olduğu belirlemişlerdir (159).

Mortier E ve ark (2004) iki farklı KR (Filtek P60, Solitaire 2), PMKR (Compoglass F), ormoser (Admira), bonding ajanları (Scotchbond 1, Gluma Onebond, Excite, Admira Bond) ve RMCİS'nin (Fuji II LC) su emilim ve su çözünürlüklerini ISO 4049'a göre inceledikleri çalışmalarında; en yüksek su emilim ($167.5\mu\text{g}/\text{mm}^3$) ve su çözünürlük ($8.3\mu\text{g}/\text{mm}^3$) değerini Fuji II LC'nin gösterdiği bildirilmiştir (63).

Restoratif materyallerin su emilim ve su çözünürlükleri ile ilgili yapılmış olan çalışmaların sonuçları, çalışmamızda kullandığımız nano-iyonomer olan Ketac N 100 ile benzerlik göstermektedir (63,90,157,158,160). Çalışmamızda bir RMCİS olan Ketac N 100'ün su emilimi ve su çözünürlük değerleri submikron hibrit KR olan Spectrum THP³'den de daha yüksek bulunmuştur (63,90,157,158).

GCİS'lar yapısında su bulunan hidrofilik materyallerdir. Materyalin yapısındaki su, gevşek veya sıkı bağlı bir şekilde bulunmaktadır. Cam iyonomerlerin desikasyon işlemi sırasında kurutulmaları, yapılarında bulunan gevşek bağlı suyun kaybedilmesine (hacminin %18-25) neden olmaktadır. Materyalin yapısında geriye kalan (hacminin %5'i) su ise sıkı bağlı olarak bulunmaktadır (175). **Kanchanasita W ve ark (1997)** yaptıkları çalışmalarında RMCİS'ların yapısını oluşturan ve asit-baz reaksiyonunda görevli olan suyun, örneklerin desikatördeki kurutma işlemi sırasında materyalden uzaklaştırılmaması gerektiğini bildirmişlerdir (67). **Gerdolle DA ve ark (2008)** 4 farklı restoratif materyalin su emilim ve su çözünürlüklerini ISO 4049:2000'e göre inceledikleri çalışmalarında; en yüksek su emilim ve su çözünürlük değerini RMCİS'ların gösterdiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar, RMCİS'ların başlangıç desikasyon işlemi sonucunda yapısında bulunan gevşek bağlı suyu kaybetmeleri nedeniyle asit-baz reaksiyonlarının tamamlanamadığını bu nedenle de en yüksek su emilim değerini gösterdiklerini bildirmişlerdir (157). Çalışmamızda, standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla nano-iyonomer ve submikron hibrit kompozit ile hazırlanan

örneklerin tümü 68 gün süresince sabit ağırlığa gelinceye kadar desikatör içerisinde bekletilmişlerdir. Bu durum Ketac N 100'ün yapısında bulunan ve sertleşmesinde önemli bir görevi olan gevşek bağlı suyun kaybına neden olmuştur. Bu durumun, materyalin KR'e oranla su emilimi ve su çözünürlük değerlerinde artışa neden olmuş olabileceğini düşünmekteyiz.

Örtengren U ve ark (2001) üç farklı hibrit KR'in (Spectrum, Z-100, ArtGlass) su emilimi ve su çözünürlüklerini inceledikleri çalışmalarında; diğer materyallere oranla Spectrum'un düşük oranda su emilimi göstermesinin, materyalin yapısında bulunan ve hidrofobik özelliği olan Bis-EMA'ya bağlanmışlardır (83). Yapılmış olan benzer çalışmalarda da organik matriksi Bis-EMA'dan oluşan KR'lerin su emilimlerinin daha düşük olduğu gösterilmiştir (157,161,174). Çalışmamızda kullandığımız submikron hibrit KR olan Spectrum TPH³'ün organik yapısını Bis-GMA, TEGDMA ve Bis-EMA oluşturmaktadır. Submikron hibrit KR materyalinin su emilim değerinin, nano-iyonomerden istatistiksel olarak daha düşük olmasını materyallerin organik yapısındaki farklılığa bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Restorasyonlarda bulunan hava boşluklarındaki oksijen miktarı, materyalin polimerizasyonunu engellemekte ve materyal içerisinde inhibisyon alanları oluşturarak materyalin çözünürlüğünü arttırmaktadır (75). Uygulama öncesi karıştırılması gereken RMCİS'ların yapısında hava kabarcıkları ile sıklıkla karşılaşmaktadır (162). **Ayna BE ve ark (2006)** RMCİS (Vitremar), PMKR (Hytac Aplitip), GCİS (Ionofil) ve 3 farklı KR'in (Z100, Ecusit System, Filtek A110) su emilimi ve su çözünürlüklerini ISO 4049'a göre inceledikleri çalışmalarında; su emilimi RMCİS'da 24 mg/mm³, KR'lerde sırasıyla 9.2, 7.4, 6.0 mg/mm³ olarak belirlenirken; su çözünürlüğü RMCİS'da 6.0 mg/mm³, KR'de sırasıyla 1.2, 2.7, 1.1 mg/mm³ olarak belirlenmiştir. KR'ler en düşük su emilim ve su çözünürlük değerleri gösterirken, RMCİS ise en yüksek değerleri göstermiştir. Araştırmacılar, RMCİS'ların hidrofilik yapılarının ve karıştırma sırasında materyal içerisinde meydana gelen hava kabarcıklarının su emilimi ve su çözünürlüğü değerlerini arttırdığını bildirmişlerdir (88). Bu araştırmanın sonuçları çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

ISO 4049:2000'e göre rezin esaslı restoratif materyallerin su emilimlerinin 40 µm/mm³'e eşit veya daha az, su çözünürlüklerinin ise 7,5 µm/mm³'e eşit veya daha az olması gerektiği bildirmektedir (96). Çalışmamızda Spectrum TPH³'ün su emilimi 13.93 µg/mm³, su çözünürlüğü ise 1.26 µg/mm³ iken; Ketac N 100'ün su emilimi 188.14 µg/mm³, su

çözünürlüğü ise $8.45 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ olarak belirlenmiştir. Spectrum TPH³'ün su emilimi ve su çözünürlük değerleri ISO standartlarında olduğu görülürken; Ketac N 100'ün su emilim ve su çözünürlük değerlerinin ISO standartlarında olmadığı görülmektedir.

Restoratif diş hekimliğinde yapılan en değerli klinik takip çalışmalarının, yeni geliştirilmiş olan veya yapısında değişikliklerin yapıldığı restoratif materyaller ile ilgili yapılan çalışmaların olduğu bildirilmektedir (9). Çalışmamızda da yeni üretilmiş olan yapısında nano büyüklükte partiküllerin bulunduğu rezin esaslı iki restoratif materyalin 18 aylık klinik takibi yapılmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız her iki rezin esaslı materyalin yapısında da estetik özellikleri ve cilalanabilirliklerinin arttırmak amacıyla nano büyüklükteki partiküller ilave edilmiştir. Submikron hibrit kompozitin (Spectrum TPH³) yapısında 10-20 nm büyüklükte silikon diyoksit nano partiküller, nano-iyonmerin (Ketac N 100) yapısında ise ortalama 1μ büyüklüğünde fluoroaluminosilikat cam partikülleri, 5-25 nm büyüklüğünde nano doldurucular ve $1.0-1.6\mu$ büyüklüğünde nano öbekler bulunmaktadır (45,176).

Yapılmış olan geniş çaplı klinik takip çalışmalarında, restorasyonların birden fazla diş hekimi tarafından gerçekleştirildiği görülmektedir (177,183,185). Bu çalışmalarda, hekimler arasındaki standardizasyonu sağlamak amacıyla tüm operatif prosedürler çalışma öncesi standart hale getirilmesine rağmen hekimler arasındaki el beceri farklılıklarının çalışma sonuçlarını etkileyebileceği bildirilmektedir (10,177). Restorasyonların birden fazla diş hekimi tarafından uygulandığı çalışmalarda, sonuçların materyallerin özelliklerinden çok diş hekimi tarafından yapılan hatalarından kaynaklandığı belirlenmiştir (178,179). **Hickel R ve ark (2007)** klinik takip çalışmalarında, tüm restorasyonların tek bir diş hekimi tarafından gerçekleştirilmesini önermektedirler (134). Çalışmamızda restorasyonların uygulanması sırasında hekimden kaynaklanabilecek hataların materyallerin klinik performanslarını etkilemesini en aza indirmek amacıyla klinik takip çalışmalarının birçoğunda olduğu gibi restorasyonların tümü tek bir diş hekimi (N.H) tarafından gerçekleştirilmiştir (122,180).

Klinik takip çalışmalarında, restoratif materyallerin restorasyonları uygulayan hekim tarafından skorlandığında, çalışmadaki skorlamanın ön yargılı ve subjektif bir yaklaşım içerisinde gerçekleştiği ve bu durumun da çalışma sonuçlarını olumsuz yönde etkilediği

bildirilmektedir (9,135). *Hickel R ve ark (2007)* skorlamanın restorasyonları uygulayan hekim dışında, kalibre edilmiş olan iki gözlemci tarafından önceden belirlenmiş kriterlere uygun olarak yapılmasını önermektedir. Araştırmacılar aynı zamanda skorlayıcıların kullanılan restoratif materyaller ve prosedürleri konularında da bilgilendirilmemiş olmaları gerektiğini (çift taraflı kör) bildirmektedirler (134). Çalışmamızda uygulanan tüm restorasyonlar, modifiye USPHS kriterlerine uygun olarak kalibre edilmiş olan ve restoratif işlemlerin uygulanmasında görevli olmayan iki gözlemci (Ş.K.Ç-S.N) tarafından çift taraflı kör bir yaklaşım ile skorlanmıştır. Ayrıca her iki skorlayıcı da materyallerin özellikleri ve uygulama aşamaları konularında çalışma sonuna kadar bilgilendirilmemişlerdir.

Restoratif materyaller ile yapılan klinik takip çalışmalarında, restorasyonların performanslarının belirlenmesinde en sık tercih edilen skora yöntemi USPHS veya Modifiye USPHS kriterleridir (7,10,13). USPHS kriterleri, restoratif materyallerin erken dönemlerde başarısızlıkla sonuçlandığı 70'li yıllarda geliştirilmiştir. Günümüzde materyallerin yapılarındaki gelişmeler, materyallerin klinik ömürlerinin uzamasını ve bu sayede de erken dönem başarısızlıklar ile daha az oranda karşılaşılmasını sağlamaktadır (114).

Son yıllarda yapılan klinik takip çalışmalarında, restoratif materyallerde meydana gelen erken dönem klinik değişimleri belirleyebilmek amacıyla USHPS kriterlerinde farklı modifikasyonlar yapılmıştır. Ancak skora sisteminde yapılan bu değişiklikler çalışmaların birbirleri ile karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır. *Hickel R ve ark (2007)* standardize edilmiş yeni bir skora sisteminin gerekli olduğunu bildirmişlerdir (134). Çalışmamızda 9 farklı parametrenin karşılaştırılmasına imkan veren ve birçok klinik takip çalışmalarında da kullanılmış olan Modifiye USPHS kriterleri tercih edilmiştir (13,121,122,177,180-184) USPHS kriterlerinin 1971 yılında Cvar ve Ryge tarafından yayınlanan orijinal makalesinin sadece üç kopyasının bulunmasından dolayı makaleye ulaşmak oldukça zordur (116). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan skora kriterleri hakkındaki bilgileri, yapılmış olan diğer klinik takip çalışmalarından alınmıştır (13,121,177,180-182)

Modifiye USPHS kriterlerine göre skorlayıcılar arasındaki uyumun %85 olması gerektiği bildirilmektedir (6). Çalışmamızda skorlayıcıların kalibrasyonunu sağlamak amacıyla çalışma öncesinde 210 adet restorasyon üzerinde yaptıkları skora sonuçları

kullanılarak kappa analizleri gerçekleştirilmiştir. Kappa analizi sonuçlarına göre her iki skorlayıcının birbiri arasındaki uyumu %99.9 olarak belirlenmiştir.

Klinik takip çalışmalarında; verilerin toplanması zahmetli, zaman alan ve masraflı bir süreçtir. Ayrıca çalışmaya dahil edilen hastaların bazı nedenlerden dolayı kontrol randevularına katılamamaları da söz konusu olabilmektedir. Bu nedenle klinik takip çalışmalarında bir hastaya materyal başına birden fazla restorasyon uygulaması yapılarak hasta sayısının düşük tutulmasına çalışılmıştır. Hasta sayısının düşük tutulması kontrol randevularına katılımın da yüksek olmasını sağlamaktadır (136). Takip süresi bir yıl olan klinik takip çalışmaları incelendiğinde; 65 hastanın dahil edildiği bir çalışmada 53 hastanın kontrol randevularına geldiği (120); 42 hastanın dahil edildiği başka bir çalışmada ise hastaların tümünün kontrol randevularına geldiği bildirilmiştir (185). 18 ay'lık bir klinik takip çalışmasında, 35 hasta ile başlanmış ve hastaların tümü kontrollere katılmıştır (184). İki yıllık bir başka klinik takip çalışmasında; çalışma 33 hasta ile başlamış ve 30 hastanın kontrollere katıldığı bildirilmiştir (180).

Her hastaya materyal başına tek bir restorasyonun uygulandığı klinik takip çalışmaları da bulunmaktadır. *Ernest CP ve ark (2006)*'nın yapmış olduğu 2 yıllık klinik takip çalışmalarında, hastaya çalışmamıza benzer şekilde materyal başına tek bir restorasyon uygulanmıştır. Çalışma sonunda tüm hastaların kontrol randevularına geldiği görülmüştür. Katılım oranının tam olması, araştırmacılar tarafından yaş ortalamalarının (35.7 ± 11.3) yüksek olmasına bağlanmaktadır (123). Çalışmamızda yaş ortalaması (11.1 ± 2.4) olan hastaların 18 ay sonunda kontrol randevularına gelme oranı %68.7 (66 hasta) olarak belirlenmiştir. Çalışmamızdaki bu hasta kaybının nedenini sosyoekonomik düzeyi düşük olan hastalarımızın ebeveynlerinin yol masraflarını karşılayamamaları ya da işlerinden izin alamamalarına bağlı olduğu görülmektedir.

