



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

**FARKLI PÜRÜZLENDİRME TEKNİKLERİ İLE  
UYGULANAN İKİ FARKLI FİSSÜR ÖRTÜCÜ  
MATERYALLERİNİN  
KOPMA-BAĞLANMA DEĞERLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**MASTER TEZİ**

**DIŞ HEKİMİ  
A.BERNA MERCANGÖZ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. NÜKET SANDALLI**

**İSTANBUL, 2010**

## ÖZET

Lazer uygulamalarında son 25 yılda önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Sağlık hizmetlerinin tanı, tedavi ve koruyucu hekimlik gibi dallarında lazer önemli ölçüde kullanılabilir bir düzeye gelmiştir. Lazer uygulamaları diş hekimliğinde de kendine yer bulmuş, birçok rutin uygulamada geleneksel yöntemlere alternatif olmuştur. Lazerin günümüz diş hekimliğinde olduğu kadar pedodonti kliniklerinde de kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır.

Bu çalışmanın amacı; farklı enerji düzeylerinde uygulanan Er:YAG lazer ve/veya fosforik asit ile minenin pürüzlendirilmesi sonrası, bu pürüzlendirmelerin iki farklı fissür örtücü materyalinin (Grandio Seal, Clinpro Seal) mineye kopma-bağlanma kuvvetleri üzerine etkilerinin değerlendirilmesi ve fissür örtücünün tutunması için gerekli olan en uygun enerji düzeyinin belirlenmesidir. Çalışmamızda 91 adet sürdükten sonra çekilmiş olan 3. büyük azı dişleri kullanılmıştır. Dişler önce mine-sement sınırlarından daha sonra mezio-distal yönde ikiye ayrılmıştır. Elde edilen 182 adet örnek labial ve lingual yüzeyleri dışarıda kalacak şekilde akrilik rezin içerisine gömülmüştür. Örnekler öncelikle 6 ana gruba ayrılmıştır. **Grup 1:** Fosforik asit + Grandio Seal, **Grup 2:** Er: YAG lazer + Grandio Seal, **Grup 3:** Er: YAG lazer + fosforik asit + Grandio Seal, **Grup 4:** Fosforik asit + Clinpro Seal, **Grup 5:** Er:YAG lazer + Clinpro Seal **Grup 6:** Er:YAG lazer + fosforik asit + Clinpro Seal olarak ayrılmıştır. Daha sonra lazer uygulanan gruplar kendi içerisinde farklı enerji düzeylerine (10mJ-80Hz, 10mJ-120Hz, 15mJ-80Hz, 15mJ-120Hz, 20mJ-80Hz, 20mJ-120Hz) göre 6 alt gruba ayrılmıştır. Elde edilen toplam 26 grubun her biri 7'şer örnek içermektedir (n=7). Örneklerin yüzeylerinde 3mm çapında düz mine yüzeyleri hazırlanmıştır. Mine yüzeylerinde pürüzlendirme işlemi farklı enerji düzeylerinde 20 sn süreyle Er: YAG lazer (Hoya ConBio Versa Wave) ve/veya 15 sn süreyle fosforik asit (Vococid, Scotchbond™ Etchant) uygulayarak gerçekleştirmiştir. Daha sonra hazırlanan standart plastik kalıplar yardımıyla pürüzlendirilmiş mine yüzeylerine fissür örtücü materyalleri uygulanmıştır. Örneklerin kopma-bağlanma değerleri 1mm/dk deney hızında Instron (Instron 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) cihazında ölçülmüş ve elde edilen değerler Mpa cinsinden kaydedilmiştir.

Kopma-bağlanma değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel yöntemlerin (ortalama, standart sapma) yanı sıra; Kruskal Wallis testi, alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi ve ikili grupların karşılaştırmasında Mann-Whitney-U testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık  $p < 0,05$  düzeyinde değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre her iki fissür örtücü materyallerinin kopma-bağlanma değerlerinin, tüm enerji düzeylerinde Er:YAG lazer ve Er:YAG lazer+fosforik asit uygulanan gruplarda, fosforik asit grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük olduğu saptanmıştır ( $p < 0,05$ ). Materyallerin kopma-bağlanma değerleri fosforik asit uygulanan gruplarda birbirleri ile karşılaştırıldığında, Clinpro Seal fissür örtücü materyalinin kopma-bağlanma değerlerinin Grandio Seal fissür örtücü materyaline göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmüştür ( $p < 0,001$ ). Er:YAG lazer grubunda Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin kopma-bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır ( $p > 0,05$ ). Er:YAG lazer+fosforik asit uygulanan gruplarda Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin ortalama kopma-bağlanma değerleri karşılaştırıldığında ise 15mJ-120Hz ve 20mJ-80Hz enerji düzeylerinde Grandio Seal'in kopma-bağlanma değerlerinin Clinpro Seal'a göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır ( $p < 0,05$ ).

Sonuç olarak; mine yüzeyine uygulanan 3 farklı pürüzlendirme yönteminin kullanılmış olduğumuz fissür örtücü materyallerinin üzerine olan etkileri karşılaştırıldığında, fosforik asit ile mine yüzeyi pürüzlendirilmesinin, Er:YAG lazer ve Er:YAG lazer+fosforik asit ile yapılan mine yüzeyi pürüzlendirme işlemine göre daha yüksek değerler gösterdiği saptanmıştır. Çalışmanın sonucunda Er:YAG lazerin tek başına yeterli düzeyde mine yüzeyi pürüzlendirme işlemi gerçekleştiremediği, Er:YAG lazer +fosforik asit uygulanan gruplarda ise 15 mJ- 120 Hz, 20 mJ-80Hz enerji düzeyinde en iyi kopma-bağlanma değerlerinin elde edildiği görülmüştür.

Günümüzde sıklıkla kullanılan çürükten koruyucu uygulamalar arasında en önemli yeri fissür örtücü materyaller almaktadır. Fissür örtücü materyallerinin mine yüzeyine adezyonunu sağlamak amacıyla uygulanan lazer ile pürüzlendirme teknikleri, son yıllarda popülerlik kazanmıştır. Ancak, mine adezyonun sağlanabilmesi için kullanılan lazerin tipi ve uygulanan enerji düzeyi büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle, farklı tip lazerlerde doğru enerji aralığını bulmak için daha fazla çalışmanın yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

**Anahtar kelimeler:** Er:YAG Lazer, Enerji düzeyi, Fissür örtücü, Kopma-bağlanma değerleri

## SUMMARY

Laser applications have shown valuable improvements in the last 25 years. The use of laser applications has become significantly used between diagnostic, conservative and therapeutic branches of health services. Laser applications also found place in dental sciences making itself an alternative to traditional methods. As well as the overall use of lasers in dentistry, pedodontic terms of laser use is becoming increasingly widespread.

The aim of this study, is to evaluate the effects of Er:YAG laser and/or phosphoric acid enamel etching on the shear bond strength (SBS) of two different fissure sealant materials (Grandio Seal and Clinpro Seal). In this study, 91 erupted non-carious third molar teeth were extracted. All teeth were cleaned, washed with the saline solution and were cut into two parts from the cemento-enamel margin and mesio-distal margin. The 182 samples obtained by cutting were embedded into acrylic resin as the labial and lingual surfaces facing outwards. Samples were divided in 6 experimental subgroups; **Group 1:** Phosphoric acid + Grandio Seal , **Group 2:** Er:YAG laser + Grandio Seal , **Group 3:** Er:YAG laser + phosphoric acid + Grandio Seal , **Group 4:** Phosphoric acid + Clinpro Seal, **Group 5:** Er:YAG laser + Clinpro Seal , **Group 6:** Er:YAG laser + phosphoric acid + Clinpro Seal. The sample groups which were applied Er:YAG laser etching are divided in 6 subgroups according to the different energy levels (10mJ-80Hz, 10mJ-120Hz, 15mJ-80Hz, 15mJ-120Hz, 20mJ-80Hz, 20mJ-120Hz). The total of all 26 subgroups has 7 samples. In order to obtain a diameter of 3mm flat enamel surface, the facial surfaces are finished with grinding paper. Enamel etching procedure was applied with different energy levels of Er:YAG laser for 20 seconds and/or with phosphoric acid for 15 seconds. Cylinder molds were placed on the substrate enamel surfaces and fissure sealant materials were applied into the molds and polymerized. Measurement of SBS was performed in a universal test machine (Instron 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) at the crosshead speed of 1 mm/min and the findings were recorded in Mpa.