Hickel R ve ark (2007) böyle çalışmalarda her bir restorasyonunun birbirinden bağımsız bir şekilde yorumlanamayacağını ve restorasyonların performanslarının birbirlerinden bağımsız bir şekilde skorlanamayacağını bildirmişlerdir. Araştırmacılar bu nedenle klinik takip çalışmalarının yarım ağız tekniği (split mouth) ile yapılmasını önermektedirler. Araştırmacılar, yarım ağız çalışma düzeninde hasta ağızındaki farklı iki yarım çeneye rastgele bir şekilde iki farklı restorasyon materyali uygulanmasını

önermektedirler (134). Çalışmamızda her iki restoratif materyalin birbirinden bağımsız bir şekilde karşılaştırılabilmesini sağlayan ve diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan yarım ağız çalışma düzeni tercih edilmiştir (8,129,179,186). Her hastanın sağ alt ve sol alt çenesine her bir materyalden birer adet restorasyon uygulanmıştır. 18 aylık klinik takip çalışmamızın sonuçları, istatistiksel tekrarları engellemek amacıyla dört kontrol randevusuna da düzenli bir şekilde katılmış olan 66 hasta üzerinden değerlendirilmiştir.

Klinik takip çalışmalarında, kontrol edilmesi gereken restorasyon sayıları ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre; ilk kontrol seansında 50 restorasyonun, 18. ay kontrollerde ise en az 40 restorasyonun skorlanması gerektiği bildirilmektedir (128). Çalışmamızda her bir materyal için uygulanan 96 restorasyonun ilk kontrol seansında 79 restorasyonun, 18. ay kontrolünde ise 66 restorasyonun kontrolü yapılmıştır.

Yapılmış olan klinik takip çalışmalarında restorasyonların takip sürelerinde farklılıklar olduğu görülmektedir. ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre materyallerin tam kabulü için en az 18 aylık bir klinik takip süresinin gerekli olduğu bildirilmektedir (128). **Hickel R ve ark (2007)** ise doğrudan uygulanan restorasyonlar için üç yıllık klinik takip süresini önermektedirler (134). Çalışmamızda restorasyonların tümü ADA kriterlerine uygun olarak 18 ay süresince takip edilmişlerdir.

Klinik takip çalışmalarında restorasyonların skorlama zamanları arasında da farklılıkların olduğu görülmektedir. ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre skorlama süreleri; restorasyonun uygulandığı ilk seans, 6. ay ve 18. ay kontrollerde yapılması zorunlu tutulurken; 12. ay kontrolünün isteğe bağlı olduğu bildirilmiştir (128). **Hickel R ve ark (2007)** ise ilk skorlamanın restorasyonların uygulandığı tedavi seansında değil, 1 hafta sonra veya en fazla 1 ay içerisinde gerçekleştirilmesini sonraki kontrol seanslarının ise 6 ay veya 1-3 yıl süresince yapılmasını önermektedirler (134). Çalışmamızda ilk kontrol seansı restorasyonların uygulanmasından 1 hafta sonra, sonraki kontroller de 6. , 12. ve 18. aylarda gerçekleştirilmiştir.

Klinik takip çalışmalarında restorasyonlar standart skorlama yöntemleri dışında radyografiler ve ağız içi fotoğraflar yardımı ile kayıt edilmektedir (13,121,180,187). Çalışmamızın her seansında restorasyonlar dijital fotoğraf makinesi kullanılarak renkli fotoğrafları çekilmiş ve kayıt altına alınmıştır. Çekilen ağız içi fotoğraflar restore edilen diş ile dişe komşu dişleri, radyografiler ise uygulanan restorasyonu ve çevresindeki periapikal dokuları kayıt altına almaktadır (134). Çalışmamızda restorasyonların uygulandığı sağ/sol sürekli alt birinci büyük azı dişleri ile antagonistlerindeki üst birinci büyük azı dişlerinden standart periapikal radyografiler alınmış ve radyografi sayısını sınırlandırmak amacıyla sadece teşhis ve son kontrol randevularında radyografileri alınmıştır. Alınan radyografilerin standardize edilebilmesi amacıyla film tutucular kullanılarak paralel radyografi tekniği kullanılmıştır.

Çalışmamızdaki skorlamalar hasta ağızında gerçekleştirilmiştir. Alınan ağız içi fotoğraflar ise restorasyonların zamana karşı olan değişimlerini kayıt altına alabilmek, ayrıca skorlama sırasında her iki skorlayıcının kararsız kaldığı durumlarda skorlamaya yardımcı olması amacıyla çekilmişlerdir.

Arka dişlere uygulanan rezin esaslı restorasyonların başarısındaki en önemli faktörlerden bir diğeri de nem kontrolüdür. Nem kontrolünün sağlanmasında en etkili yöntem rubber-dam uygulamasıdır. Rubber-dam uygulaması restorasyonların uygulanması sırasında diş ve çevre dokularda temiz ve kuru bir ortam sağlamak ve bu sayede materyallerin bağlanmasında meydana gelebilecek problemlerin ve başarısızlıkların oluşması engellenmektedir (188,189). Bu nedenle restorasyonların uygulanmasında rubber-dam uygulanması araştırmacılar tarafından şiddetle önerilmektedir (111,190).

Çocuk hastalardaki restoratif işlemler sırasında da kullanılması önerilen rubber-dam uygulanması sayesinde dil, boğaz ve yumuşak dokuların asit, ilaç ve dezenfektanlar gibi yabancı maddeler ile teması engellenmekte, hastanın tükürme ve çalkalamasına gerek kalmamakta, dil ve dudakların ekarte edilmiş olmasıyla bu dokuların döner aletlerden korunmasını sağlamaktadır (190). Çalışmamızda restorasyonların uygulanması sırasında, alt birinci büyük azı dişleri bölgesinde bulunan dil hareketlerinden, sublingual ve submandibular tükürük bezi kanallarından korunmak amacıyla rubber-dam uygulaması altında çalışılmıştır. Çalışmamızda rubber-dam uygulaması sayesinde nem kontrolü daha kolaylıkla sağlanmıştır.

Rezin esaslı restoratif materyallerin tabakalı teknik ile yapılması restorasyonların polimerizasyon b z lmelerinin azaltılmasını ve diş anatomisine uygun bir restorasyon yapılmasını sağlamaktadır. KR'ler sadece ışık ile polimerize olabilen materyallerdir. Işık ile yapılan polimerizasyon işleminde materyalin polimerizasyon derinliği büyük önem taşımaktadır. Işık görmeyen bölgelerde materyalin polimerizasyonu gerçekleşmemektedir (188). Bu nedenle KR'lerin uygulanması sırasında tabakalı teknik kullanılması önerilmektedir. RMCİS'lar ise hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olurlar. Işık görmeyen bölgelerde materyalde kimyasal sertleşme gerçekleşse de materyalin fiziksel direncinin zayıfladığı bildirilmektedir (191). Bu nedenle çalışmada firmanın da  nerileri doğrultusunda Spectrum TPH³ ile yapılan restorasyonlar 3 mm'lik, Ketac N 100 ile yapılan restorasyonlar ise 2 mm'lik tabakalar halinde yerleştirilmiş ve uygun sürede polimerize edilmişlerdir.

Restoratif materyallerin klinik başarısını etkileyen hasta ile ilgili faktörlerden en önemlisi hastaların ağız hijyenleridir (192). Bu konuda yapılan bazı klinik takip çalışmalarında, materyallerde ikincil çürük nedeniyle meydana gelen başarısızlık nedenlerinin saptanması amacıyla hastaların lactobacilli ve mutans streptococci seviyeleri incelenmiştir (115). Bu uygulamanın daha çok uzun dönemli klinik takip çalışmalarında yapıldığı görülmektedir. İkincil  r k genellikle KR'lerin uzun dönem klinik takiplerinde bir başarısızlık nedeni olduğundan kısa dönemli klinik takip çalışmalarında tükürük analiz testleri uygulanmamaktadır.

Köhler B ve ark (2000) iki farklı KR ile restore edilen II. sınıf restorasyonların 5 yıllık klinik takip çalışmalarında; ağız ortamında yüksek seviyelerde kariyojenik mikroorganizmalar barındıran hastaların restorasyonlarının ikincil çürük nedeniyle yenilendiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar, restoratif materyaller ile yapılan klinik takip çalışmalarında hastaların çürük aktivite düzeylerinin belirlenerek kontrol edilmesini önermektedirler (181).

Kısa dönemli klinik takip çalışmamızda, hastaların tümünden restorasyonların uygulanmasından önce ve her kontrol seanslarında Pİ, Dİ, OHİ ve Gİ'ları kayıt edilmiştir. Her kontrol seansında, ağız hijyen eğitimi sözlü ve modeller üzerinde yeniden gösterilerek hatırlatılmış ayrıca hastalara fira ve 1450 ppm'lik florid içeren diş macunları verilmiştir.

Restoratif materyallerin uzun dönem klinik başarıları materyale, hekime ve hastaya bağlı faktörlerden etkilenebilmektedir. Materyalden kaynaklı başarısızlık nedenleri arasında; materyalin kırılma, aşınma ve yıpranmaya karşı olan direnci, bağlanma direnci, polimerizasyon büzülmesine olan hassasiyeti, teknik hassasiyet göstermesi ve antikariyojenik etkileri iken; hekim kaynaklı faktörler arasında hekimin klinik becerisi, doğru endikasyon kararı, kavite preparasyonu, materyalin doğru bir şekilde uygulanması, polimerizasyon şekli, bitim ve cila işlemlerinin doğru bir şekilde uygulanması ve düzgün bir oklüzyonun oluşturulmasının da etkili olduğu bildirilmektedir (10,182). Hastaya bağlı faktörler arasında ise ağız hijyeni, beslenme alışkanlıkları, florid içeren ürünlerin kullanılması, kontrol randevularına katılımları, tedavi kooperasyonları, sistemik hastalıkların varlığı, çürük lezyonunun büyüklüğü ve lokalizasyonu, etkilenen dişin tipi, tükürüğün özellikleri ve hastada mevcut olan parafonksiyonel alışkanlıklar sayılabilir (105,182).

Bayne SC (2007) restoratif materyallerin klinik başarısını etkileyen en önemli faktörün uygulayıcıdan kaynaklandığını, diğer faktörlere oranla başarıyı %50 oranında etkilediğini en düşük oranda etkili olan faktörün ise restoratif materyalin kendisinden kaynaklandığını bildirmiştir (10).

Wilder AD ve ark (1999) KR'lerin 17 yıllık klinik takip çalışma sonuçlarını inceledikleri çalışmalarında, arka dişlere uygulanan KR'lerin başarısının öncelikli olarak diş hekimine, ikinci olarak ise tercih edilen KR'in tipine bağlı olduğunu bildirmektedirler (193).

Restoratif materyallerin klinik başarısızlıkları farklı dönemlerde ortaya çıkabilmektedir. Materyaldeki erken dönem başarısızlıklar ilk bir kaç hafta veya ay içerisinde, orta düzey başarısızlıklar 6-24 ay ve geç dönem başarısızlıklar ise 2. yıldan sonrasında meydana gelmektedir. İlk 6 aya kadar olan başarısızlıklar genellikle şiddetli postoperatif hassasiyet, yanlış materyal seçimi, uygulama hataları, allerjik veya toksik reaksiyonlardan kaynaklanırken; 6-24 ay arasındaki başarısızlıklar dişte meydana gelen çatlak veya kırıklar, kenar renkleşmesi, materyaldeki renkleşme, materyal kenarında görülen kırık veya hacimsel kırıklar ve dişin vitalitesinin kaybı nedenleriyle meydana gelebilmektedir (134). Çalışmamızın 18 aylık klinik takibi sonucunda da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Çalışmamızda 18. ay sonunda Ketac N 100 materyali ile yapılmış olan bir restorasyon kırık

nedeniyle Charlie olarak skorlanmış ve başarısız olarak kabul edilerek çalışma dışında bırakılmıştır.

Yip KHK ve ark (2003) bir hibrit KR (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir KR (Surefil) ile restore edilen I. ve II. sınıf kompozit restorasyonları modifiye USPHS kriterlerine göre skorladıkları 12 aylık klinik takip çalışmalarında; Spectrum TPH ile yapılan restorasyonlarda tüm parametreler açısından %100 başarı elde etmişlerdir (120).

Poon ECM ve ark (2005) bir hibrit KR (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir KR (Surefil) ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonları modifiye USPHS kriterlerine göre skorlandığı 3 yıllık klinik takip çalışmalarında; Spectrum TPH ile restore edilen dişlerin birinde hacimsel kırık diğerinde ise ikincil çürük görülmüş ve üç yıl sonundaki başarısı %92 olarak belirlenmiştir (121). Çalışmamızda 18. ay sonunda Spectrum TPH³'ün klinik başarısı %100 olarak belirlenmiştir.

Manhart J ve ark (2004) oklüzal kuvvetler altındaki sürekli büyük azı dişlerindeki farklı restoratif materyaller ile yapılmış olan restorasyonların klinik performanslarını derledikleri meta-analiz çalışmalarında; materyallerin ortalama başarı oranlarını amalgamlar için %3, KR'ler için %2.2, PMKR'ler için %1.1 ve cam iyonomer simanlar için ise %7.2 olarak belirlemişlerdir (105).

GCİS'ların sürekli azı dişlerindeki I. ve II. sınıf kavitelere uygulandığı tek bir klinik takip çalışması bulunmaktadır. **Frankenberger R ve ark (2009)** güçlendirilmiş cam iyonomer siman (Ketac Molar) ile restore ettikleri sürekli azılardaki I. ve II. sınıf restorasyonları Modifiye USPHS kriterlerine uygun olarak 2 yıl süresince skorladıkları klinik takip çalışmalarında; I. sınıf restorasyonların klinik başarısını %92 olarak belirlemişlerdir (194). Bizim çalışmamızda ise 18. ay sonunda Ketac N 100'ün klinik başarısı %98.5 olarak belirlenmiştir.

Restorasyonların uygulandığı dişlerin antagonistindeki dişlerde mevcut olan restorasyonların çalışmadaki aşınma ve kırık parametrelerini etkileyebildiği belirtilmektedir (134). Bu nedenle çalışmamızda restore edilen dişlerin antagonistindeki dişlerin sağlıklı olmasına ve restore edilmemiş olmasına dikkat edilmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız submikron hibrit KR materyali (Spectrum TPH³) üretici firma tarafından farklı ülkelerde farklı isimler altında piyasaya çıkarılmıştır. Ancak farklı isim altındaki bu materyallerin yapısal içerikleri arasında bir farklılık bulunmamaktadır. İlk kez 2004 yılında TPH³ Mikro Matriks Restorative adı ile ABD'de piyasaya çıkarılmıştır. Ülkemizde ise 2009 yılında Spectrum TPH³ olarak piyasaya çıkarılmıştır (177). Yapmış olduğumuz literatür taramasına göre çalışmamızda kullandığımız Spectrum TPH³ ile ilgili yapılmış olan klinik takip çalışmasına rastlanmamıştır. Bu nedenle çalışmamızın sonuçları piyasada bulunan diğer geleneksel hibrit (Spectrum TPH, Z100, Prisma TPH) ve submikron hibrit (Esthet-X, Charisma, Tetric Ceram, Point 4) KR'ler ile ayrıca nanofill (Filtek Supreme) ve nanohibrit (Tetric Evo Ceram) kompozitler ile de karşılaştırılmıştır.

Yapmış olduğumuz literatür taramasına göre çalışmamızda kullandığımız nano-iyonomer olan Ketac N 100 ile de yapılmış olan bir klinik takip çalışmasına rastlanmamıştır. Bu nedenle çalışmanın sonuçları piyasada bulunan diğer RMCİS'ların (Fuji II LC, Photac-Fil, Vitremer) vb klinik takip çalışmaları ile karşılaştırılmıştır.

RMCİS'ların restoratif materyal olarak kullanıldığı klinik takip çalışmaları incelendiğinde genellikle sürekli dişlerdeki abrazyon/erozyon lezyonlarının tedavilerinde V. sınıf kavitelerde, III. sınıf kavitelerde ve ART'de kullanıldığı görülmektedir. RMCİS'ların sürekli dişlerin I. sınıf restorasyonlarında kullanıldığı tek klinik çalışma **Croll TP (1993)** tarafından yapılmıştır. Araştırmacı, piyasaya yeni çıkarılmış olan bir RMCİS'ı (Fuji II LC) sürekli alt büyük azı dişlerinin I. sınıf kavitelerine uygulamış ve materyalin tüm uygulama aşamalarını fotoğraflar ile ayrıntılı bir şekilde fotoğraflamış ve üretici firmalar tarafından geliştirilecek olan yeni RMCİS'ların ağız ortamında başarılı sonuçlar vermesi durumunda bu materyallerin amalgama alternatif olabileceklerini bildirmiştir (15).

Kavite büyüklüğünün rezin esaslı restorasyonların uzun dönem klinik başarılarını etkilediği bildirilmektedir. Yapılan klinik takip çalışmalarında restore edilen yüzey sayısı arttıkça restorasyon başarısının azaldığı bildirilmektedir (105,127,179).

da Rosa Rodolpho PA ve ark (2006) iki KR'in 17 yıl süresince takip ettikleri retrospektif klinik takip çalışmalarında; I. sınıf kavitelerin başarı oranlarının, II. sınıf kavitelere oranla 2.8 kat daha yüksek olduğunu bildirmektedirler (195). **Manhart J ve ark**

(2004) kavite büyüklüğü azaldıkça restorasyonun başarısının artmasının nedenini bu kaviteilerin çevre diş dokusunun restorasyonu desteklemesi ve bu sayede çiğneme kuvvetlerinden korunduğunu bildirmişlerdir (105). **Croll TP (1993)** piyasaya yeni çıkmış olan bir RMCİS'in (Fuji II LC) sürekli alt büyük azı dişlerinin I. sınıf restorasyonlarında kullanmış olduğu çalışmada; RMCİS restorasyonlarının kavitenin sağlam diş dokusu ile çevrelenmiş olan ve çiğneme kuvvetlerinin tüberkül ve marjinal kenarlar tarafından karşılanacağı kavitelere uygulanmasını önermiştir (15). Çalışmamızda nano-iyonomer olan ve üretici firma tarafından I. sınıf restorasyonlarda kullanılması önerilen Ketac N 100 çevresi sağlam diş dokusu ile çevrili ve kavite boyut ortalamaları standart olan (derinlik 2 mm, bukkolingual 7 mm, meziodistal 4 mm) sürekli birinci büyük azı dişlerine uygulanmıştır.

Arka dişlerde yapılmış olan KR restorasyonların uzun dönem klinik başarılarını inceleyen klinik takip çalışmalarında; postoperatif hassasiyetin çok düşük bir oranda (<%5) gözlemediğini ve bu durumun geçici olduğu bildirilmektedir (120,121,184,194). **Poon ECM ve ark (2005)** bir hibrit KR (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir KR (Surefil) ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların modifiye USPHS kriterlerine göre skorlandıkları 3 yıllık klinik takip çalışmalarında; Spectrum TPH ile restore edilen dişlerde postoperatif hassasiyet şikayetinin görülmediğini bildirmişlerdir (121). **Loguercio AD ve ark (2006)** üç farklı tepilebilir kompozit (Solitaire, ALERT, Surefill) ve bir hibrit kompozit (Spectrum TPH) ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların 3 yıllık klinik takipleri sonucunda; Spectrum TPH restorasyonlarının hiçbirinde postoperatif hassasiyet gözlenmediğini bildirmişlerdir (122).

Dresch W ve ark (2006) nanofill (Filtek Supreme), tepilebilir (Pyramid) ve iki farklı (Esteth-X, Tetric-Ceram) mikrohibrit kompozit ile yapılan I. ve II. sınıf restorasyonların bir yıllık klinik takibinde; 1. hafta kontrolünde tek bir dişte hassasiyet gözlenirken, 12. ay sonunda hiçbir restorasyonda hassasiyet gözlenmediğini göstermişlerdir (185).

Yip KHK ve ark (2003) bir hibrit KR (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir KR (Surefil) ile restore edilen I. ve II. Sınıf restorasyonları modifiye USPHS kriterlerine göre skorladıkları 12 aylık klinik takip çalışmalarında; ilk ve 12. ay kontrollerde Spectrum TPH ile yapılan restorasyonların %3'ünde postoperatif hassasiyetin olduğunu, ağrının orta şiddette ve ısı değişimleri sırasında meydana geldiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar, postoperatif ağrının termal test uygulamadan hastaya sözel olarak sorularak belirlendiğini ve postoperatif ağrının görüldüğü dişlerdeki kavite derinliğinin ortalama $3,6\pm 0,7$ mm olduğunu bildirmişlerdir (120).

Çalışmamızdaki kaviteilerin derinlik ortalamaları (2.22 ± 1.27 mm) olarak belirlenmiş ve hastaların postoperatif hassasiyetleri restorasyon yüzeyine buz testi uygulanarak belirlenmiştir.

Rezin esaslı restoratif materyallerde postoperatif hassasiyetin olmasının nedeni materyaldeki polimerizasyon büzülmesine ve/veya uygulanan yanlış klinik prosedürlere bağlanmaktadır (188,196,197).

Çalışmamızda Ketac N 100 materyalindeki postoperatif hassasiyet kontrollerinde 1. hafta 6 restorasyonda, 6. ay kontrolünde 10 restorasyonda, 12. ve 18. ay kontrollerinde ise 4 restorasyonda Bravo olarak skorlanmıştır. Spectrum TPH³ materyalinde ise 1. hafta ve 6. ay kontrollerinde 9 restorasyonda, 12. ay kontrolünde 5 restorasyonda ve 18. ay kontrolünde 6 restorasyonda Bravo olarak skorlanmıştır. Ketac N 100 ve Spectrum TPH³'ün postoperatif hassasiyet skorlamaları birbirleriyle karşılaştırıldığında aralarındaki farkın ilerleyen kontrol randevularında istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ve postoperatif ağrı gösteren diş sayısının azaldığı görülmektedir.

Rezin esaslı restoratif materyallerin klinik takip çalışmalarında skorlama parametrelerinden biri olan ikincil çürük oluşumunda kısa dönemli klinik takip çalışmalarında nadir olarak karşılaşılan; uzun dönem klinik takip çalışmalarında ikincil çürük oluşumuna daha sık rastlanıldığı bildirilmektedir (127). **Köhler B ve ark (2000)** iki farklı KR (Superlux Molar, P-50) ile restore edilmiş II. sınıf restorasyonları modifiye USPHS kriterlerine göre yaptıkları 5 yıllık klinik takip çalışmalarında; 7 restorasyonda ikincil çürük oluşumu ile karşılaştıklarını bildirmişlerdir (181).

Fagundes TC ve ark (2006) iki tepilebilir kompozit (Alert, SureFil) ile yapılan I. ve II. sınıf restorasyonları modifiye USPHS kriterlerine göre skorladıkları 2 yıllık klinik takip çalışmalarında; hiçbir restorasyonda ikincil çürük ile karşılaşmadıklarını bildirmişlerdir (180).

Ernst CP ve ark (2006) bir nanofill kompozit (Filtek Supreme) ve bir fine hibrit KR'in (Tetric Ceram) I. ve II. sınıf kavitelelerdeki restorasyonlar USPHS kriterlerine göre skorladıkları 2 yıllık klinik takip çalışmalarında, hiçbir restorasyonda ikincil çürük oluşumu ile karşılaşmadıklarını bildirmişlerdir (8).

Poon ECM ve ark (2005) ise hibrit (Spectrum TPH) ve tepilebilir kompozit (Surefil) rezin ile restore edilen I. ve II. sınıf kompozit restorasyonların modifiye USPHS kriterlerine göre skorlandıkları 3 yıllık klinik takip çalışmalarında; Spectrum TPH ile restore edilen iki dişte ikincil çürük oluşumu tespit etmişlerdir (121).

Loguercio AD ve ark (2006) üç farklı tepilebilir kompozit (Solitaire, ALERT, Surefill) ve bir hibrit kompozit (Spectrum TPH) ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların 3 yıllık klinik takip çalışmalarında; Spectrum TPH ile restore edilen restorasyonların hiçbirinde ikincil çürük oluşumu gözlenmemiştir (122).

Çalışmamızın 18 aylık klinik takipleri sonucunda kullanılan her iki restoratif materyalinde de ikincil çürük oluşumunun gelişmediği saptanmıştır.

Arka dişlere uygulanan küçük restorasyonların karşıt diş ile doğrudan bir temasın olmadığı genellikle restorasyon çevresindeki mine yüzeyinin iki veya üç noktadan karşıt diş ile temas ettiği, bu nedenle restorasyonların aşınmasında büyük bir değişimin meydana gelmeyeceği bildirilmiştir (114). Modifiye USPHS parametrelerinden oklüzal kontak, oklüzal temasın doğrudan restorasyon üzerinde olduğu geniş restorasyonlarda anlamlı olacağı bildirilmiştir (10). Restorasyonlarda oklüzal temasın ortadan kalkmasındaki en büyük etken materyalde meydana gelen aşınmalar olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda her iki materyal I. sınıf kaviteelerde uygulanmış ve karşıt diş ile olan oklüzal temasları her kontrol seansında karbon kağıdı yardımı ile belirlenmiştir.

Çalışmamızda Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ materyallerinin oklüzal kontak skorları 1. hafta, 6. , 12. ve 18. ay kontrollerinde tüm restorasyonlarda Alfa olarak skorlanmıştır.

Rezin esaslı restoratif materyallerin aşınmalarında etkili olan birçok faktör bulunmaktadır. **O'Brien WJ ve ark (1980)** KR'lerde meydana gelen aşınmanın materyaldeki organik matriksin aşınması, inorganik partiküllerin matriksden ayrılması, materyalin yüzeyinde bulunan partiküllerin aşınması, organik matriksde oluşan kırık veya çatlaklar nedeniyle partiküllerin kaybı ve materyalin yapısında bulunan hava kabarcıklarının açığa çıkması gibi altı farklı nedenle gerçekleşebildiğini bildirmişlerdir (199). Yapılan klinik takip çalışmalarında KR'lerin anatomik form-aşınma parametresi açısından klinik başarılarının RMCİS'lardan daha yüksek olduğu görülmektedir (3,13,120,122,185).

Xie D ve ark (2000) GCİS’lardaki aşınmanın materyalde bulunan organik polimer matriks, cam partiküllerin aşınma dirençleri, materyalin yapısında bulunan porozitenin büyüklük ve sayısı ile cam partiküllerin büyüklük ve şekli ayrıca cam partikülleri ile polimer matriks arasındaki bütünlüğünden etkilendiğini bildirmişlerdir (3).

Türkün LŞ ve ark (2003) üç adet KR (Z100, Clearfil Ray-Posterior, Prisma TPH) ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların yedi yıllık takiplerinde; Prisma TPH her kontrol seansında ve yedinci yılın sonuna kadar anatomik form-aşınma açısından %100 oranında Alfa olarak skorlanmıştır (13).

Yip KHK ve ark (2003) bir hibrit kompozit (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir kompozit (Surefil) rezin ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonları modifiye USPHS kriterlerine göre skorlandıkları 12 aylık klinik takip çalışmalarında; her iki restorasyonun da çok az oranda bir aşınma gösterdiklerini, Spectrum TPH restorasyonlarının %97’sinin Alfa olarak skorlandığını belirtmişlerdir (120).

Poon ECM ve ark (2005) bir hibrit kompozit (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir kompozit (Surefil) rezin ile restore edilen I. ve II. sınıf kompozit restorasyonların modifiye USPHS kriterlerine göre skorladıkları üç yıllık klinik takip çalışmalarında; Spectrum TPH anatomik form-aşınma açısından %79 oranında Alfa olarak skorlanmıştır (121).

Loguercio AD ve ark (2006) üç farklı tepilebilir kompozit (Solitaire, ALERT, Surefill) ve bir hibrit kompozit (Spectrum TPH) ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların üç yıllık klinik takipleri sonucunda; Spectrum TPH restorasyonların hiçbirinde anatomik form-aşınma kaybı gözlenmediğini bildirmişlerdir (122).

Dresch W ve ark (2006) bir nanofill kompozit (Filtek Supreme), bir tepilebilir kompozit (Pyramid) ve iki farklı (Esteth-X, Tetric-Ceram) mikrohibrit kompozit ile yapılan I. ve II. sınıf restorasyonların bir yıllık klinik takibinde; Esteth-X anatomik form-aşınma açısından 12. ay sonunda %100 oranında Alfa olarak skorlanmıştır (185).

Restoratif materyaller ile ilgili yapılmış olan klinik takip çalışmalarında RMCİS’ların aşınma parametresi açısından klinik başarılarının KR’lere oranla daha düşük olduğu görülmektedir. Bu durum RMCİS’ların fiziksel ve mekanik özelliklerinin KR’lere oranla daha zayıf olmasına bağlanmaktadır.