Kruskal Wallis test was used in the comparison of the main groups of enamel roughening techniques. Dunn's multiple comparisons test was used for subgroup comparisons and Mann-Whitney-U test for pair-wise comparisons. The results were evaluated at  $p < 0.05$  significance level. The results of our study shows that, the shear bond strengths of two fissure

sealants in all energy levels, phosphoric acid roughening gave statistically significant and the highest bond strengths amongst all groups ( $p < 0.005$ ). Among all groups treated with phosphoric acid, the samples in which Clinpro Seal are used showed statistically significant results than Grandio Seal group ( $p < 0.001$ ). Grandio Seal showed less bond strength than Clinpro Seal in all phosphoric acid roughened samples. Grandio Seal and Clinpro Seal bond strength results showed no significant difference in Er:YAG laser group ( $p > 0.05$ ). The results of the Er:YAG laser+phosphoric acid roughening group, Grandio Seal and Clinpro Seal materials showed statistically significant difference ( $p < 0.05$ ), the results were 15mJ-120Hz, 20mJ-80Hz respectively. On Er:YAG laser+phosphoric acid group, Grandio Seal showed higher results.

The shear bonding values of three enamel roughening techniques of the two fissure sealants used in our study indicates that, phosphoric acid roughening showed higher bonding values than both the Er:YAG laser and the Er:YAG laser+phosphoric acid groups. On the surfaces of enamel roughened by phosphoric acid, Clinpro Seal showed higher bonding results than Grandio Seal. On the comparison of Er:YAG laser and Er:YAG laser+phosphoric acid roughening techniques, Er:YAG laser+phosphoric acid roughening showed higher results on bonding. Grandio Seal showed the highest bonding results by the energy levels of 15mJ-120Hz, 20 mJ-80Hz on roughening with Er:YAG laser+phosphoric acid technique.

Caries preventive treatments are commonly used in pedodontic dentistry. The most recent prevention method is fissure sealants. Lasers has become popular amongst the methods used for the adhesion of fissure sealants to enamel. Nevertheless, obtaining adhesion to enamel on the appropriate energy level depends on the type of the laser. Consequently on different type of lasers, more studies are needed to find the optimum energy range.

*Keywords: Er:YAG, Laser, Energy Levels, Fissure Sealant, Shear Bond Strength*

## TEŞEKKÜR

Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'na girişimde büyük desteği olan; master eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini bizimle paylaşan, samimi ilgisini, iyi niyetini ve sevgisini bizden hiç esirgemeyen çok değerli hocam Pedodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof.Dr. Dr. Nüket Sandallı**'ya

Master eğitimim süresince, tüm tecrübelerini ve bilgisini benimle paylaşan, tezimin her aşamasında bana destek olan, yol gösteren ve ihtiyacım olan her an bilgi ve düşüncelerine başvurduğum hocam Sayın **Yrd. Doç. Dr. Şule Kavaloğlu Çıldır**'a

Deneylerimin gerçekleşmesinde bana gösterdiği yardım ve yakınlıktan dolayı sevgili hocam Sayın Doç. **Arzu Aykor**'a

Pedodonti Anabilim Dalı'na girdiğim ilk günden beri ilgi ve desteklerini esirgemeyen, Pedodontinin esaslarını öğrenmemi sağlayan **Yrd.Doç.Dr.Senem Selvi Kuvvetli**'ye **Yrd.Doç.Dr.Didem Özdemir Özenen**'e, **Yrd.Doç.Dr. Eşber Çağlar**'a, **Yrd. Doç.Dr. Özgür Önder**'e, **Dt. Elif Sungurtekin**'e,

Berber çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili çalışma arkadaşlarım **Onur Serger**'e **Nadya Hacinlioğlu**'na, **Pınar Selçik**'e ve **tüm çalışma arkadaşlarıma**.

Bu çalışmalarım sırasında en sıkıntılı anlarımda güler yüzlerini ve manevi desteklerini eksik etmeyen sevgili arkadaşlarım **Dr.Ufuk Başoğlu**, **Dr.Behiye Dabakoğlu**, **Dt.Ferhan Ertuğran**, **Dr.Nihal Çetin Turan**'a

Beni her durumda ve şartta en iyi koşulda büyütüp yetiştiren, her zaman daha iyiye ulaşma çabası içinde olmamı sağlayıp bana başarıma gücü veren, hayatım boyunca bana sürekli destek olup bugünlere gelmemi sağlayan, varlığımı borçlu olduğum teşekkürlerin yetmeyeceği sevgili anneciğim **Aliye Mercangöz**'e, canım babam **Nurettin Mercangöz**'e canım ablalarım **Banu Göksal** ve **Oya Doğançalı**'ya, ağabeyim **Oğuz Mercangöz**'e ve nişanlım **Gürkan Girginer**'e

minnetlerimi sunuyorum.....

# İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK.....	I
ÖZET.....	II
SUMMARY .....	IV
TEŞEKKÜR.....	VI
İÇİNDEKİLER.....	VII
KISALTMALAR.....	X
TABLoların LİSTESİ.....	XI
GRAFİKLERİN LİSTESİ .....	XII
RESİMLERİN LİSTESİ.....	XIII

1. GİRİŞ VE AMAÇ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	4
2.1. Lazer.....	4
2.1.1. Lazerin Tarihçesi.....	5
2.1.2. Lazer Fiziği .....	6
2.1.2.1. Işık.....	6
2.1.2.2. Amplifikasyon.....	7
2.1.2.3. Uyarılmış Emisyon.....	8
2.1.2.4. Radyasyon.....	8
2.1.3. Lazerin Biyolojik Dokulardaki Etki Mekanizması .....	9
2.1.4. Lazerin Mine Yüzeyindeki Etkisi .....	9
2.1.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler.....	11
2.1.5.1. Er:YAG Lazer (Erbiyum :Yittrium Alüminyum Garnet) .....	11
2.1.5.2. Erbiyum Lazer; Er Cr:YSGG (Erbiyum Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet).....	13
2.1.5.3. Nd:YAG Lazer (Neodmium:Yittrium Alüminyum Garnet Lazerler) .....	14
2.1.5.4. Diyet Lazerler .....	15
2.1.5.5. Argon Lazer (Ar Lazer).....	15
2.1.5.6. CO <sub>2</sub> Lazer .....	15
2.1.6. Lazerin Pedodontide Kullanımı .....	17

2.2.	Fissür Örtücüler.....	19
2.2.1.	Fissür Örtücülerin Tarihçesi.....	19
2.2.2.	Fissür Örtücülerin Çürük Önlemedeki Yeri.....	21
2.2.3.	Fissür Örtücülerin Çeşitleri.....	22
2.2.3.1.	Rezin Esaslı Fissür Örtücüler.....	22
2.2.3.2.	Cam İyonomer Simanlar .....	24
2.2.3.3.	Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar .....	26
2.2.3.4.	Kompomerler.....	26
2.2.4.	Diş Hekimliğinde Nano Teknolojisi.....	26
2.2.4.1.	Nano Teknolojisi İle Üretilen Dental Materyaller.....	28
2.3.	Mineye Bağlanma Yöntemleri .....	31
2.3.1.	Asitle Pürüzlendirme Yöntemi.....	31
2.3.2.	Air-Abrazyon ile Pürüzlendirme Yöntemi.....	36
2.3.3.	Lazerle Pürüzlendirme Yöntemi .....	36
2.4.	Bağlanma Kuvveti Testleri.....	37
<b>3.</b>	<b>GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>39</b>
3.1.	Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesinde Kullanılan Materyaller ve Cihazlar...41	
3.1.1.	Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kullanılan materyaller.....41	
3.1.2.	Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kullanılan cihaz .....	42
3.2.	Kopma - Bağlanma Yüzey Değerlendirilmesinde Kullanılan Cihaz .....	43
3.3.	Örneklerin Hazırlanması.....	44
3.3.1.	Grupların belirlenmesi.....	47
3.3.1.1.	Asit Uygulanan Gruplar (Kontrol Grubu) .....	50
3.3.1.2.	Lazer Uygulanan Gruplar.....	50
3.3.1.3.	Lazer + Asit Uygulanan Gruplar .....	52
3.4.	Hazırlanan Örneklere Fissür Örtücü Materyalinin Uygulanması .....	53
3.5.	Kopma-Bağlanma Yüzey Değerlendirilmesi .....	54
3.6.	Örnek Yüzeylerinin SEM Değerlendirilmesi .....	55
3.7.	İstatistiksel Değerlendirme .....	56



<b>4.</b>	<b>BULGULAR .....</b>	<b>57</b>
4.1.	Kopma-Bağlanma Değerlerinin Bulguları .....	57
4.1.1.	Grandio Seal fissür örtücü materyali uygulanan gruptaki örneklerin kopma- bağlanma değerlerinin karşılaştırılması .....	57
4.1.2.	Clinpro Seal fissür örtücü materyali uygulanan gruptaki örneklerin kopma-bağlanma değerlerinin karşılaştırılması .....	59
4.1.3.	Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin kopma-bağlanma değerlerinin karşılaştırılması .....	62
4.2.	SEM Bulguları.....	65
<b>5.</b>	<b>TARTIŞMA.....</b>	<b>72</b>
<b>6.</b>	<b>SONUÇLAR.....</b>	<b>89</b>
<b>7.</b>	<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>90</b>
<b>8.</b>	<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>104</b>

## KISALTMALAR

<b>Er Cr:YSGG Lazer</b>	:	Erbiyum Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet Lazer
<b>Er:YAG Lazer</b>	:	Erbiyum :Yttrium Alüminyum Garnet Lazer
<b>CO<sub>2</sub></b>	:	Karbondioksit
<b>Nd:YAG Lazer</b>	:	Neodmium:Yttrium Alüminyum Garnet Lazer
<b>RMCİS</b>	:	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
<b>PMKR</b>	:	Poli Modifiye Kompozit Resin
<b>ADA</b>	:	American Dental Association
<b>FDA</b>	:	Food Drug Administration
<b>Hz</b>	:	Hertz
<b>mJ</b>	:	milijoule ( $10^{-3}$ Joule)
<b>µm</b>	:	mikrometre ( $10^{-6}$ metre)
<b>µs</b>	:	mikrosaniye ( $10^{-6}$ saniye)
<b>nm</b>	:	Nanometre ( $10^{-9}$ metre)
<b>mm</b>	:	Milimetre
<b>SEM</b>	:	Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
<b>W</b>	:	Watt
<b>sn</b>	:	saniye

# TABLO LİSTESİ

Sayfa

<b>Tablo 1.</b>	Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler .....	11
<b>Tablo 2.</b>	Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmaları .....	39
<b>Tablo 3.</b>	Er:YAG lazer ile uygulanan enerji düzeyleri.....	43
<b>Tablo 4.</b>	Grandio Seal Fissür Örtücü Materyali Grupları.....	49
<b>Tablo 5.</b>	Clinpro Seal Fissür Örtücü Materyali Grupları .....	49
<b>Tablo 6.</b>	Grandio Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta kullanılan farklı enerji düzeyleri ile uygulanan mine pürüzlendirme teknikleri arasındaki kopma-bağlanma değerlerinin karşılaştırılması .....	57
<b>Tablo 7.</b>	Grandio Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta kullanılan pürüzlendirme tekniklerinin kopma-bağlanma değerlerinin farklı enerji düzeylerindeki çoklu karşılaştırmaları.....	59
<b>Tablo 8.</b>	Clinpro Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta kullanılan fark enerji düzeyleri ile uygulanan mine pürüzlendirme teknikleri arasındaki kopma-bağlanma değerlerinin karşılaştırılması .....	60
<b>Tablo 9.</b>	Clinpro Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta, kullanılan mine pürüzlendirme tekniklerinin farklı enerji düzeyindeki kopma-bağlanma değerlerinin çoklu karşılaştırmaları .....	61
<b>Tablo 10.</b>	Grandio Seal ile Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin asit uygulanan gruptaki kopma-bağlanma ortalama değerlerinin karşılaştırılması .....	62
<b>Tablo 11.</b>	Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin farklı enerji düzeylerinin kullanıldığı Lazer grubundaki kopma-bağlanma ortalama değerlerinin karşılaştırılması.....	63
<b>Tablo 12.</b>	Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin farklı enerji düzeylerinin kullanıldığı Lazer+Asit grubundaki kopma-bağlanma ortalama değerlerinin karşılaştırılması .....	63

# GRAFİK LİSTESİ

Sayfa

- Grafik 1.** Grandio Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta, farklı mine pürüzlendirme tekniklerinin, kullanılan farklı enerji düzeylerindeki kopma-bağlanma değerlerinin dağılımı.....58
- Grafik 2.** Clinpro Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta, uygulanan mine pürüzlendirme tekniklerinin farklı enerji düzeylerindeki kopma-bağlanma değerlerinin dağılımı .....60
- Grafik 3.** Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin Lazer uygulanan grupta farklı enerji düzeylerindeki kopma-bağlanma değerlerinin dağılımı.....64
- Grafik 4.** Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin Lazer+Asit uygulanan grupta farklı enerji düzeylerindeki kopma-bağlanma değerlerinin dağılımı .....64

# RESİM LİSTESİ

Sayfa

<b>Resim 1.</b>	Termal karakterli lazerlerin elektromanyetik spektrumdaki yeri.....	7
<b>Resim 2.</b>	Nanokompozitlerdeki doldurucular.....	29
<b>Resim 3.</b>	Nanokompozitlerdeki doldurucuların SEM görüntüsü .....	29
<b>Resim 4.</b>	Grandio Seal (VOCO, Germany).....	40
<b>Resim 5.</b>	Clinpro Seal (3M ESPE, USA) .....	40
<b>Resim 6.</b>	Vococid(VOCO, Germany) .....	41
<b>Resim 7.</b>	3M ESPE Scotchbond™ Etchant (3M ESPE, USA).....	41
<b>Resim 8.</b>	Er:YAG lazer cihazı (Hoya ConBio Versa Wave, USA).....	42
<b>Resim 9.</b>	INSTRON 3345 cihazı (3345J7324,USA) .....	44
<b>Resim 10.</b>	İsomet cihazı (BUEHLER).....	45
<b>Resim 11a.</b>	Dişlerin köklerinin kuronlarından ayrılması.....	45
<b>Resim 11b.</b>	Dişlerin kuronlarının vertikal yönde iki eşit parçaya ayrılması .....	45
<b>Resim 12.</b>	Metal yüzük yardımı ile akrilik içerisine gömülmüş örnek .....	45
<b>Resim 13.</b>	Phoenix Beta (BUEHLER,USA).....	46
<b>Resim 14.</b>	Yapışkan etiket (Adeziv type) yapıştırılmış örnek .....	46
<b>Resim 15.</b>	Hoya Con Bio 30°'lik fiber optik uç .....	51
<b>Resim 16.</b>	Lazer ışınından korunmak amacıyla takılan gözlük .....	51
<b>Resim 17.</b>	12mm uzaklığı sabitlemek amacıyla hazırlanan düzenek.....	52
<b>Resim 18.</b>	Silindir plastik kalıpların presel yardımıyla sabitlenmesi.....	53
<b>Resim 19.</b>	BLUEPHASE ışın cihazı .....	54
<b>Resim 20.</b>	Silindir plastik kalıp çıkarıldıktan sonra .....	54
<b>Resim 21.</b>	INSTRON 3345 cihazında makaslama yöntemiyle materyalin koparılması .....	55
<b>Resim 22.</b>	Örneklerin altınla kaplanması.....	56

# 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Son yıllarda modern diş hekimliğinin en büyük ilgi alanı; çürük riskini azaltmak, koruyucu uygulamaların yapılması ve diş yapılarının mümkün olduğunca korunduğu non-invaziv konservatif tekniklerin gelişmesi olmuştur. Buna bağlı olarak günümüzde çürük sıklığı, biçim ve ilerleme hızı bakımından değişikliğe uğramıştır. Dişhekimliğinde çürük oluşumu engellemede kullanılan birçok farklı yöntem bulunmaktadır (1,2,3).