Dülgergil ÇT ve ark (2004) RMCİS (Vitremar) ve GCİS'nin (Ketac-Molar) ART tekniği ile yapılan restorasyonları modifiye USPHS kriterlerine göre skorladıkları 6 aylık kısa dönemli pilot çalışmalarında; her iki materyalin ilk seans ve 6 ay sonraki anatomik form-aşınma skorlamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş olduğu bildirilmiştir (199).

RMCİS'lar erken dönem sıvı kontaminasyonuna hassastırlar. RMCİS'larda meydana gelen su emilimi materyalin eğilme dayanımı, esneklik katsayısı ve sertlikleri azalmakta, aşınma dirençlerini ise olumsuz yönde etkilemektedir. Bu nedenle sertleşme reaksiyonun devam ettiği bu dönemde materyalin yüzeyinin verni ile korunması önerilmektedir (68). Ayrıca RMCİS'ların fiziksel dirençlerinin zamanla arttığı ve bu artışın materyalin yapısında bulunan asit-baz reaksiyonunun devam etmesi nedeniyle olduğu bildirilmiştir (200). Bazı CİS'ların maksimum fiziksel kuvvetlerine, sertleşme reaksiyonlarından kısa bir süre sonra kavuştukları ancak bu fiziksel özelliklerinin zamanla azaldığı bildirilmiştir (197).

Çalışmamızda Ketac N 100 materyalinin anatomik form-aşınma skorları 1. hafta ve 6. ay kontrollerinde Alfa olarak skorlanırken; 12. ay kontrollerinde 3 restorasyon ve 18. ay kontrollerinde de 9 restorasyon Bravo olarak skorlanmıştır. Spectrum TPH³ materyalinde ise tüm restorasyonların 1. hafta ve 6. ay kontrollerinde Alfa olarak skorlandığı, 12. ay kontrolünde 1 restorasyonun, 18. ay kontrolünde ise 2 restorasyonun Bravo olarak skorlandığı belirlenmiştir. Her iki materyalin anatomik form-aşınma skorlamaları birbirleriyle karşılaştırıldığında, sadece 18. ay skorlama değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır.

Sidhu SK (2010) RMCİS'ların klinik takip çalışmalarını incelediği makalesinde; RMCİS'ların renginde zamanla bir değişimin meydana gelebileceğini ve bunun anatomik form-aşınma gibi materyal yüzeyinde meydana gelen değişimlerden kaynaklandığını bildirmiştir (125). Başka bir çalışmada da rezin esaslı restoratif materyallerde meydana gelen su emiliminin restorasyonun renk stabilitesini olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir (69,201).

Çalışmamızda Ketac N 100 1. hafta renk uyumu skorlarının tüm restorasyonlar için Alfa olarak skorlandığı, 6. ay ve 12. ay kontrollerinde sadece birer restorasyonun, 18. ay kontrolünde ise 4 restorasyonun Bravo olarak skorlandığı saptanmıştır. Spectrum TPH³ materyalinde ise sadece 18. ay kontrolünde 1 restorasyonun Bravo olarak skorlandığı saptanmıştır. Her iki materyalin tüm kontrol randevularındaki renk uyumu skorlamaları

karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. Ketac N 100 materyalinin renk uyumu açısından daha yüksek oranda Bravo skorlanmasını materyalin erken dönem sıvı kontaminasyonuna hassas olmasına ayrıca in-vitro çalışmamızda da su emilim değerlerinin KR'den istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuş olmasına bağlamaktayız.

Rezin esaslı restoratif materyallerin içerisinde bulunan hava kabarcıkları ve poroziteler, materyalin yetersiz polimerizasyonuna ve mekanik özelliklerinin zayıflamasına neden olduğu bildirilmektedir (117,202).

Ernest CP ve ark (2006) bir nanofill kompozit (Filtek Supreme) ve bir fine hibrit KR (Tetric Ceram) ile yaptıkları II. sınıf restorasyonları USPHS kriterlerine göre skorladıkları iki yıllık klinik takip çalışmalarında; alt küçük azı dişindeki bir Tetric Ceram restorasyonunda hacimsel kırık ile karşılaşmışlardır. Araştırmacılar, bu durumun materyal kaynaklı olmadığını, diş hekiminin uygulama sırasındaki hatasından kaynaklı olabileceğini bildirmektedir (123).

Frankenberger R ve ark (2009) güçlendirilmiş bir cam iyonomer siman (Ketac Molar) ile restore ettikleri sürekli azılardaki I. ve II. sınıf restorasyonları modifiye USPHS kriterlerine uygun olarak 2 yıl süreli klinik takip çalışmalarında; 24 ay sonunda restorasyonların %1.7'sinde kırık ile karşılaştıklarını bildirmişlerdir (194).

Yapılan çalışmalarda restorasyon lokalizasyonunun rezin esaslı restoratif materyallerin uzun dönem klinik başarılarını da etkileyebildiği bildirilmiştir. **da Rosa Rodolpho PA ve ark (2006)** rezin esaslı restoratif materyal ile yapılan restorasyonların başarısızlıkları üzerinde uyguladıkları dişlerin de etkili olduğunu, alt büyük azılardaki restorasyonların başarısızlıkla sonuçlanma oranının alt küçük azılara oranla 1.7 kez daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar bu durumu alt çene azılar bölgesindeki çiğneme kuvvetlerinin daha fazla olmasına bağlamışlardır (195).

Çalışmamızda Ketac N 100 ile yapılan 3 restorasyonun yüzeyinde hava kabarcıkları/porozite ile karşılaşmıştır. Bu durumun sonuçlarımızı etkilediğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda ayrıca Ketac N 100 restorasyonlarında kırık meydana gelme skorları 1. hafta kontrolünde tüm restorasyonlar için Alfa olarak belirlenirken; 6. ay kontrolünde 1 restorasyonun, 12. ay kontrolünde 4 restorasyonun, 18. ay kontrolünde ise 11

restorasyonun Bravo, 1 restorasyonun ise Charlie olarak skorlandığı saptanmıştır. Spectrum TPH³ restorasyonlarında kırık meydana gelme skorlarına bakıldığında ise tüm restorasyonların 1. hafta, 6. , 12. ve 18. ay kontrollerinde Alfa olarak skorlandığı belirlenmiştir. Her iki materyalin restorasyonlarında kırık meydana gelme skorları birbirleriyle karşılaştırıldığında 1. hafta ve 6. ay değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülürken, 12. ay değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu ve 18. ay değerleri arasındaki farkın ise istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olduğu saptanmıştır.

Croll TP (1993) sürekli azı dişlerinde RMCİS ile yaptığı I. Sınıf restorasyonların başarısızlığı durumunda, materyalin döner aletler yardımı ile kaide haline getirilerek kapalı sandwich tekniği şeklinde üzerinin KR ile restore edilebileceğini bildirmiştir. Çalışmamız öncesinde tüm hastaların ailelerinden alınan onamları sırasında restorasyonların başarısızlığı durumunda yenilenebilecekleri bilgisi verilmiştir. Restorasyonda kırık parametresi açısından 18. ay kontrollerinde Charlie olarak skorlanan bir Ketac N 100 restorasyonu döner aletler yardımı ile kaide şeklinde düzeltilmiş ve kapalı sandwich tekniğine uygun olarak KR restorasyon ile restore edilmiştir (15).

Cam iyonomer simanlar, KR'lere oranla daha kırılğan yapıda olmalarına bağlı olarak restorasyon kenarlarında ince kalmış bölgelerin sıklıkla kırıldıkları bildirilmiştir (30). Çalışmalarda kavite kenarlarında restorasyon materyalinin ince kalmasını engellemek amacıyla her iki materyal için de mine yüzeyine bizotaj yapılmamıştır.

Rezin esaslı restoratif materyallerin yapısında bulunan organik rezin matris ve inorganik doldurucuların farklı sertlik dereceleri restorasyonların yüzey pürüzlülüklerinde etkili olmaktadır. Büyük çaplı inorganik partiküller içeren kompozitlerin yüzey pürüzlülüklerinin küçük partiküllü kompozitlere oranla daha fazla olduğu bilinmektedir (33,203). Çalışmamızda kullandığımız her iki resin esaslı restoratif materyalin yapısına cilalanabilirliklerini arttırmak amacıyla nano büyüklükteki partiküller ilave edilmiştir. Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü parametresi açısından Ketac N 100 ile yapılan restorasyonların yüzeylerinin Spectrum TPH³'e oranla daha pürüzlü ve düzensiz olduğu gözlenmiştir. Bu sonuç, RMCİS ile KR'lerin yüzey pürüzlülükleri açısından karşılaştıran çalışmaların sonuçları ile benzerlik göstermektedir (118,204,205).

Powell LV ve ark (1995)'nin V. sınıf kavitelere bir geleneksel CİS (Ketac-Fil) ve bir KR (Silux Plus) ile yaptıkları restorasyonların 3 yıllık klinik takiplerini yaptıkları çalışmalarında; CİS'lerin yüzeyinin KR'lere oranla daha pürüzlü bir yüzeye sahip olduğunu belirlemişlerdir (204).

Folwaczny M ve ark (2001)'nin V. sınıf kavitelere uyguladıkları iki farklı RMCİS (Fuji II LC, Photac-Fil), KR (Tetric) ve PMKR'in (Dyract) 3 yıllık klinik takip çalışmalarında her iki RMCİS'nin yüzey pürüzlülüğünün KR ve PMKR oranla daha fazla olduğunu belirlemişlerdir (118).

Çalışmamızda Spectrum TPH³ ve Ketac N 100 materyalleri yüzey pürüzlülüğü açısından 1. hafta ve 6. ay kontrollerinde Alfa olarak skorlanmışlardır. 12. ay kontrolünde Ketac N 100 restorasyonlarından 2'si Bravo olarak skorlanırken Spectrum TPH³ materyali ile yapılan restorasyonların hepsi Alfa olarak skorlanmıştır. 18. ay kontrollerinde ise Ketac N 100 materyalinden 4 restorasyon, Spectrum TPH³ materyalinden ise sadece 1 restorasyon Bravo olarak skorlanmıştır. Çalışmamızda Ketac N 100 materyali ile yapılan restorasyonların yüzey pürüzlülüğü açısından daha fazla sayıda Bravo olarak skorlandığı; ancak materyaller arasındaki farkın anlamlı olmadığını saptanmıştır.

Gladys S ve ark (1997) 8 farklı rezin esaslı restoratif materyalin (Dyract, Fuji II LC capsules, Fuji II LC hand-mix, Geristore, Ionosit-Fil, Photac-Fil, Variglass, Vitremer) mekanik ve fiziksel özelliklerini iki GCİS (HIFI Master Palette, Ketac-Fil), bir mikrofil KR (Silux Plus) ve bir ultrafill KR (Z100) ile karşılaştırdıkları in-vitro çalışmalarında; fırçalama abrazyonu sonrasında en düşük yüzey pürüzlülüğünü KR'lerin gösterdiğini, RMCİS ve GCİS'lerin ise en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerini gösterdikleri saptanmıştır. Araştırmacılar, restorasyon yüzeylerini SEM altında incelediklerinde; RMCİS'lerin yüzeyinde GCİS'lara oranla inorganik partiküllerin daha fazla açığa çıktığını gözlemlemişlerdir. Araştırmacılar materyal yüzeyinde açığa çıkan partikül ve çatlakların yüzey pürüzlülüğüne neden olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca araştırmada geleneksel ve RMCİS'lerin tümünde çok sayıda hava kabarcığı ile karşılaşmıştır (205).

Gladys S ve ark (1998) GCİS (HIFI Master Palette) ve üç farklı RMCİS (Fuji II LC, Vitremer 3M Exp. 155) ile yaptıkları V. sınıf restorasyonları SEM altında inceledikleri

çalışmalarında; tüm geleneksel ve RMCİS'ların yüzeyinde çok sayıda porozit ve porlar ile karşılaştıklarını ve yüzeylerinin pürüzlü olduğunu belirlemişlerdir. CİS'ların yapısındaki cam patiküllerinin aşınarak yüzey süresince açığa çıktığını ve kenarlarının yuvarlaklaştığını belirlemişlerdir (206).

Opdam NJM ve ark (2002) altı farklı diş hekiminin kondanse edilebilir ve şırınga yardımı ile yapılmış olan I. sınıf KR restorasyonlardaki porozite ve boşlukları inceledikleri çalışmalarında; şırınga ile yerleştirilen restorasyonlarda istatistiksel olarak daha az oranda porozite ve boşluk ile karşılaşmıştır (179). Çalışmamızda Ketac N 100 materyali, kaviteye firmanın önerdiği uygulama tabancası yardımı ile yerleştirilmiştir. Ancak buna rağmen, restorasyon yüzeyinde gözlenen porozitelerin, restorasyonun kavite içerisine uygulanması sırasında RMCİS'in, siman spatülüne yapışmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Croll TP (1993) piyasaya yeni çıkmış olan bir RMCİS'ı (Fuji II LC) sürekli alt ikinci büyük azı dişlerinde uygulamış olan I. sınıf kavitelere özel şırıngası ile uygulamıştır. Araştırmacı materyalin kaviteye havanın sıkışmasını engellemek amacıyla yavaş bir şekilde uygulanması gerektiğini belirtmiş ve materyal yüzeyinde meydana gelen hava kabarcıklarının da uzaklaştırılmasını önermiştir (15).

Yip KHK ve ark (2003) bir hibrit kompozit (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir kompozit (Surefil) rezin ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonlarının modifiye USPHS kriterlerine göre skorladıkları 12 aylık klinik takip çalışmalarında; tüm restorasyon yüzeylerinin komşu mineye oranla pürüzsüz olduğunu ve Spectrum TPH'ün yüzey pürüzlülüğü açısından %97 oranında Alfa olarak skorlandığını bildirmişlerdir (120).

Poon ECM ve ark (2005) bir hibrit kompozit (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir kompozit (Surefil) rezin ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların modifiye USPHS kriterlerine göre skorladıkları üç yıllık klinik takip çalışmalarında; Spectrum TPH'ün yüzey pürüzlülüğü göstermediğini bildirmişlerdir (121).

Loguercio AD ve ark (2006) üç farklı tepilebilir kompozit (Solitaire, ALERT, Surefill) ve bir hibrit kompozit (Spectrum TPH) ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların üç

yıllık klinik takipleri sonucunda; Spectrum TPH'ün yüzey pürüzlülüğü göstermediğini bildirmişlerdir (122).