Çürükten koruyucu uygulama yöntemleri arasında en önemli yeri tutan fissür örtücü uygulamalarıdır. Fissür örtücü uygulamaları oklüzal yüzeylerdeki çürüğün önlenmesinde etkinliği kanıtlanmış bir yaklaşımdır (3,4). Bu uygulama, oklüzal diş yüzeylerinin pit ve fissürlerinde çürük oluşumunu önlemek için 30 yılı aşkın süredir kullanılmaktadır (4,5). Günümüzde fissür örtücülerin başarısı, materyal ile mine arasındaki adezyonun kalitesine bağlı faktörler olarak ortaya çıkan retansiyon ve sızdırmazlık olduğu bilinen bir gerçektir (6).

Oklüzal pit ve fissürler, çürük gelişimine en uygun alanlar olup çürükten etkilenen diş yüzeylerinin 85'inden fazlasını oluşturmaktadırlar (7,8). 5-17 yaş arasındaki çocuklarda görülen çürük lezyonlarının 56-70'i oklüzal çürüklerdir (9,10). Ayrıca çürük lezyonlarının 12 yaş grubu kız çocuklarında 79,8'ini, erkek çocuklarında ise 93,4'ünü oklüzal çürüklerin oluşturduğu bilinmektedir (11). Oklüzal yüzeylerdeki yüksek çürük eğilimi, bakteri ve gıda artıklarının retansiyonu için ideal olduğu düşünülen ve mekanik temizliği güçleştiren pit ve fissürlere tükürüğün erişememesi nedeniyle yüzey gerilimi değişikliğe uğramakta ve bu nedenle remineralizasyon engellenmekte, diş macunu vb. yollarla alınan floridin etkinliği de azalmaktadır. Fissür tabanının mine-dentin birleşimine yakınlığı da çürüğün dentini hızla içine alabilmesine neden olmaktadır (11,12).

Sistemik ya da yüzeysel floridlerin diş çürüğünü önleyici etkisi düz diş yüzeylerinde daha fazla iken; pit ve fissür yüzeylerine etkisi yukarıda da belirtildiği gibi göreceli olarak daha azdır. Pit ve fissürlerin oluşturduğu retantif bölgeler, çürük başlaması için elverişli alanlar olup florid uygulamaları bu tür çürüklerle mücadelede

yetersiz kalmaktadır. Bu nedenle koruyucu diş hekimliğinde çürüğe eğilimli bu bölgelerde çürük oluşumunu önlemek amacıyla fissür örtücü uygulamalarından yararlanılmaktadır (13).

Geleneksel olarak çeşitli konsantrasyonlardaki fosforik asit ile mineye ön uygulama yapılması, fissür örtücü materyalinin retansiyonunu sağlayan mikro-pörözitelerin oluşturulması için kullanılan standart bir yöntemdir. Ayrıca fosforik asit ön uygulaması minenin ıslanabilirliğini arttırmakta ve antibakteriyel etki sağlamaktadır (14).

Asitle pürüzlendirme işleminin beraberinde getirdiği teknik hassasiyet ve izolasyon problemleri nedeni ile son yıllarda diş sert dokularının pürüzlendirilmesinde lazer uygulaması gibi alternatif yöntemler üzerinde çalışılmaktadır. Lazerle pürüzlendirmenin ağrısız olması, vibrasyon ve ısı oluşturmaması, en önemlisi izolasyon gerektirmemesi rutin kullanımını çekici hale getirmektedir. Ayrıca, minenin lazerle pürüzlendirilmesi adezyon için ideal olan çatlak ve düzensiz bir yüzey oluşmasını sağlamaktadır. Lazer uygulamasının bir diğer avantajı da oluşan yüzeyin aside dirençli oluşudur. Diş sert dokularına lazer uygulanması kalsiyumun fosfora oranını değiştirmekte, karbonatın fosfata oranı ile su ve organik bileşenleri azaltmakta ve daha stabil ve asitte daha az çözünür bileşikler oluşmasına yol açmaktadır. Bu sayede de asit atakları ve çürüğe eğilimin azaldığı bildirilmektedir (15,16)

Son yıllarda yapılan çalışmalarla karbondioksit (  $\text{CO}_2$  ) neodymium: yttrium aluminium garnet (Nd:YAG), erbium yttrium aluminium garnet (Er:YAG) ve erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet (Er,Cr:YSGG) lazerlerin diş yüzeyini pürüzlendirme etkinliği gerek sızıntı gerekse mekanik testlerle değerlendirilmiştir (1,8,17,18). Er:YAG lazerler sert ve yumuşak dokularda anestezi gerektirmeden kullanım avantajına sahip olmaları nedeniyle çocuk diş hekimliğinde yaygın kullanım alanı bulmaya başlamaktadır. Yapılan araştırmalarda Er:YAG lazerin diş sert dokularını pürüzlendirme etkinliği süt ve sürekli dişlerde hazırlanan kavitelere uygulanan kompozit rezin restorasyonlar üzerinde mikrosızıntı değerlendirmeleri ve mekanik testlerle incelenmiştir. Ancak literatüre bakıldığında fissür örtücü uygulamalarına

yönelik çok az sayıda çalışmaya rastlanmıştır (8). Yeni bir teknoloji olan nano teknolojisi ile üretilmiş nano hibrit fissür örtücü ile yapılan bir çalışmaya ise rastlanmamıştır.

Kullanımı FDA tarafından 1997 yılında onaylanan Er:YAG lazerlerin mine ve dentinde kullanılması ile sert doku çalışmaları başlamıştır. Er:YAG lazer sert dokuda kullanımı ile birçok avantaj sağlanmaktadır. Çürük temizlenmesinde, mine ve dentinde kavite preparasyonunda ve kök kanal tedavisinde kullanımı en büyük avantajlarındandır. Ancak Er:YAG lazer, hedef alınan özel bir dokuyu kaldırmakla kalmaz, bölgedeki tüm dokuları kaldırır (19) ve çürük temizlenmesi için harcanan zamanın geleneksel frez sistemine göre daha uzun sürmesi dezavantajlarındandır (20). Lazer ile pürüzlendirme yönteminin kullanıldığı restoratif materyallerin kopma-bağlanma kuvvetinin incelendiği çalışmaların sonuçları farklılık göstermektedir. Bazı çalışmalarda asitle pürüzlendirilen dişlerin bağlanma kuvvetlerinin lazerle pürüzlendirilen dişlere göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu bildirilirken (18,21); bazı çalışmalarda lazerle pürüzlendirmenin aside benzer (22,23), hatta daha güçlü bağlanma kuvveti oluşturduğu savunulmaktadır (24). Bu farklılığın kullanılan lazerin tipine ve uygulanan enerji güçlerine bağlı olabileceği düşünülmektedir (25).

Bu çalışmanın amacı, mine yüzeyinin farklı enerji düzeylerinde Er:YAG lazer ve/veya fosforik asit ile pürüzlendirilmesinin, iki farklı fissür örtücü materyalinin (Grandio Seal, Clinpro Seal) mineye kopma-bağlanma kuvvetleri üzerine etkilerini değerlendirmek ve fissür örtücünün tutunması için gerekli olan en uygun enerji düzeyini belirlemektir.



## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. Lazer

Lazer terimi; radyasyonun uyarılmış yayılımı ile ışık şiddetinin arttırılması anlamına gelen, 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' kelimelerinin baş harflerinin birleştirilmesinden meydana gelmektedir (26).

Lazer bir radyasyon kaynağının enerjisinin aktif bir madde üzerine düşürülüp, yoğunlaştırılması ile oluşan çok ince spektrumdaki ışık / ışın enerjisinin mekanik-optik düzeneklerle arttırılarak başka bir ortama iletilmesiyle elde edilen enerji olarak tanımlanmaktadır. Genellikle yoğun bir ışık kaynağının, katı, sıvı ve gaz halindeki aktif madde üzerine düşürülmesi sonucu enerji, bu maddelerin atomları tarafından emilir ve foton yayılımı gerçekleşir. Bu yayılım yeniden foton oluşumunu teşvik eder. Optik-mekanik düzenekte yerleştirilmiş olan aynalar ve mercekler aracılığı ile odaklandırılarak kuvvetlendirilen bu fotonlarda monokromatik, çizgisel, eşit dalgalardan oluşan paralel bir ışık veya ışın demetini yani lazer i oluştururlar. Lazer, değişik frekanstaki bu ışınların çok yoğun, dar ve dağılmayan tek renkte bir ışık haline gelmesidir (27,28).

Lazerin belli bir dalga boyunda olmasının, enerjisinin sadece belli dokular tarafından emilmesini ve çevre dokulara zarar vermemesini sağladığı bilinmektedir. Bu özelliği tıbbi uygulamalar için büyük avantaj sağlamaktadır (28).

Lazer uygulamalarında son 25 yılda önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Sağlık hizmetlerinin tanı, tedavi ve koruyucu hekimlik gibi dallarında lazer önemli ölçüde kullanılabilir bir düzeye gelmiştir. Lazer uygulaması dış hekimliğinde de kendine yer bulmuş, birçok rutin uygulamada geleneksel yöntemlere alternatif olmuştur (28).

### 2.1.1.Lazerin tarihçesi

İlk lazer cihazı 1960 yılında T.H. Maiman tarafından geliştirilmiş ve hemen sonrasında bu yeni teknoloji tıbbi uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır. Çeşitli dalga boylarında çalışan lazerler tıp ve diş hekimliğinde klinik uygulama alanlarını tespit etmek için değerlendirilmiştir (29).

*Vahl* (1966), ruby lazeri kullanarak derin çürük lezyonlarını kaldırmayı denemiş, bu sırada krater oluşumu ve eriyen dentin alanları gözlediğini belirtmiştir (30). *antola* (1966), CO<sub>2</sub> lazeri sert dokuya uygulamış, dentin ve minede yıkım olduğunu saptamıştır (31). *rentzen ve oort* (1990), Nd: YAG lazer kullanımının karbonizasyon alanları ve debris oluşturduğunu bildirmişlerdir (32).

*aghdiala* (1966) 2940 nm dalga boyunda çalışan Er:YAG lazerin, dental sert dokuları uzaklaştırmadaki yeteneğini test etmiştir. Paghdiwala ilk kez düşük enerji ile mine ve dentinde preparasyon uygulamıştır (33).

*Hibst* (1969) Er: YAG lazer kullanarak diş dokusunun uzaklaştırılabildiğini ve bu esnada ölçülebilir termal bir hasarın gelişmediğini bildirmiştir (34).

Yumuşak doku cerrahisi için *Myers* tarafından geliştirilen Nd: YAG lazer diş hekimliği için özel olarak tasarlanan ilk lazer olmuştur (35). 1990' lı yıllarda gerçekleştirilen araştırmalarda Er:YAG dalga boyunun sert doku preparasyonu için güvenilirliği ve etkinliği değerlendirilmiş ve su varlığında, diş dokusunda termal hasar gözlenmediği, su kullanılmadığında ise tipik mikro çatlaklar gözlendiği belirtilmiştir (36).

İlk Er:YAG lazer sistemi 1992 yılında Almanya'da dental markette yerini almıştır ( Kavo Key Laser, Kaltenbach and Voight GmbH Co. Biberach/ Riss, Germany). ABD' de ise, 1997 yılında FDA onayını almıştır (20).

Er:YAG lazer 2940 nm özel dalga boyu ile etkin ve hızlı işlem kabiliyetine sahiptir. Diğer tüm dental lazerlerde olduğu gibi elektromanyetik spektrumunda Er:YAG dalga boyu infrared bölgesi yakınlarında bulunmaktadır. Er:YAG lazer diğer tüm lazerler içerisinde su moleküllerini hidroksit gruplarında maksimum absorbe eder ve sert dokuların ablyasyonu için en uygun dalga boyuna sahiptir (20).

Dental sert dokular içerisinde bulunan su molekülleri ve hidroksit grupları ışınım sonucunda yüklendikleri enerji ile hızla buharlaşmaya çalışırken mikro patlamalar oluşmaktadır. Dokular arası bağları çözen bu patlamalar ile birlikte ablyasyon gerçekleştirilmektedir. Ablasyon sonrası dentin ve mine yüzeyinde küçük oyuklar oluşmaktadır (20).

Yüksek güçteki fototermal lazerlerin, yumuşak dokularda kesme ve koagülasyonu etkin bir şekilde gerçekleştirebilmelerine karşın, 1980'li yılların sonunda lazer teknolojisindeki gelişmelere kadar, bu lazerlerin sert doku uygulamalarında kullanımı mümkün olmamıştır. Bu yumuşak doku lazerlerinin sert dokular üzerindeki etkinliğinin düşük ve termal etkilerinin oldukça yüksek olduğu bildirilmektedir (36).

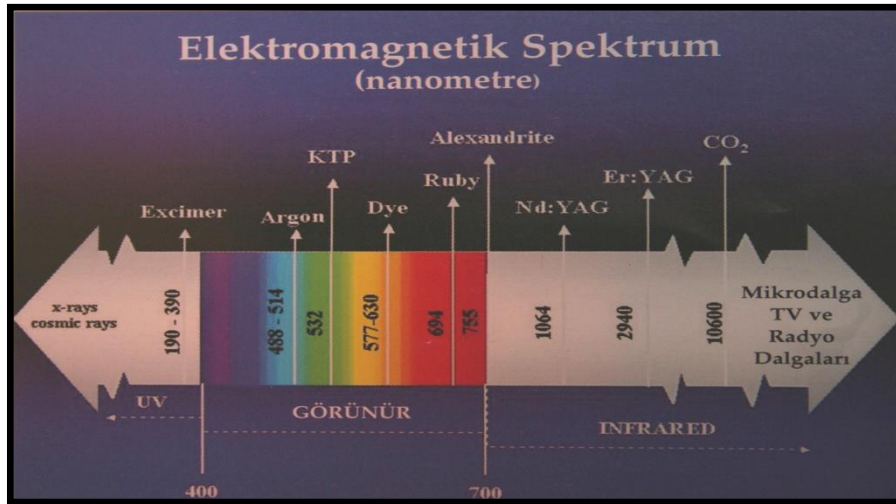
### **2.1.2.Lazer Fiziği**

Lazer fiziğini anlayabilmek için ışık, amplifikasyon, uyarılmış emisyon, radyasyon kelimelerinin anlamlarını bilmek gerekir.

#### **2.1.2.1.Işık**

Işık, bir partikül ve bir dalga şeklinde davranan elektromanyetik enerji formudur. Bu enerjinin temel birimi foton olarak adlandırılır. Lazer ışını monokromatik yani tek renklidir. Dental uygulamalarda kullanılan lazer ışını, lazer tipine bağlı olarak görülebilir veya görülemez formda olabilir. Lazer ışını tek renkli olma özelliği dışında üç farklı özelliğe daha sahiptir.

1. Paralellik özelliği ile lazer kavitesinde yayılan sabit bir büyüklük ve şekle sahip ışıktan bahsedilmektedir (37).
2. Verimlilik, örnek olarak şöyle açıklanabilir: 100W'lık bir elektrik ampulü yaklaşık 20W'lık bir ışıltı ve çevre alanı ısıtan yaklaşık 80W'lık bir görünmez radyant enerji üretir ama ışık sağlamaz. Ancak 2W'lık bir Nd:YAG lazer enerjisi, insizyon için yeterli olan termal enerjiyi sağlamaktadır (38).
3. Eş faz'lılık özelliği ile anlatılmak istenilen, üretilen ışık dalgalarının hepsinin aynı olduğudur. Belli bir dalga boyundaki ışık dalgaları bu sayede uzayda aynı hız ve tempoda ilerlemektedir. Dalgaların bu eş değerli hareketleri sonucunda hedef nokta üzerindeki etkileri daha kesin ve güçlü olmaktadır (39,40,41).



**Resim1.** Termal karakterli lazerlerin elektromanyetik spektrumdaki yeri

### 2.1.2.2. Amplifikasyon

Lazer içerisinde oluşan bir işlemin parçasıdır. Bir lazer cihazının bileşenlerinin saptanmasında ve ışığın nasıl üretildiğini anlamada faydalıdır (41).

Lazer cihazları tasarım olarak birbirine benzer özellikler göstermektedirler. Cihazın merkezinde optik kavite adı verilen ve içerisinde aktif madde olarak adlandırılan kimyasal elementler, moleküller veya bileşikler bulunan bir oda mevcuttur.

Lazere adını veren bu aktif maddeler; gaz, sıvı veya katı fazda olabilir. Aktif maddesi gaz olan ve diş hekimliğinde kullanılan iki lazer bulunmaktadır. Bunlar Argon ve karbondioksit lazerlerdir (41).