Türkün LŞ ve ark (2003) üç farklı KR (Z100, Clearfil Ray-Posterior, Prisma TPH) ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların iki yıllık takibinde KR'lerin hiçbirinin yüzey pürüzlülüğü göstermediğini bildirmişlerdir. Çalışmamızın yüzey pürüzlülüğü sonuçları, bu konuda yapılmış olan çalışmaların sonuçlarını destekler niteliktedir (13).

Rezin esaslı restoratif materyallerin kenar uyumu problemleri; diş dokusu veya restorasyon materyalinde meydana gelen kayıplardan, arayüzdeki bağlanma ajanının kopmasından, restorasyonların uygulanması sırasındaki hekim hatalarından veya polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanabilmektedir (207). Restorasyonların kenar uyumlarının bozulması, diş dokusu ve restorasyon arasında kenar boşluğunun oluşmasına ve dolayısıyla materyalde mikrosızıntıya, kenar renkleşmesine, ikincil çürük oluşmasına ve sonuç olarak da restorasyonun kaybına neden olabilmektedir (208).

Rezin esaslı restorasyon materyallerinin tümünde polimerizasyon sırasında %3-10 oranında hacimsel bir büzülme meydana gelmektedir (30,209). **Feilzer AJ ve ark (1988)**'nin yapmış oldukları çalışmalarında, KR'lerin polimerizasyon büzülmesinin %2.6-7.1 arasında olduğunu bildirmektedir (210).

Çalışmamızda Ketac N 100 materyali kenar uyumu açısından değerlendirildiğinde, 1. hafta kontrolünde 1 restorasyonun, 6. ay kontrolünde 3 restorasyonun, 12. ay kontrolünde 10 restorasyonun, 18. ay kontrolünde ise 14 restorasyonun Bravo olarak skorlandığı görülmüştür. Spectrum TPH³ materyali kenar uyumu açısından değerlendirildiğinde ise 1. hafta ve 6. ay kontrollerinde tüm restorasyonların Alfa olarak skorlandığı; 12. ve 18. ay kontrollerinde ise sadece 1'er restorasyonun Bravo olarak skorlandığı saptanmıştır. Materyallerin kenar uyumu değerleri arasındaki bu farklılığın materyallerin polimerizasyon büzülme miktarına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Restoratif materyallerin diş sert dokularına bağlanmaları ve ısı-genleşme katsayılarının incelendiği in-vitro çalışmalarda, RMCİS'ların diş sert dokularına olan bağlanma dayanımlarının ve ısı-genleşme katsayılarının KR'lerden daha düşük olduğu (44); ancak klinik takip çalışmalarında RMCİS'ların diş dokuları ile bağlanma dirençlerinin diğer

adeziv sistemlere (iki veya üç aşamalı total etch, tek veya iki aşamalı self-etch sistemler) oranla daha yüksek olduğu bildirilmiştir (204,211).

Gladys S ve ark (1998)'nın GCİS (HIFI Master Palette), üç farklı RMCİS (Fuji II LC, Vitremer, 3M Exp. 155) ve bir PMKR (Dyract) ile restore edilen V. sınıf restorasyonların 18 aylık klinik takiplerini yaptıkları çalışmalarında en iyi kenar uyumunu RMCİS olan Vitremer için belirlemişlerdir (206).

Yapılmış olan bu klinik takip çalışmalarının sadece V. sınıf kavitelerdeki restorasyonlarda yapılmış olması nedeniyle, bu çalışmaların sonuçlarının I. ve II. sınıf restorasyonlar ile benzerlik göstermeyeceklerini düşünmekteyiz.

Sidhu SK (2010) RMCİS'ların klinik takip çalışmaları ile ilgili yapmış olduğu derlemesinde; RMCİS'ların kenarlarının zamanla yıprandığını ve bozulduğunu bildirmiştir (125).

Dülgergil ÇT ve ark (2004) RMCİS (Vitremer) ve GCİS (Ketac-Molar) kullanarak ART tekniği ile yaptıkları restorasyonları modifiye USPHS kriterlerine göre skorladıkları 6 aylık kısa dönemli pilot çalışmalarında; her iki materyal açısından da ilk seans ve 6. ay kenar uyumlarının istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde bozulduğunu belirlemişlerdir (199).

Yip KHK ve ark (2003) hibrit kompozit (Spectrum TPH) ve tepilebilir KR (Surefil) ile restore edilen I. ve II. sınıf kompozit restorasyonların modifiye USPHS kriterlerine göre skorladıkları 12 aylık klinik takip çalışmalarında; Spectrum TPH materyali kenar uyumu açısından %75 oranında Alfa olarak skorlandığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar restorasyon kenarlarındaki fazla materyalin kırılarak küçük marjinal defektlere dönüşme nedenini restorasyonun cila ve bitim işlemlerinin doğru bir şekilde yapılmamasına bağlamışlardır (120). Spectrum TPH restorasyonlarında bağlanma ajanı olarak Prime&Bond NT tercih edilmiştir. Prime&Bond NT bonding ajanı çalışmamızdan farklı olarak minenin asitlenmesi yerine non-rinse yüzey hazırlayıcı uygulaması şeklinde kaviteye uygulanmıştır. Bu durumun materyalin kenar uyum sonuçlarını olumsuz yönde etkilemiş olabileceğini düşünmekteyiz.

Loguercio AD ve ark (2006) üç farklı tepilebilir kompozit (Solitaire, ALERT, Surefill) ve bir hibrit KR (Spectrum TPH) ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların üç yıllık klinik takiplerinde; Spectrum TPH restorasyonlarının kenar uyumunun %84 oranında Alfa

olarak skorlandığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar restorasyonların kenar uyumundaki problemlerin, kavite kenarlarındaki mine yüzeyinde bulunan taşkın ince kompozit materyalindeki kırılmaların neden olduğunu belirtmişlerdir (122). **Türkün LS ve Aktener BO (2001)** yaptıkları klinik takip çalışmasında ağız içerisinde ve hazırladıkları modeller üzerinde yaptıkları incelemelerde de benzer sonuçlar elde etmişlerdir (212)

Ernest CP ve ark (2006) bir nanofil kompozit (Filtek Supreme) ve bir fine hibrit kompozit (Tetric Ceram) ile yaptıkları II. sınıf restorasyonları USPHS kriterlerine göre skorladıkları iki yıllık klinik takip çalışmalarında; Tetric Ceram kenar uyumu açısından %96 oranında Alfa olarak skorlanmıştır (123).

Mahmoud SH ve ark (2008) ormocer (Admira), nanohibrit (Tetric Evo Ceram), nanofil (Filtek Supreme) ve bir mikrohibrit KR (Tetric Ceram) ile yapılan I. sınıf restorasyonların iki yıllık klinik takibinde; mikrohibrit kompozitin kenar uyumu %100 oranında Alfa olarak skorlanmıştır (183).

Sadeghi M ve ark (2010) bir mikrohibrit kompozit (Point 4), bir nanofil kompozit (Nanofil Premise) ve bir kondanse edilebilir KR (Packable Premise) ile yapılan I. sınıf restorasyonların 18 aylık randomize klinik takip çalışmalarında; mikrohibrit kompozitin tüm kontrollerinde kenar uyumu açısından sadece 2 adet restorasyonun Bravo olarak skorlandığını bildirmişlerdir (184).

Dresch W ve ark (2006) bir nanofill kompozit (Filtek Supreme), bir tepilebilir kompozit (Pyramid) ve iki farklı mikrohibrit KR (Esteth-X, Tetric-Ceram) ile I. ve II. sınıf restorasyonların bir yıllık klinik takibinde; Esteth-X materyali kenar uyumu açısından 12. ay sonunda %94 oranında Alfa olarak skorlanmıştır (185).

Materyallerin yapısal özellikleri dışında restorasyonun uygulandığı dişin yapısı da restorasyonun başarısını etkileyebilmektedir. Genç sürekli dişlerde, minenin tam olarak olgunlaşmamış olması, geniş dentin tübülleri ve prizmatik mine nedeniyle rezin esaslı restorasyon materyallerinin bağlanmasının azaldığı bildirilmiştir (213). Klinik takip çalışmamızda, restorasyonlar yaşları 7-15 arasında değişen çocuk hastalardaki genç sürekli alt birinci büyük azı dişlerine uygulanmıştır. Yalnızca her iki materyalin yapısal özelliklerinin değil uygulandıkları genç sürekli dişlerin yapısal özelliklerinin de sonuçlarımızda etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Süt ve sürekli dişlerin mine ve dentin dokusu, mineral yapısı ve mikro yapısal özellikleri açısından farklılıklar göstermektedir. Süt dişlerindeki primer dentin sürekli dişlerden oldukça ince, dentin tübüllerinin sayısı fazla ve çapları da daha geniştir. Bu farklılıklar süt dişlerinde rezin esaslı restorasyonların bağlanmasından sorumlu olan intertübüler dentinin azalmasına neden olmaktadır (214). Bağlanma dayanımı ile ilgili yapılan çalışmalarda rezin esaslı restoratif materyallerin süt dişlerindeki bağlanma dayanımlarının düşük olması bu farklılıklara bağlanabilir (215). Bu nedenle süt dişlerinde yapılmış olan klinik takip çalışmalarının sürekli dişlerinde yapılmış olan çalışmalar ile karşılaştırılmasının uygun olamayacağını düşünmekteyiz.

Rezin esaslı restorasyon materyallerinin kenar uyumları kullanılan bonding ajanından ve yüzey hazırlayıcı (conditioner) uygulamasından da etkilenebilmektedir (208,216). **Gjorgievska E ve ark (2008)** yaptıkları in-vitro çalışmalarında; RMCİS'in (Fuji II LC) yüzey hazırlayıcı uygulaması sonrası süt ve sürekli dişlerdeki kenar uyumunun yüzey hazırlayıcı uygulanmamış örneklere oranla daha iyi olduğunu ancak yüzey hazırlayıcı uygulamasının minede mikro çatlaklara neden olduğunu bildirmişlerdir (213).

Kournetas N ve ark (2004) iki farklı ormocer (Admira, Definite) ve bir hibrit KR (Spectrum TPH) ile restore edilen II. sınıf restorasyonların çiğneme simülatörü ile uygulanan kuvvet siklusu öncesi ve sonrasındaki marjinal ve kavite duvarlarındaki uyumunu inceledikleri çalışmalarında; Spectrum TPH'ün kavitenin oklüzal ve servikal bölgelerinde mükemmel bir uyum gösterdiğini belirlemişlerdir. Araştırmacılar, bu başarıyı sadece KR'lere bağlı olmadığını, kullanılan bonding ajanının (Prime & Bond NT) ve yapısındaki nano partiküllerinin de etkili olduğunu bildirmektedirler (208).

Cortes O ve ark (1993) asit uygulanmış ve uygulanmamış mine yüzeyine üç farklı RMCİS (Fuji II LC, Photac-Fil) ve bir PMKR'in (Dyract) bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında; asit uygulanmış mineye Fuji II LC ve Dyract'in bağlanma dayanımlarının diğer materyallere oranla istatistiksel olarak daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (217).

Çalışmamızda Ketac N 100 materyali firmanın önerileri doğrultusunda mine ve dentin yüzeyine forforik asit uygulaması yapılmadan 15 sn süreyle yüzey hazırlayıcı (conditioner)

uygulaması yapıldıktan sonra uygulanmıştır. CİS'lerde kullanılan ve polialkenoik asitten oluşan yüzey hazırlayıcı dentin dokusunu kimyasal olarak temizler, smear tabakasını uzaklaştırır, kollajen fibrilleri 0.5-1 µm açığa çıkarır, materyalin dentin yüzeyini ıslatma açısını ve dentinin yüzey enerjisini arttırılarak cam iyonomer simanın dentine bağlanmasını sağlayarak restorasyonun bağlanma direncini arttırır (216).

Abdalla AI (2000) üç farklı PMKR (Compoglass, Dyrect, F2000) ile iki farklı RMCİS'in (Fuji II LC, Photac-Fil) dentine bağlanma dayanımlarını inceledikleri in-vitro çalışmalarında; PMKR'de kaviteye uygulanan yüzey hazırlayıcın, materyalin diş dokusunun ıslatılabilirliğini arttırdığını ayrıca yapısındaki rezin içeriğinin de fazla olmasının materyallerin dentin dokusuna daha rahat bir şekilde infiltre olmalarını sağladığını bildirmişlerdir (140). Çalışmamızda nano-iyonomer olan Ketac N 100 materyalinde kenar uyumunun submikron hibrit kompozit olan Spectrum TPH³'den daha başarısız olmasını, Ketac N 100 materyalinin rezin içeriğinin daha az olmasına bağlamaktayız.

Rezin esaslı restoratif materyallerin kenar uyumlarının bozulması, organik materyallerin diş ile restorasyon arasında oluşan aralık içerisinde birikmesine neden olmaktadır. Zamanla bu organik materyaller aşınarak geride renkleşmiş bir alan bırakmakta ve kenar renkleşmesi meydana gelmektedir (117). Rezin esaslı restoratif materyallerin kenar uyumlarının bozulmasındaki en önemli faktörlerden biri materyallerin mine ve dentin dokusuna olan bağlanma dayanımlarıdır. KR'ler mine ve dentin yüzeyine asit ile pürüzlendirme sonrası oluşan mikroskobik girinti ve çıkıntılar ile oluşturdukları hibrit tabakası ve rezin taglar yardımı ile yani mikromekanik adezyon ile tutunurken; RMCİS'lar yapılarındaki poliakrilat iyonların diş dokularındaki hidroksiapatit kristallerinde bulunan fosfat iyonlar ile yer değiştirmesi sonucunda kimyasal olarak bağlanmaktadırlar. Ayrıca RMCİS'lar dentin tübüleri içerisinde oluşturdukları rezin taglar, intertübüler ve peritübüler dentinde oluşturdukları hibrit tabakası yardımı ile mikromekanik olarak bağlanmaktadırlar (140).

RMCİS'ların hem kimyasal hem de mikromekanik olarak diş sert dokuları ile bağlanmalarına rağmen yapılmış olan laboratuvar çalışmalarında RMCİS'ların diş sert dokularına bağlanma dayanımlarının KR'lerden daha düşük olduğu belirlenmiştir (218).

Restoratif materyaller içerisinde bulunan hava kabarcıkları, materyal yüzeyinde poroziteler oluşturmakta ve bu poroziteler içerisinde biriken organik debris, materyal yüzeyinde renklemeye neden olmaktadır. Tüm CİS'lar ve farklı KR tipleri ile yapılan restorasyonlarda zamanla bir renklemenin meydana gelebildiği bildirilmektedir. Bu materyallerde görülen renklemenin nedenleri arasında en önemli etken restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün artması veya materyalde meydana gelen su emilimi ile saydamlıklarını kaybetmiş olmalarıdır (117).

Dülgergil ÇT ve ark (2004) RMCİS (Vitremer) ve GCİS (Ketac-Molar) ile ART tekniği kullanarak sürekli azı dişlerindeki restorasyonları modifiye USPHS kriterlerine göre skorladıkları 6 aylık kısa dönemli pilot çalışmalarında; Vitremer'in kenar renklemesi açısından %84.7 oranında Alfa olarak skorlandığını ve kenar renklemesinin Ketac-Molar'a oranla istatistiksel olarak daha fazla olduğunu belirlemişlerdir (199).

Maneenut C ve ark (1995) üç farklı RMCİS (Fuji II LC, Photac-Fil, Vitremer) ile restore edilen V. sınıf restorasyonların bir yıllık klinik takip çalışmalarında; her üç materyalde de kenar renklemesinin meydana geldiğini belirlemişlerdir (219).

Yip KHK ve ark (2003) bir hibrit kompozit (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir kompozit (Surefil) rezin ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların modifiye USPHS kriterlerine göre skorlandıkları 12 aylık klinik takip çalışmalarında; Spectrum TPH kenar renklemesi açısından %90 oranında Alfa skorlanmıştır (120).

Poon ECM ve ark (2005) bir hibrit kompozit (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir kompozit (Surefil) rezin ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların modifiye USPHS kriterlerine göre skorlandıkları 3 yıllık klinik takip çalışmalarında; kenar renklemesi %83 oranında Alfa skorlanmış ve yapılmış olan başka bir klinik takip çalışmasında da benzer sonuçlar elde edilmiştir (121).

Türkün LŞ ve ark (2003) üç adet KR (Z100, Clearfil Ray-Posterior, Prisma TPH) ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların yedi yıllık takiplerinde; Prisma TPH kenar renklemesi açısından ilk 2 yıl %100 oranında Alfa skorlanırken, 5. ve 7. yıl kontrollerinde ise %90'a düşmüştür (13).

Dresch W ve ark (2006) nanofill (Filtek Supreme), tepilebilir (Pyramid) ve iki farklı (Esteth-X, Tetric-Ceram) mikrohibrit kompozit ile I. ve II. sınıf restorasyonların bir yıllık klinik takibinde; Esteth-X kenar renklemesi açısından 12. ay sonunda %100 oranında Alfa skorlanmıştır (184).

Mahmoud SH ve ark (2008) bir ormocer (Admira), bir nanohibrit kompozit (Tetric Evo Ceram), bir nanofil kompozit (Filtek Supreme) ve bir mikrohibrit (Tetric Ceram) KR ile yapılan I. sınıf restorasyonların 2 yıllık klinik takibinde; mikrohibrit kompozit'in kenar renklemesi %94 oranında Alfa skorlanmıştır (182).

Yapılan klinik takip çalışmalarında KR'lerin kenar renklemesi açısından RMCİS'lardan daha başarılı sonuçlar gösterdikleri ve bu sonucun materyallerin diş sert dokuları ile mikromekanik olarak bağlanmalarının etkili olduğunu; ayrıca bağlanmada kullanılan bonding ajanının da etkili olduğu bildirilmektedir. Çalışmamızın sonuçları da bu durumu destekler niteliktedir.

Restoratif materyallerin renk uyumunun değerlendirildiği klinik takip çalışmalarında, RMCİS'ların KR'lere oranla daha düşük bir başarı gösterdikleri görülmektedir (13,219).

RMCİS'ların hidrofilik yapıları nedeniyle su emilimlerinin yüksek olması renk stabilitesini de azaltmaktadır. Suda çözünebilir renkli maddelerin materyal içerisine penetrasyonu neticesinde restorasyonun zamanla renk uyumu bozulmaktadır (82). KR'ler ile yapılmış olan klinik takip çalışmalarında takip süresi arttıkça renk uyumunun da bozulduğu görülmektedir. Bu sayede KR'lerin renk uyumları RMCİS'lardan farklı olarak daha uzun bir sürede değişiklik göstermektedir.

Maneenut C ve ark (1995) üç farklı RMCİS (Fuji II LC, Photac-Fil, Vitremer) ile restore edilen V. sınıf restorasyonların bir yıllık klinik takip çalışmalarında, Vitremer ile yapılan restorasyonların renginde bir koyulaşmanın olduğunu belirlemişlerdir (219).

Neo J ve ark (1996) GCIS (Fuji Cap II), RMCİS (Fuji II LC) ve iki farklı KR (APH/Universal Bond 3-Lite Fill II A/Imperva Bond) ile restore edilen V. sınıf restorasyonları USPHS kriterlerine göre skorladıkları 18 aylık klinik takip çalışmalarında; Fuji II LC'nin renk uyumunu %52 oranında başarısız bulduklarını bildirmişlerdir (220).

Folwaczny M ve ark (2001) çürüklü ve çürüksüz V. sınıf kavitelere uygulanan iki farklı RMCİS (Fuji II LC, Photac-Fil), PMKR (Dyract) ve KR'in (Tetric) 3 yıllık klinik takiplerini yaptıkları çalışmalarında; renk uyumu açısından Fuji II LC'yi %42, Photac-Fil'i ise %60 oranında başarısız bulmuşlardır (221).

Yip KHK ve ark (2003) bir hibrit kompozit (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir KR (Surefil) ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların modifiye USPHS kriterlerine göre skorlandığı 12 aylık klinik takip çalışmalarında; Spectrum TPH'nin renk uyumu açısından %85 oranında Alfa olarak skorlandığını bildirmişlerdir (120).

Türkün LŞ ve ark (2003) üç adet KR (Z100, Clearfil Ray-Posterior, Prisma TPH) ile restore edilen I. ve II. sınıf restorasyonların yedi yıllık takiplerinde; Prisma TPH ilk yıl %97 oranında, ikinci yıl %94, beşinci yıl sonunda ise %90 oranında Alfa olarak skorlanmıştır. Yedinci yılın sonunda Prisma TPH restorasyonlarından birinin renk uyumu Charlie olarak skorlanması nedeniyle yenilendiği bildirilmiştir (13).

Poon ECM ve ark (2005) bir hibrit kompozit (Spectrum TPH) ve bir tepilebilir KR (Surefil) ile restore edilen I. ve II. sınıf KR restorasyonların modifiye USPHS kriterlerine göre skorlandığı üç yıllık klinik takip çalışmaları sonucunda; Spectrum TPH'ün renk uyumunun %79 oranında Alfa olarak skorlandığı belirlenmiştir (121).

Dresch W ve ark (2006) bir nanofill (Filtek Supreme), tepilebilir (Pyramid) ve iki farklı mikrohibrit KR (Esteth-X, Tetric-Ceram) ile I. ve II. sınıf restorasyonların bir yıllık klinik takibinde; Esteth-X renk uyumu açısından 12. ay sonunda %94 oranında Alfa olarak skorlanmıştır (185).

Çalışmamızda, Ketac N 100 materyalinin 1. hafta renk uyumu skorlarının tüm restorasyonlar için Alfa olarak skorlandığı, 6. ay ve 12. ay kontrollerinde sadece 1'er restorasyonun Bravo olarak skorlandığı, 18. ay kontrolünde ise 4 restorasyonun Bravo olarak skorlanırken, Spectrum TPH³ materyali ise 1. hafta, 6. ay ve 12. ay kontrollerinde Alfa olarak skorlanırken; 18. ay kontrolünde ise sadece 1 restorasyonun Bravo olarak skorlanmıştır. Ketac N 100 ve Spectrum TPH³ materyallerinin renk uyumu skorlamaları karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır. Restoratif materyallerin renk uyumları ile ilgili yapılmış olan klinik takip çalışmalarının sonuçları submikron hibrit

kompozit ile benzerlik gösterirken, kullandığımız nano-iyonomerin renk uyumunda çok daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

Sonuç olarak çalışmamızda kullandığımız her iki rezin esaslı restoratif materyallerinin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi ve 18 aylık klinik takibi sonucunda, nano iyonomerin eğilme dayanımı, esneklik katsayısı, su emilimi ve su çözünürlüğünün in-vitro koşullarda submikron hibrit kompozite kıyasla daha zayıf olmasına karşın, 18 aylık klinik takibimiz neticesinde her iki materyalin sürekli dişlerin I. sınıf kavitelerinde başarı ile uygulanabileceği görülmüştür. Ancak her iki materyalin kısa dönem klinik takibini yaptığımız çalışmamızın uzun dönem klinik takip çalışmaları ile desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

6. SONUÇLAR

Çalışmamızın sonuçlarına göre;

1. Çalışmamızda kullandığımız nano-iyonomer materyalinin su emiliminin ve su çözünürlüğünün submikron hibrit kompozit materyalinden daha yüksek olduğu saptanmıştır.
2. Nano-iyonomer materyalinin eğilme dayanımının ve esneklik katsayısının, submikron hibrit kompozitten daha az olduğu saptanmıştır.
3. Materyallerin su emilim ve su çözünürlüğü ile eğilme dayanımı ve esneklik katsayı değerleri arasında pozitif yönde anlamlı bir ilişki olduğu belirlenmiştir.
4. Çalışmaya katılan hastaların kontrol randevularındaki Pİ, Dİ, OHİ ve Gİ değerlerinin, başlangıç (1. gün) değerlerine oranla düşüş gösterdikleri görülmüştür.
5. Spectrum TPH³ materyali Ketac N 100'e oranla; kenar uyumu, kenar renklemesi, anatomik form-aşınma ve restorasyonda kırık parametreleri açısından daha iyi bir klinik başarı göstermiştir.
6. 18 aylık klinik takip süresince restore edilen hiçbir dişte ikincil çürük oluşumu veya vitalite kaybı görülmemiştir.
7. 18 aylık klinik takip sonucunda sadece Ketac N 100 restorasyonlarının sadece biri restorasyonda oluşan kırık nedeniyle yenilenmiş ve bu restorasyon çalışma dışında bırakılmıştır. Spectrum TPH³ restorasyonlarında ise hiçbir başarısızlık ile karşılaşılmamıştır.
8. ADA'nın arka dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin kabulü ile ilgili kılavuzuna göre Ketac N 100 restorasyonlarının 18 ay sonundaki klinik başarısı %98.5, Spectrum TPH³ restorasyonlarının klinik başarısı ise %100 olarak belirlenmiştir.
9. 18 aylık klinik takip sonucunda her iki rezin esaslı restoratif materyali I. sınıf kavitelere kabul edilebilir bir klinik başarı göstermişlerdir.

7. KAYNAKLAR

1. Çağlar E, Çıldır ŞK, Sandallı N. Cam iyonomer simanlar. Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi, 9: 30-38, 2007.
2. Yap AU, Wang X, Wu X, Chung SM. Comparative hardness and modulus of tooth-colored restoratives: a depth-sensing microindentation study. Biomaterials, 25: 2179-85, 2004.
3. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. Dent Mater, 16: 129-138, 2000.
4. Demirci M. Hibrid iyonomerler ve kompomerlerin klinik özellikleri. Türk Dişhekimliği Birliği Dergisi. 75: 49-52, 2003.
5. Mount GJ, Tyas MJ, Ferracane JL, Nicholson JW, Berg JH, Simonsen RJ, Ngo HC. A revised classification for direct tooth-colored restorative materials. Quintessence Int, 40: 691-72, 2009.
6. Cvar JF, Gunnar Ryge. Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. Clin Oral Investig, 9: 215-232, 2005.
7. Chadwick B, Treasure E, Dummer P, Dunstan F, Gilmour A, Jones R, Phillips C, Stevens J, Rees J, Richmond S. Challenges with studies investigating longevity of dental restorations--a critique of a systematic review. J Dent. 29: 155-61, 2001.
8. Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B. Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. Clin Oral Investig, 10: 119-25, 2006.
9. Mjör IA. Minimum requirements for new dental materials. J Oral Rehabil, 34: 907-12, 2007.
10. Bayne SC. Dental restorations for oral rehabilitation - testing of laboratory properties versus clinical performance for clinical decision making. J Oral Rehabil, 34: 921-32, 2007.
11. Abdalla AI, Davidson CL. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro Class II composite restorations. J Dent, 21: 158-62, 1993.
12. el-Mowafy OM, Lewis DW, Benmergui C, Levinton C. Meta-analysis on long-term clinical performance of posterior composite restorations. J Dent, 22: 33-43, 1994.

13. Türkün LS, Türkün M, Özata F. Two-year clinical evaluation of a packable resin-based composite. *J Am Dent Assoc*, 134: 1205-12, 2003.
14. Barnes DM, Blank LW, Gingell JC, Gilner PP. A clinical evaluation of a resin-modified. Glass ionomer restorative material. *J Am Dent Assoc*, 126: 1245-53, 1995.
15. Croll TP. Light-hardened Class I glass-ionomer-resin cement restoration of a permanent molar. *Quintessence Int*, 24: 109-13, 1993.
16. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*, 80: 280-301, 1998.
17. Summitt JB. *Fundamentals of Operative Dentistry a Contemporary Approach*. (3rd ed.) Quintessence Publishing, China, 2006.
18. Dayangaç B. *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. (1. Basım) Güneş Kitabevi, Ankara, 2000.
19. Demirci M. *Yeni nesil cam-ionomer sistemin in-vivo ve insitu değerlendirilmesi*. İstanbul Üniversitesi, Doktora tezi, İstanbul, 1996.
20. Alberts HF. *Tooth-Colored Restoratives Principles and Techniques* (9th ed.) BC Decker, London, 2002.
21. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int*, 25: 587-9, 1994.
22. Mount GJ. Buonocore Memorial Lecture. Glass-ionomer cements: past, present and future. *Oper Dent*. 19: 82-90, 1994.
23. Ersöz E. Cam iyonomer simanların sınıflandırılması. *Türk Dişhekimliği Birliği Dergisi*, 71: 52-54, 2003.
24. Cildir SK, Sandalli N. Fluoride release/uptake of glass-ionomer cements and polyacid-modified composite resins. *Dent Mater*, 24: 92-7, 2005.
25. McLean JW. Clinical applications of glass-ionomer cements. *Oper Dent*, 5: 184-90, 1992.
26. Nicholson JW, Anstice HM, McLean JW. A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. *Br Dent J*, 173: 98-101, 1992.
27. Aboush YE, Jenkins CB. An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentine and enamel. *Br Dent J*, 161: 179-84, 1986.