### **2.1.2.3. Uyarılmış Emisyon**

En küçük enerji birimi olan foton, kısa bir uyarıya neden olarak bir atom veya molekülün elektronları tarafından absorbe edilir; daha sonra bir foton alınır ve bu süreç spontan emisyon olarak adlandırılır. Foton emisyonu, çeşitli dalga boylarında olabilir, çünkü bir atomda farklı enerji seviyelerinde birkaç elektron yörüngesi vardır. Albert Einstein, uyarılmış atomun alanında dolaşan aynı uyarma enerji seviyelerine sahip ek bir foton enerjisinin, iki foton salınmasıyla sonuçlanacağı teorisini ileri sürmüştür ve bu fenomene 'spontan emisyon' adı verilmiştir. Enerji, iki benzer foton ve tutarlı bir dalga olarak yayılır veya saçılır (41).

### **2.1.2.4. Radyasyon**

Radyasyon; lazer tarafından üretilen ışık dalgalarının, spesifik bir elektromanyetik enerji formu olduğu anlamına gelir. Dalga boyları yaklaşık 10 m olan gamma ışınları ile, dalga boyları binlerce metre olabilen radyo dalgaları arasında değişen dalgaların tümü elektromanyetik spektrumu oluşturur. Yaklaşık 300 nm nin altındaki kısa dalga boyları iyonize terimi ile adlandırılır. Bu terim daha yüksek frekanslı (daha küçük dalga boylu) radyasyonun, foton başına düşen elektron volt ile ölçülen, büyük bir foton momentumuna sahip olduğunun karşılığıdır (42).

Daha yüksek foton enerjisine sahip dalga boyu biyolojik dokulara daha fazla penetrasyon gösterirken, 300 nm'den büyük dalga boyu daha az foton enerjisine sahip olup dokunun ısınmasına neden olur. Diş hekimliğinde kullanılan lazerler, yaklaşık olarak 0.5 (veya 500nm) ile 10.6 (veya 10,600) emisyon dalga boylarına sahiptir.

## 2.1. . Lazerin Biyolojik Dokulardaki Etki Mekanizması

Lazerlerin dokularla etkileşimi fotonların, hedef dokunun molekül ve atomlarıyla olan etkileşimidir. Bu etkileşimler, birçok karmaşık reaksiyonlar sonucu oluşur ve bugün bile henüz tam anlaşılamayan mekanizmalar içermektedir (28,43).

Lazerin dokulara etkisi 3 farklı şekilde olmaktadır:

**1-Termal etki:** En iyi bilinen termal etki, ışının emilimi ile dokunun buharlaşmasıdır. Lazer enerjisi ısıya dönüşerek dokuyu tahrip eder. Nekroz ve koagülasyon 60 C nin üzerinde gözlenir. 100 C’de doku içindeki su buharlaşır. 300 C ye varmadan karbonizasyon ve prolizis gerçekleşir.

**2-Fotokimyasal etki:** Lazer ışınının herhangi bir kimyasal etkisi olmadan absorpsiyonu ile molekül ve atomların, fiziksel ve kimyasal özelliklerini değiştirmesidir.

**3-Fotodekompozisyonel etki:** Bu etki fotodisrüksiyon ve fotoablasyon olarak ikiye ayrılır. Fotodisrüksiyon yüksek enerjili lazerlerin kullanılması ile sekonder şok dalgası oluşturularak dokuyu mekanik olarak tahrip etmektir. Fotoablasyon ise komşu dokulara hiçbir zarar vermeden hedef dokunun atomik ve moleküler bağlarını kırmasıdır.

### 2.1.4. Lazerin Mine Yüzeyindeki Etkisi

Er:YAG ve Er:Cr:YSGG lazerlerle mine de hazırlanan preparasyonlarda karakteristik tebeşirimsi, opak bir yüzey elde edilmektedir (43,44). Kesilmiş temiz ve keskin mine prizmaları net bir şekilde gözlenmektedir (45,46). Lazer uygulaması sonrası minede mikrofraktürler, çizikler, hafif çukurlaşmalar gözlenebilmektedir (44).

Hafif çukurlaşmış bu mine yapısında apatit kristal boyutlarında artma ve prizmatik yapının kaybı gibi değişiklikler oluşur (44). □*antola ve ark.* (□9□□), x-ray difraksiyon analiz çalışmalarında bu değişiklikleri gözlemlemiştirlerdir (31).

*Tashiro ve ark. (2001)*, ise Er:YAG lazerlerle mine örneklerinde yaptıkları araştırmada minenin SEM incelemelerinde çeşitli kesim paternleri (her ışımada farklı kesim paternleri), mikroçatlaklar, düz olmayan kesim yüzeyleri gözlemlemiş, minede lazer ile ablasyonda kullanılan frekanstan çok atım enerjisinin önemli olduğunu belirtmişlerdir (47).

Minede lazer tarafından oluşturulan düzensiz, mikroretantif alan restoratif materyallerin retansiyonunu artırır. Ayrıca smear tabakası, lazer uygulamasından sonra tamamen ortadan kalkmaktadır (47). Bu sayede yüzey, kompozit ve kompomer gibi materyaller için ideal hale gelir.

Lazerin marjinal örtmeyi ve bağlanma kuvvetlerini artırıcı etkisini kanıtlayan birçok çalışma olmasına rağmen (36), erbiyum lazer uygulanmış mineye adezyon kuvveti ile lazer ve asit uygulaması sonrası mineye adezyon kuvveti arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık olmadığını gösteren araştırmalar da vardır (18,22).

*Lin ve ark. (1999)* ile *Üşümez ve ark.(2002)* geleneksel yöntemle hazırlanan ve asit uygulanan örneklerle, lazer uygulamasını karşılaştırdıkları çalışmalarında mineye bağlanma kuvvetleri açısından geleneksel yöntemlerle, lazer ve asit uygulamaları arasında anlamlı bir fark bulamadıklarını bildirmişlerdir (49,16).

*Taninç ve ark.(2001)*, ise bir hipotezden yola çıkarak Er:YAG lazerlerle kullanılan su ile oluşturulan film tabakasının dolgu materyalinin adeziv gücünü azaltacak bir kalsiyum fosfat tabakasının oluşmasını engellediğini gözlemlemişlerdir. Araştırmacılar, tekrar bir asitleme işlemine gerek kalmadığını bildirmektedirler (50).

Araştırmalardaki bu farklılıklar kullanılan lazerin parametrelerine, kullanılan dolgu materyallerine, asitleme aşamasının yapılıp yapılmadığına göre değişmektedir. En iyi kullanılacak yöntem ise bağlanma kuvvetini artırmak için ablasyon eşliğinden düşük enerji seviyesinde lazer kullanımı ile preperasyonda oluşan küçük kalıntıların

azaltılmasıdır (36). Ayrıca düşük enerjili lazer uygulamalarının remineralizasyonu arttırdığı bildirilmektedir (28).

### 2.1.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

Günümüzde lazerlerin diş hekimliğinde kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Diş hekimliği lazerleri, içerdikleri aktif maddeye göre isim alırlar. Aktif madde gaz veya katı olabilir. Diş hekimliğinde kullanılan lazer ve dalga boyları Tablo 1’de gösterilmektedir.

**Tablo 1.** Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

<b>LAZER TİPİ</b>	<b>DALGA BOYU</b>
<b>Erbiyum Lazer</b>	2.6-3 m
<b>Nd:YAG Lazer</b>	1,064 m
<b>Diyot (diode) Lazer</b>	0.6-1,0 m
<b>Argon Lazer (Ar Lazer)</b>	488\541.5 nm2
<b>CO<sub>2</sub> Lazer</b>	9-11 m

#### 2.1.5.1. Er:YAG Lazer Erbiyum Yittrium Alüminyum Garnet :

Kullanımı FDA tarafından 1997 yılında onaylanan Er:YAG lazerin, mine ve dentinde kullanılması ile sert doku çalışmaları başlamıştır. Er:YAG lazer sert doku kullanımı ile birçok avantaj getirmiştir. Çürük temizlenmesinde, mine ve dentinde kavite preparasyonunda ve kök kanalı tedavisinde kullanımı en büyük avantajlarından. Lokal anestezi yapılmaması ya da çok az miktarda lokal anestezi kullanımı önerilmektedir. Ancak Er:YAG lazer hedef alınan özel dokuyu kaldırmakla kalmaz, bölgedeki tüm dokuları kaldırır (19). Er:YAG lazer ile çürük temizlenmesi için harcanan zamanın geleneksel frez sistemine göre daha uzun sürmesi lazerin dezavantajıdır (20,51,52). Ayrıca Er:YAG lazerin kullanımı sırasında oluşan



ışınlamaların geleneksel yöntemle karşılaştırıldığında sürekli olmadığı ancak nabızsal tarzda olduğu ve bunun da ağrıyı tetikleyen faktör olduğu bildirilmiştir (53).

2,94 m dalga boyuna sahip nabızsal ışın oluşturan Er:YAG lazer enerjisi, sert dokulardaki su tarafında absorbe edildiğinde etkilenen bölgede ısının yükselmesinin sonucunda buharlaşan su hızla hacimsel olarak genişlemektedir (34). Sert dokunun bozulmasına yol açan mikro-patlama oluşmaktadır. Kısa, yüksek enerjili atımlar çevre dokularda ısı yükselmesine neden olmaksızın dokunun etkili bir şekilde uzaklaştırılmasını sağlamaktadır (54). Çalışmalar diş sert dokularının tedavisinde Er:YAG lazer kullanımının çürük uzaklaştırma, kavite preparasyonu ve mine pürüzlendirme için hem güvenli hem de etkili olduğunu göstermiştir (54,55).

Yapılan bir çok çalışmada Er:YAG lazerin çürük lezyonlarını selektif olarak uzaklaştırabildiği, kavite açabildiği ve dentin ile mine yüzeylerine bağlanma kuvvetini arttırabildiği gösterilmiştir (34,56). Hem su hem de hidroksiapatitte yüksek etkinlikte emilimine bağlı olarak Er:YAG lazerin diş sert dokularını, geriye kalan diş yapısı ve/veya çevre dokularda çatlama, erime ya da kömürleşme gibi şiddetli termal yan etkilere yol açmaksızın pulpada minimal zararla etkili bir şekilde ablate edebildiği bildirilmiştir (17,34,54).

Er:YAG lazer uygulanmış sürekli diş minesinin SEM görüntülerinde değişikliğe uğramış hidroksiapatit kristalleri ile beraber pullu ve pürüzlü alanlar gözlenmiştir (58). Lazer uygulanmış mine yüzeyinin yüzeysel mikro-pürüzlülüğü, Er:YAG lazerin termomekanik etkisini karakterize eden mikro-patlama ablasyonu sürecinden kaynaklanmaktadır (34,54). Bazı araştırmacılar lazer uygulanmış sürekli diş minesinin yüzey tomografisinin geleneksel asit pürüzlendirilmesi ile elde edilen mikro-pürüzlü görünüme benzer olduğunu savunmaktadır (56,58). Bu Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmeyle elde edilen bağlanma kuvvetinin asitle tek başına oluşan bağlanma kuvvetine benzer ya da daha yüksek olduğunu göstermiştir. Diğer taraftan bazı çalışmalarda Er:YAG lazer diş yapısını değişikliğe uğratsa da lazer uygulanmış sürekli diş minesinde gözlenen morfolojik değişikliklerin etkili bir bağlanma için yeterli olmadığı bildirilmiştir (18,21).

Süt dişleri ile ilgili olarak *orges ve ark. (1999)*, Er:YAG lazer uygulanmış süt dişi mine yüzeyinde boşluklar ve mine prizmalarının kısmi buharlaşmasına ilave olarak duvarlar boyunca taneli, pullu tarzda przl kraterler gözlemlemişlerdir (59). Süt dişlerinde Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelerin SEM ile değerlendirildiği bir diğer çalışmada mine prizmalarının fotomekanik ablasyonun karakteristiği olan bal peteği görünümü sergilediği gösterilmiştir (17).

Fissür rtc uygulaması öncesinde oklüzal pit ve fissürlerin Er:YAG lazer ile ablasyonunun rezin-bazlı örtücülerin infiltrasyonu ve mekanik kilitlemesini sağlayabilecek yüksek derecede mikro-retantif bir yüzey oluşturup oluşturmadığı araştırılmıştır. Oluşan mikro-retantif yüzeylerin lazerle pürüzlendirme sonucu oluşan krater ve olukların düzensiz yayılımı ile karakterize olduğu bildirilmektedir (1,60). Süt dişlerinde Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelerin marjinal rtclğnn ve pürüzlendirmenin ardından fissür örtücü uygulamasının başarisının değerlendirildiği çok az sayıda çalışma mevcuttur (17).

#### **2.1.5.2. Erbiyum Lazer: Er Cr:YSGG (Erbiyum Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet)**

Er Cr:YSGG lazerler 2790 nm dalga boyunda, aktif maddesi Erbiyum ve Kromyum zerine yttriyum, alimniyum, galliyum, garnet solit kristallerinin kaplanması ile oluşmuştur. Er:YAG lazerler ise 2940 nm dalga boyunda aktif medium katı ve kristaldir. Er Cr:YSGG ve Er:YAG lazerler, benzer özellikleri nedeni ile beraber anılırlar. Free-running atım moduyla iletirler. Fiberlerinin sonunda cam kristalleri bulunmaktadır (61).

Bu iki lazerin su tarafından en yüksek absorpsiyon değerlerine sahip olması onların çürük tedavisi için seçilmesinin en önemli nedenidir. Ayrıca dalga boylarının hidroksiapatite karşı afinitesi de yüksektir.

Hem sert hem de yumuşak dokularda kullanılabilmesi nedeniyle ekonomik olarak diğer lazer sistemlerine göre avantajlı olan Er,Cr:YSGG lazerler, sınıf I, II, III, IV ve V

kavitelerin preparasyonları ve çürüğün uzaklaştırılmasında etkilidir (62). Er,Cr:YSGG lazerleri ile hazırlanmış diş yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu ile incelendiğinde yüzeyin temiz ve düzgün olduğu, mine prizmalarının ve dentin tübül yapısının korunduğu gözlenmiştir (19). Kesim işleminin etkinliğinde enerjinin gücü ile fiber uç ve doku arasındaki uzaklık belirleyicidir. Enerjinin gücü arttıkça yumuşak ve sert dokudaki kesim etkinliği artar. En etkin kesim safir uçtan 1-1,5 mm uzaklıktaki alandan sağlanır.

Erbiyum lazerler yumuşak dokuda da kullanılır fakat hemostatik yetenekleri sınırlıdır. En büyük avantajı dişetine yakın çürükleri temizlerken yumuşak dokuyu yeniden şekillendirmesidir.

Bazı araştırmalarda dalga boyu nedeniyle Er:YAG lazerler, Er:YSGG lazerlere göre daha etkin sonuçlar vermiştir. Aynı enerji düzeylerinde Er:YAG lazerlerin daha fazla madde kaldırdıkları gözlenmiştir. Ablasyon sırasında Er: YSGG nin oluşturduğu sıcaklık artışından sıklıkla bahsedilmektedir.

Bu lazerlerin sert dokudaki penetrasyon derinlikleri 300 s'lik atım sayısı için 5 kadardır.

## **2.1. . . Nd YAG Lazer Neodmium Yittirium Alüminyum Garnet Lazerler**

Nd:YAG lazer ilk olarak 1991 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Bu lazerler 1.064 m dalga boyunda olup yüksek şiddette nabız şeklinde ışın oluştururlar. Bu süre sinir aksiyon potansiyelini başlatmak için gereken süreden kısadır. Bu nedenle ağrı meydana gelmez. Yeni başlayan çürükler üzerinde Nd:YAG lazerin Er:YAG ya da Er Cr:YSGG lazer kadar etkin olmadığı bildirilmiştir (63). Ayrıca, Nd: YAG lazer ve CO<sub>2</sub> lazerin kavite preparasyonlarında düşük absorpsiyon katsayıları ve ısı oluşturmaları nedeniyle problemler oluşturduğu rapor edilmiştir (64).

Nd: YAG lazer, kristal bir lazerdir. Dalga boyu 1064 nanometredir. Nd: YAG lazerin kullanım alanları;

- Yumuşak dokuların kesme ve koagülasyonunda,
- Dentin duyarlılığının giderilmesinde,

- Endodonti tedavilerinde ve
- Diş beyazlatma işleminde olarak sıralanabilir (74).