28. Mitsuhashi A, Hanaoka K, Teranaka T. Fracture toughness of resin-modified glass ionomer restorative materials: effect of powder/liquid ratio and powder particle size reduction on fracture toughness. *Dent Mater.* 19: 747-57, 2003.
29. Croll TP. Glass ionomers for infants, children, and adolescents. *J Am Dent Assoc*, 120: 65-8, 1990.
30. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *Int Dent J*, 48: 3-16, 1998.
31. Attin T, Vataschki M, Hellwig E. Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence Int*, 27: 203-209, 1996.
32. Demirci M. Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract AP) in class I cavities: 5-year results. *J Adhes Dent*, 9: 547-53, 2007.
33. Yap A, Lee CM. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *J Oral Rehabil*, 24: 310-4, 1997.
34. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res*, 76: 883-94, 1997.
35. Antonucci JM. Toughened glass-ionomer cements. *Trends Tech Contemp Dent Lab*, 5: 4, 1988.
36. Toledano M, Osorio E, Osorio R, García-Godoy F. Microleakage of Class V resin-modified glass ionomer and compomer restorations. *J Prosthet Dent*, 81: 610-5, 1999.
37. Wilson AD. Resin-modified glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont*, 3: 425-9, 1990.
38. Eli I, Cooper Y, Ben-Amar A, Weiss E. Antibacterial activity of three dental liners. *J Prosthodont*, 4: 178-82, 1995.
39. Elledge DA. Multifunctional bases and liners. *Dent Clin North Am*, 42: 739-54, 1998.
40. Walmsley AD. *Restorative Dentistry*. (2nd ed.) Elsevier, China, 2002.
41. Wandera A. In vitro enamel effects of a resin-modified glass ionomer: fluoride uptake and resistance to demineralization. *Pediatr Dent*, 20: 411-7, 1998.
42. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24: 423-9, 2002.

43. Mount GJ. Clinical placement of modern glass-ionomer cements. *Quintessence Int*, 24: 99-107, 1993.
44. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the *American Journal of Dentistry*. *Am J Dent*, 8: 59-67, 1995.
45. Ketac Nano light curing glass ionomer restorative technical product profile and material safety data sheet. 2006.
46. Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials*, 24: 2451-61, 2003.
47. Roberson TM. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. (4th ed.) Mosby, USA, 2002.
48. O'Brien W. *Dental Materials and Their Selection*. (3rd ed.) Quintessence Publishing, Canada, 2002.
49. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 105: 97-116, 1997.
50. Leinfelder KF. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. *J Am Dent Assoc*, 126: 662-676, 1995.
51. Qvist V, Laurberg L, Poulsen A, Teglers PT. Class II restorations in primary teeth: 7-year study on three resin-modified glass ionomer cements and a compomer. *Eur J Oral Sci*, 112: 188-96, 2004.
52. Poss SD. Using a new condensable composite for posterior restorations. *Compend Contin Educ Dent Suppl*, 23: 14-8, 1999.
53. Kahler B, Kotousov A, Michael VS. On the design of dental resin-based composites: A micromechanical approach. *Acta Biomaterials*, 4: 165-172, 2008.
54. Watts TLP. *Periodontics in practice, science with humanity*. (1st ed.) Martin Dunitz Publishing. United Kingdom, 2000, p:33-38.
55. Dietschi D, Magne P, Holz J. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence Int*, 25: 659-77, 1994.
56. Iwami Y, Yamamoto H, Sato W, Kawai K, Torii M, Ebisu S. Weight change of various light-cured restorative materials after water immersion. *Oper Dent*, 23: 132-7, 1998.
57. Oilo G. Early erosion of dental cements. *Scand J Dent Res*, 92: 539-43, 1984.
58. Phillips S, Bishop BM. An in vitro study of the effect of moisture on glass-ionomer cement. *Quintessence Int*, 16: 175-7, 1985.

59. Mathis RS, Ferracane JL. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dent Mater*, 5: 355-8, 1989.
60. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res*, 70: 72-4, 1991.
61. Uno S, Finger WJ, Fritz U. Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater*, 12: 64-9, 1996.
62. Yap AU, Teoh SH, Tan KB. Influence of water exposure on three-body wear of composite restoratives. *J Biomed Mater Res*, 53: 547-53, 2000.
63. Mortier E, Gerdolle DA, Jacquot B, Panighi MM. Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent--resin-based filling material. *Oper Dent*, 29: 669-76, 2004.
64. Kuhn AT, Wilson AD. The dissolution mechanisms of silicate and glass-ionomer dental cements. *Biomaterials*, 6: 378-82, 1985.
65. Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G. Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and compomers. *J Dent Res*, 77: 2012-9, 1998.
66. May KN Jr, Swift EJ Jr, Wilder AD Jr, Futrell SC. Effect of a surface sealant on microleakage of Class V restorations. *Am J Dent*, 9: 133-6, 1996.
67. Kanchanasavita W, Anstice HM, Pearson GJ. Water sorption characteristics of resin-modified glass-ionomer cements. *Biomaterials*, 18: 343-9, 1997.
68. Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater*, 15: 71-8, 1999.
69. Musanje L, Shu M, Darvell BW. Water sorption and mechanical behaviour of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dent Mater*, 17: 394-401, 2001.
70. Malacarne J, Carvalho RM, De Goes MF, Svirzero N, Pashley DH, Tay F, Et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dental Mater*, 22: 973-980, 2006.
71. Küçükeşmen HC, Öztaş DD, Küçükeşmen Ç, Kaplan R, Farklı tiplerdeki geleneksel ve rezin-modifiye cam iyonomer simanların su emilim ve suda çözünürlüğü. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32: 25-34, 2005.
72. von Fraunhofer JA, Curtis P Jr. Physical and mechanical properties of anterior and posterior composite restorative materials. *Dent Mater*, 5: 365-8, 1989.

73. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 24: 655-65, 2003.
74. Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res*, 63: 1248-54, 1984.
75. Oysaed H, Ruyter IE. Composites for use in posterior teeth: mechanical properties tested under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res*, 20: 261-71, 1986.
76. El-Hadary A, Drummond JL. Comparative study of water sorption, solubility, and tensile bond strength of two soft lining materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83: 356-61, 2000.
77. Mohsen NM, Craig RG. Hydrolytic stability of silanated zirconia-silica-urethane dimethacrylate composites. *J Oral Rehabil*, 22: 213-20, 1995.
78. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil*, 21: 441-52, 1994.
79. Prati C, Mongiorgi R, Bertocchi G, Baldisserotto G. Dental composite resin porosity and effect on water absorption. *Boll Soc Ital Biol Sper*, 67: 409-14, 1991.
80. Peutzfeldt A, Asmussen E. Influence of ketones on selected mechanical properties of resin composites. *J Dent Res*, 71: 1847-50, 1992.
81. Söderholm KJ. Leaking of fillers in dental composites. *J Dent Res*, 62: 126-30, 1983.
82. Cefaly DFG, Franco EB, Mondelli RFL, Francisconi PAS, Navarro MFL. Diametral tensile strength and water sorption of glass-ionomer cements used in Atraumatic Restorative Treatment. *J Appl Oral Sci*, 11: 96-101, 2003.
83. Örtengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil*, 28: 1106-15, 2001.
84. Vaubert VM, Moon PC, Love BJ. Extractable free monomers from self-cured dental sealants resulting from dispensing errors. *J Biomed Mater Res*, 48: 5-8, 1999.
85. Oysaed H, Ruyter IE. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res*, 65: 1315-8, 1986.
86. Örtengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *J Dent*, 29: 35-41, 2001.

87. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, Garcia-Godoy F. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *J Dent*, 31: 43-50, 2003.
88. Ayna BE, Çelenk S, Bolgöl BS, Atakul F, Uysal E. Water sorption and water solubility of various restorative materials. *J Dental Sci*, 12: 43-46, 2006.
89. Bektaş ÖÖ, Eren D, Hürmüzlü F. Farklı iki kompozit rezinin su emilimi yönünden karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9: 95-100, 2006.
90. Sevilmiş HH, Bulucu B. Water sorption property of adhesive materials. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 31: 16-21, 2007.
91. Behle CA. Conservative direct and indirect resin posterior restorative alternatives for cracked dentition. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 9: 405-13, 1997.
92. Anusavice KJ. *Phillips Science of Dental Materials*. (11th ed.) WB Saunders, USA, 1996 s: 8-20.
93. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Ass*, 24: 73-84, 1993.
94. Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. *J Dent*, 31: 549-57, 2003.
95. Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. *Dent Mater*, 18: 64-71, 2002.
96. International Organization for Standardization. *ISO 4049: Dentistry-Polymer-based filling, restorative and luting materials*. Switzerland, 2000.
97. Braem M, Finger W, Van Doren, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater*, 5: 346-8, 1989.
98. Rodrigues SA, Junior, Zanchi CH, Carvalho RV, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin based composites. *Braz Oral Res*, 21: 16-21, 2007.
99. Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. *Oper Dent*, 12: 53-78, 1987.
100. ADA division of science on behalf of the ADA council on scientific affairs. Resin-based composites *J Am Dent Assoc*; 134: 510-512, 2003.

101. Xu HH, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, Rekow ED. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res*, 77: 472-80, 1998.
102. Burgess JO, Barghi N, Chan DC, Hummert T. A comparative study of three glass ionomer base materials. *Am J Dent*, 6: 137-41, 1993.
103. Smales RJ, Koutsikas P. Occlusal wear of resin-ionomer restorative materials. *Aust Dent J*, 40: 171-2, 1995.
104. Leinfelder KF, Sluder TB, Santos JFF, Wall JT. Five year clinical evaluation of anterior and posterior restorations of composite resin. *Oper Dent*, 5: 57-65, 1980.
105. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*, 29: 481-508, 2004.
106. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*, 16: 33-40, 2000.
107. Al-Sharaa KA, Watts DC. Stickiness prior to setting of some light cured resin-composites. *Dent Mater*, 19: 182-7, 2003.
108. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res*, 42: 465-72, 1998.
109. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent*, 87: 642-9, 2002.
110. Attar N, Tam LE, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *J Can Dent Assoc*, 69: 516-21, 2003.
111. Walker MP, Haj-Ali R, Wang Y, Hunziker D, Williams KB. Influence of environmental conditions on dental composite flexural properties. *Dent Mater*, 22: 1002-7, 2006.
112. Della Bona A, Benetti P, Borba M, Cecchetti D. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Braz Oral Res*, 22: 84-9, 2008.
113. Üçtaşlı MB, Arısu HD, Lasilla LV, Valittu PK. Effect of preheating on the mechanical properties of resin composites. *Eur J Dent*, 2: 263-8, 2008.
114. Cvar J, Ryge G. Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. USPHS Publ. No: 790-244, US Government Printing Office, San Francisco, 1971.
115. Türkün LS, Aktener BO, Ateş M. Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: a 7-year report. *Quintessence Int*, 34: 418-26, 2003.

116. Bayne SC, Schmalz G. Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials. *Clin Oral Investig*, 9: 209-14, 2005.
117. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater*, 21: 9-20, 2005.
118. Folwaczny M, Loher C, Mehl A, Kunzelmann KH, Hinkel R. Tooth-colored filling materials for the restoration of cervical lesions: a 24-month follow-up study. *Oper Dent*, 5: 251-8, 2000.
119. Segura A, Donly K J, Croll TP, Bar-Zion Y, A retrospective evaluation ionomer cement restorations in primary teeth: Clinical performance of resin-modified glass. *J Am Dent Assoc*, 132: 1110-1116, 2001.
120. Yip KHK, Poon BKM, Chu FCS, Poon ECM, Kong FYC, Smales RJ. Clinical evaluation of packable and conventional hybrid resin-based composites for posterior restorations in permanent teeth, results at 12 months. *J Am Dent Assoc*, 134: 1581-9, 2003.
121. Poon ECM, Smales RJ, Yip KHK. Clinical evaluation of packable and conventional hybrid posterior resin-based composites: Results at 3.5 years. *J Am Dent Assoc*, 136: 1533-40, 2005.
122. Loguercio AD, Reis A, Hernandez PAG, Macedo RP. 3 year clinical evaluation of posterior packable composite resin restorations. *J of Oral Rehab*, 33: 144-51, 2006.
123. Ernest CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B. Two year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig*, 10: 119-25, 2006.
124. Gianordoli Neto R, Santiago SL, Mendonça JS, Passos VF, Launs JRP, Navarro MF. One year clinical evaluation of two different types of composite resins in posterior teeth. *J Contemp Dent Pract*, 9: 26-33, 2008.
125. Sidhu SK. Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dent Mater*, 26: 7-12, 2010.
126. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent*, 3: 45-64, 2001.
127. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Investig*, 7: 63-70, 2003.

128. Acceptance Program Guidelines Resin Based Composites for Posterior Restorations American Dental Association Council on Scientific Affairs, 2001.
129. Antczak-Bouckoms AA, Tulloch JF, Berkey CS. Split-mouth and cross-over designs in dental research. *J Clin Periodontol*. 17: 446-53, 1990.
130. Lesaffre E, Philstrom B, Needleman I, Worthington H. The design and analysis of split-mouth studies: what statisticians and clinicians should know. *Stat Med*, 28: 3470-82, 2009.
131. World Health Organization, Oral Health Surveys: Basic Methods, 4th ed. Geneva: 1997.
132. Sandallı P. Periodontal Hastalıkların Epidemiyolojisi. 2. Baskı, 2007, s:100-101.
133. University of Michigan, School of Dentistry. (<http://www.dent.umich.edu/cer/>)
134. Hickel R, Roulet J-F, Bayne S, Heintze SD, Mjör IA, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, Tyas M, Vanherle G. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Investig*, 11: 5-33, 2007.
135. Knibbs PJ. Methods of clinical evaluation of dental restorative materials. *J Oral Rehabil*, 24: 109-23, 1997.
136. Busato ALS, Loguercio AD, Reis A, Carrilho MRO. Clinical evaluation of posterior composite restorations:6 year result. *Am J Dent*, 14: 304-308, 2001.
137. Civelek A, Ersoy M, Ozel E, Soyman M. Flexural modulus and polymerization shrinkage of class V composite resin restorations. *Balk J Stom*, 9: 22-24, 2005.
138. ADA council on scientific affairs; ADA council on dental benefit programs. Statement on posterior resin-based composites. *J Am Dent Assoc*, 129: 1627-1628, 1998.
139. Chinelatti MA, Ramos RP, Chimello DT, Palma-Dibb RG. Clinical performance of a resin-modified glass-ionomer and two polyacid-modified resin composites in cervical lesions restorations: 1-year follow-up. *J Oral Rehabil*, 31: 251-7, 2004.
140. Abdalla AI. Morphological interface between hybrid ionomers and dentin with and without smear-layer removal. *J Oral Rehabil*, 27: 808-14, 2000.
141. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, 134: 1382-90, 2003.
142. Prosser HJ, Powis DR, Wilson AD. Glass-ionomer cements of improved flexural strength. *J Dent Res*, 65: 146-8, 1986.
143. Kanchanasavita W, Anstice HM, Pearson GJ. Long-term flexural strengths of resin-modified glass-ionomer cements. *Biomaterials*, 19: 1703-13, 1998.

144. Azillah MA, Anstice HM, Pearson GJ. Long-term flexural strength of three direct aesthetic restorative materials. *J Dent*, 26: 177-82, 1998.
145. Muench A, Correa IC, Grande MRH, Joao M. The effect of specimen dimensions on the flexural strength of a composite resin. *J Appl Oral Sci*, 13: 265-8, 2005.
146. Cobb DS, Macgregor KM, Vargas MA, Denehy GE. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. *J Am Dent Assoc*, 131: 1610-1615, 2000.
147. Saskalauskaite E, Tam LE, McComb D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. *J Prosthodont*, 17: 262-8, 2008.
148. Ersoy M, Civelek A, L'hotelier E, Say EC, Soyman M. Physical properties of different composites. *Dental Materials Journal*, 23: 278-283, 2004.
149. Pace LL, Hummel SK, Marker VA, Bolouri A. Comparison of the flexural strength of five adhesive resin cements. *J Prosthodont*, 16: 18-24, 2007.
150. Azillah MA, Anstice HM, Pearson GJ. Long-term flexural strength of three direct aesthetic restorative materials. *J Dent*, 26: 177-82, 1998.
151. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, Bis-GMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater*, 14: 51-56, 1998
152. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light *Eur J Oral Sci*, 108: 341-5, 2000.
153. Combe EC, Shaglouf AM, Watts DC, Wilson NH. Mechanical properties of direct core build-up materials. *Dent Mater*, 15: 158-65, 1999.
154. Ferracane JL, Ferracane LL, Musanje L. Effect of light activation method on flexural properties of dental composites. *Am J Dent*, 16: 318-22, 2003.
155. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig*, 13: 427-38, 2009.
156. Yap AU, Mudambi S, Chew CL, Neo CL. Mechanical properties of an improved visible light-cured resin-modified glass ionomer cement. *Oper dent*, 26: 295-301, 2001.
157. Gerdolle DA, Mortier E, Jacquot B, Panighi MM. Water sorption and water solubility of current luting cements: an in vitro study. *Quintessence Int*, 39: 107-14, 2008.
158. Cefaly DF, Wang L, de Mello LL, dos Santos JL, dos Santos JR, Lauris JR. Water sorption of resin-modified glass-ionomer cements photoactivated with LED. *Braz Oral Res*, 20: 342-6, 2006.

159. Beriat NC, Nalbant D. Water Absorption and HEMA Release of Resin-Modified Glass-Ionomers. *Eur J Dent*, 3: 267-72, 2009.
160. Küçükeşmen Ç, Öztaş DD, Küçükeşmen HC, Erkut S. Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen kompozit, kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer siman materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlük düzeylerinin incelenmesi. *S.D.Ü Tıp fakültesi dergisi*, 14: 17-23, 2007.
161. Archegas LR, Caldas DB, Rached RN, Vieira S, Souza EM. Sorption and solubility of composites cured with quartz-tungsten halogen and light emitting diode light-curing units. *J Contemp Dent Pract*, 9: 73-80, 2008.
162. Pearson GJ. Long term water sorption and solubility of composite filling materials. *J Dent*, 7: 64-8, 1979.
163. Dhanpal P, Yiu CK, King NM, Tay FR, Hiraishi N. Effect of temperature on water sorption and solubility of dental adhesive resins. *J Dent*, 37: 122-32, 2009.
164. Nicholson JW. The physics of water sorption by resin-modified glass-ionomer dental cements. *J Mater Sci Mater Med*, 8: 691-5, 1997.
165. Nicholson JW, Anstice HM, McLean JW. A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. *Br Dent J*, 173: 98-101, 1992.
166. Aliping-McKenzie M, Linden RW, Nicholson JW. The effect of saliva on surface hardness and water sorption of glass-ionomers and "compomers". *J Mater Sci Mater Med*, 14: 869-73, 2003.
167. Berger SB, Palialol AR, Cavalli V, Giannini M. Characterization of water sorption, solubility and filler particles of light-cured composite resins. *Braz Dent J*, 20: 314-8, 2009.
168. Mortier E, Gerdolle DA, Dahoun A, Panighi MM. Influence of initial water content on the subsequent water sorption and solubility behavior in restorative polymers. *Am J Dent*, 18: 177-81, 2005.
169. Sarrett DC, Söderholm KJ, Batich CD. Water and abrasive effects on three-body wear of composites. *J Dent Res*, 70: 1074-81, 1991.
170. Keyf F, Tuna SH, Şen M, Safray A. water sorption and solubility of different luting and restorative cements. *Turk J Med Sci*, 37: 47-55, 2006.

171. da Silva EM, Almeida GS, Poskus LT, Guimarães JG. Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite. *J Appl Oral Sci*, 16: 161-6, 2008.
172. Martin N, Jedynekiewicz N. Measurement of water sorption in dental composites. *Biomaterials*, 19: 77-83, 1998.
173. Braden M. Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials. II. Experimental materials. *Biomaterials*, 5: 373-5, 1984.
174. de Moraes RR, Gonçalves Lde S, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Oper Dent*, 34: 551-7, 2009.
175. Nicholson JW, Czarnecka B. Kinetic studies of water uptake and loss in glass-ionomer cements. *J Mater Sci Mater Med*, 19: 1723-7, 2008.
176. Sang J. TPH³ micro matrix restorative technical manual, Dentsply Caulk, 2004.
177. Rosin M, Steffen H, Korschake C, Greese U, Teichmann D, Hartmann A, Meyer G. One-year evaluation of an Ormocer restorative-a multipractice clinical trial. *Clin Oral Investig*, 7: 20-6, 2003.
178. Jacobsen T. Bonding of resin to dentin. Interactions between materials, substrate and operators. *Swed Dent J Suppl*, 160: 1-66, 2003.
179. Opdam NJM, Roeters JJM, Joosten M, Vd Veeke O. Porosities and voids in class I restorations placed by six operators using a packable or syringable composite. *Dent Mater*, 18: 58-63, 2002.
180. Fagundes TC, Barata TJ, Bresciani E, Cefaly DF, Jorge MF, Navarro MF. Clinical evaluation of two packable posterior composites: 2-year follow-up. *Clin Oral Investig*, 10: 197-203, 2006.
181. Köhler B, Rasmusson CG, Odman P. A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. *J Dent*, 28: 111-6, 2000.
182. Manhart J, Chen HY, Hickel R. Three-year results of a randomized controlled clinical trial of the posterior composite QuiXfil in class I and II cavities. *Clin Oral Investig*, 13: 301-7, 2009.
183. Mahmoud SH, El-Embaby AE, AbdAllah AM, Hamama HH. Two-year clinical evaluation of ormocer, nanohybrid and nanofill composite restorative systems in posterior teeth. *J Adhes Dent*. 10: 315-22, 2008.

184. Sadeghi M, Lynch D, Shahamat N. Eighteen-month clinical evaluation of microhybrid, packable and nanofilled resin composites in Class I restorations. *Clin Oral Invest*, 2010.
185. Dresch W, Volpato S, Gomes JC, Ribeiro NR, Reis A, Loguercio AD. Clinical evaluation of a nanofilled composite in posterior teeth: 12-month results. *Oper Dent*, 31: 409-17, 2006.
186. Ersin NK, Candan U, Aykut A, Onçağ O, Eronat C, Kose T. A clinical evaluation of resin-based composite and glass ionomer cement restorations placed in primary teeth using the ART approach Results at 24 months. *J Am Dent Assoc*, 137: 1529-36, 2006.
187. Can Say E, Kayahan B, Ozel E, Gokce K, Soyman M, Bayirli G. Clinical evaluation of posterior composite restorations in endodontically treated teeth. *J Contemp Dent Pract*, 7: 17-25, 2006.
188. Ritter AV. Posterior composites revisited. *J Esthet Restor Dent*, 20: 57-67, 2008.
189. Crim GA, Chapman KW. Reducing microleakage in Class II restorations: an in vitro study. *Quintessence Int*, 25: 781-5, 1994.
190. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc*, 131: 26-30, 2000.
191. Mount GJ, Patel C, Makinson OF. Resin modified glass-ionomers: strength, cure depth and translucency. *Aust Dent J*, 47: 339-43, 2002.
192. Nicholson JW. Adhesive dental materials and their durability. *Int J of Adhesion and Adhesives*, 20: 11-16, 2000.
193. Wilder AD Jr, May KN Jr, Bayne SC, Taylor DF, Leinfelder KF. Seventeen-year clinical study of ultraviolet-cured posterior composite Class I and II restorations. *J Esthet Dent*, 11: 135-42, 1999.
194. Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Krämer N. Clinical Performance of Viscous Glass Ionomer Cement in Posterior Cavities over Two Years. *Int J Dent*, 781462, 2009.
195. da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *J Dent*, 34: 427-35, 2006.
196. De Souza FB, Guinaraes RP, Silva CHV. a clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations:one year report. *Quintessence Int*, 36: 41-45, 2005.
197. Nash RW, Lowe RA, Leinfelder K. Using packable composite for direct posterior placement. *J Am Dent Assoc*, 132: 1099-104, 2001.

198. O'Brien WJ, Yee Jr. J. Microstructure of posterior restorations of composite resin after clinical wear. *Oper Dent*, 5: 90-4, 1980.
199. Dülgergil ÇT, Soyman M, Civelek A. Atraumatic restorative treatment with resin-modified glass ionomer material: Short-term results of a pilot study. *Med Princ Pract*, 14: 277-280, 2005.
200. Crisp S, Lewis BG, Wilson AD. Characterisation of glass-ionomer cements I: long-term hardness and compressive strength. *Journal of Dentistry*, 4: 164-166, 1976.
201. Iwami Y, Yamamoto H, Sato W, Kawai K, Torii M, Ebisu S. Weight change of various light-cured restorative materials after water immersion. *Oper Dent*, 23: 132-7, 1998.
202. De Gee AJ. Some aspects of vacuum mixing of composite resins and its effect on porosity. *Quintessence Int*, 7: 69-74, 1979.
203. Tjan AH, Chan CA. The polishability of posterior composites. *J Prosthet Dent*, 61: 138-46, 1989.
204. Powell LV, Johnson GH, Gordon GE. Factors associated with clinical success of cervical abrasion/erosion restorations. *Oper Dent*, 20: 7-13, 1995.
205. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res*, 76: 883-894, 1997.
206. Gladys S, Braem M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Immediate versus one-month wet storage fatigue of restorative materials. *Biomaterials*, 19: 541-4, 1998.
207. Aw TC. A three year clinical evaluation of two-bottle versus one-bottle dentin adhesives. *J Am Dent Assoc*, 136: 311-322, 2005.
208. Kournetas N, Chakmakchi M, Kakaboura A, Rahiotis C, Geis-Gerstorfer J. Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. *Clin Oral Investig*, 8: 123-9, 2004.
209. Glen JF. Composition and properties of unfilled and composite resin restorative materials. In: Smith DC, Williams DF. *Biocompatibility of dental materials*. Boca Raton, Fla: CRC Press, 98-130, 1982.
210. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass ionomer cements. *J Prosthet Dent*, 59: 297-300, 1988.

211. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*, 21: 864-81, 2005.
212. Türkün LS, Aktener BO. Twenty four month clinical evaluation of different posterior composite resin materials. *J Am Dent Assoc*, 132: 196-203, 2001.
213. Celiberti P, Lussi A. Use of a self-etching adhesive on previously etched intact enamel and its effect on sealant microleakage and tag formation. *J Dent*, 33: 163-71, 2005.
214. Gjorgievska E, Nicholson JW, Iljovska S, Slipper IJ. Marginal adaptation and performance of bioactive dental restorative materials in deciduous and young permanent teeth. *J Appl Oral Sci*, 16: 1-6, 2008.
215. Courson F, Bouter D, Ruse ND, Degrange M. Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *L Oral Rehabil*, 32: 296-303, 2006.
216. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H. *Dent Mater*. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater*, 17: 445-55, 2001.
217. Cortes O, Garcia-Godoy F, Boj JR. Bond strength of resin-reinforced glass ionomer cements after enamel etching. *Am J Dent*, 6: 299-301, 1993.
218. Legler LR, Retief DH, Bradley EL, Denys FR, Sadowsky PL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel. An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 96: 485-92, 1989.
219. Maneenut C, Tyas MJ. Clinical evaluation of resin-modified glass-ionomer restorative cements in cervical 'abrasion' lesions: one-year results. *Quintessence Int*, 26: 739-43, 1995.
220. Neo J, Chew CL, Yap A, Sidhu S. Clinical evaluation of tooth-colored materials in cervical lesions. *Am J Dent*, 9: 15-8, 1996.
221. Folwaczny M, Loher C, Mehl A, Kunzelmann KH, Hickel R. Class V lesions restored with four different tooth-colored materials--3-year results. *Clin Oral Investig*, 5: 31-9, 2001.

8. ÖZGEÇMİŞ

Nadya Marie Hacınlioğlu 21.11.1983 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde doğmuştur. İlköğrenimini Özel Yeni Yıldız İlköğretim Okulu'nda, lise öğrenimini Şişli Terakki Lisesi'nde tamamlamıştır. 2001 yılında girmiş olduğu Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi'nden 2006 yılında mezun olmuştur. 2006 yılında Y.Ü. Diş Hekimliği Fakóltesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda doktora programına başlamıştır.