#### **2.1.5.4. Diyot Lazer**

Diyot lazerler aktif hallerinde katı halde bulunan, yarı iletken alüminyum, arsenit kombinasyonu ile üzerlerine düşen elektrik enerjisini 800-900 nanometre dalga boyunda ışık enerjisine çeviren lazerlerdir. Nabızsal ya da devamlı dalga şeklinde ışın verir. Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonunun yanı sıra dentin hasassiyetinin tedavisinde kullanılmaktadır. Sert dokular tarafından zayıf olarak absorbe edildiğinden sert doku işlemi için yeterli değildir (63). Diyot lazerler;

- Sulkuler birikintilerin yok edilmesinde,
- Aftöz ülserlerin kontrolünde,
- Pulpa extirpasyonunda,
- Gingiva koagülasyonunda,
- Mukoza ve yumuşak doku küretajında kullanılır.

#### **2.1.5.5. Argon Lazer (Ar Lazer)**

En çok kullanılan iyon lazerdir. 488 nm ve 514 nm olarak iki emisyon dalga boyuna sahiptir. Bu lazer; kompozitlerin polimerizasyonunda, diş beyazlatma işleminde, dentin duyarlılığının giderilmesinde, mineyi çürüğe karşı güçlendirmede ve çürük teşhisinde kullanılmaktadır (63).

#### **2.1.5.6. CO<sub>2</sub> Lazer**

Dalga boyu 10,6 m olan ve devamlı ışın yayma özelliği taşıyan CO<sub>2</sub> lazerle ilk oral uygulama 1977'de Lenz ve ark. tarafından yapılmıştır. Termal etkileri nedeniyle birçok vakada anestezi yapılma ihtiyacı olmuştur. 1987 yılında FDA CO<sub>2</sub> lazerin kullanılabilirliğine açıklık getirmiştir. CO<sub>2</sub> lazerin yumuşak dokuları kesmede etkili olduğu görülmüştür, ancak mine, dentin ve kemik gibi sert dokuları kesmede etkin

olmaması araştırmacıları mine, dentin ve kemiği ısı oluşturmadan kesmeye yönelik çalışmalara yönelmiştir. Ayrıca CO<sub>2</sub> lazerin fototermal etkileri vardır (51).

Lazer ya da asitle pürüzlendirilmiş mine üzerine uygulanan fissür örtücülerin karşılaştırıldığı birçok çalışma yapılmıştır. 1996'da her iki yöntem kullanılarak uygulanan fissür örtücü retansiyonunun karşılaştırıldığı klinik bir çalışma yapılmış ve ortalama 14,5 aylık bir takip sonucunda CO<sub>2</sub> lazerlerle przlendirmedeki retansiyon oranının asitle pürüzlendirmeye göre istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte daha yüksek olduğu saptanmıştır (65).

Bu lazerler beyazlatma ajanının etkinliğinin artırılması için ışın kaynağı olarak da kullanılmıştır. Ancak CO<sub>2</sub> lazerin termal yan etkilerinin sert dokularda oluşturabileceği komplikasyonlarla ilgili tereddütler nedeniyle beyazlatma işlemlerinde Argon Lazer tercih edilmektedir.

10600 nm dalga boyunda gaz aktive lazerdir. CO<sub>2</sub> lazerler minimal düzeyde kanamaya ve daha az post-operatif ağrı ve dem gelişmesine neden olmaktadır.

CO<sub>2</sub> lazerlerin kullanım alanları;

- Operasyon alanının sterilizasyonunun sağlanması,
- Komşu dokularda minimal harabiyet oluşturması nedeniyle ağız içi yumuşak doku cerrahisinde,
- Bakterisidal etkisi nedeniyle endodontide,
- Çürük tanı ve teşhisinde,
- Asit pürüzlendirmesine alternatif olarak mine pürüzlendirilmesinde kullanılmaktadır. Ayrıca yapılan araştırmalar, CO<sub>2</sub> lazerin çürük önlemede de başarılı bir rol oynadığını göstermektedirler (28,44,66).

### 2.1.6. Lazerin Pedodontide Kullanımı

Lazerin çocuk hastalarda kullanımı 1999 yılında FDA tarafından onaylandıktan sonra çocuk hastaların tedavisinde lazer kullanımı yaygınlaşmıştır. Lazerler; mine ve dentin çürüklerinin tanı ve tedavisi, fissür örtücü uygulamaları, kemik konturlanması gibi sert doku uygulamaları, süt dişi amputasyonları, üst ve alt çenede yapılan frenektomi işlemlerinin yanı sıra ortodontik tedaviler sonrasında oluşan hipertrofik dokuların düzeltilmesi, ilaca bağlı doku büyümelerinin tedavisi, aftöz lezyonlardan kaynaklanan ağrının dindirilmesi gibi yumuşak doku uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadırlar (55).

Çocuk hastalarda hızlı çalışma gereksiniminden dolayı, kompozit rezinlerin polimerizasyonu için hızlı ve efektif bir yöntem olan Argon Lazerleri de kullanılmaktadır (67).

Lazerin çürük kaldırmada aeratör kadar etkili olması, vibrasyon ve sesinin olmaması, bunların yanı sıra lokal anestezi ihtiyacını en aza indirmesi lazerin çocuk hastalarda tercih edilmesinin en önemli nedenleri olmuştur (55).

*Elliot ve ark (1999)* 50 süt dişi üzerinde yaptıkları çalışmada süt dişlerinin amputasyonu için formokrezol ile CO<sub>2</sub> lazeri karşılaştırmışlardır. 29. ve 90. gün kontrolleri sonunda her iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir (68).

*Denbsten ve ark (2001)* 4-18 yaş arası 124 hasta üzerinde lazer ve aeratörlerle açılan kavitelerde ağrı, komplikasyon ve hasta memnuniyetini incelemiş oldukları çalışmalarında iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bildirmezken; lokal anestezi ihtiyacının lazer grubunda istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az olduğunu bildirmişlerdir (69).

*Wato ve ark.(2002)* yaşları 1-15 arasında değişen toplam 48 çocukta CO<sub>2</sub> lazerle labial ve dil frenektomisi, mukosel çıkartılması gibi toplam 51 yumuşak doku

operasyonu gerçekleştirdikten sonra CO<sub>2</sub> lazer avantajlarını beş ana başlıkta toplamışlardır. Dikiş gereksinimi olmaması, post-operatif enfeksiyon gelişmediği için analjezik ve antibiyotik ihtiyacının olmaması, skar oluşumunun daha az veya hiç olmaması, cerrahi işlemler daha kolay ve daha kısa sürdüğü için frenektomi ve mukosel operasyonları için genel anestezi ihtiyacının olmaması, insizyon sırasında ve sonrasında kanama olmadığı için rahat görüş alanı sağlamasıdır (70).

**ato ve ark (200)** Er:YAG lazerle çocuklar üzerinde yaptıkları çalışma sonucunda kompozit restorasyon yapılacak çocukların, kavite preperasyonu için lazerin geleneksel yöntemlere iyi bir alternatif olduğunu belirtmişlerdir (71).

**irardi ve ark (200)** dört adet üst kesici dişinde erken dönem çocukluk çürükleri olan üç yaşındaki üç çocukta Nd:YAG lazer uygulamasının etkinliğini incelemişler ve çalışmalarının sonucunda Nd:YAG lazerin dentin geçirgenliğinde ve hassasiyette azalma, lazer uygulanan yüzeyde sterilizasyon sağlama gibi avantajlarının yanında ses ve vibrasyonun olmamasına bağlı olarak artan hasta memnuniyeti, lokal anestezi gereksiniminde azalma gibi de avantajlarının olduğunu bildirmişlerdir (72).

**oj ve ark (200)** yaşları 8-16 arasında değişen 49 çocuk hastadan 33'ünün kalıcı dişlerine restoratif tedaviler yaparken, 16'sına kuron boyu uzatma, frenektomi, operculektomi gibi cerrahi işlemler yapmışlardır. İşlemler sonrasında çocukların ağrı derecelerini ölçmek için Wong-Baker yüz skalasını kullanmışlar ve çocuklardan skalada bulunan altı farklı yüzden birini seçmelerini istemişlerdir. Bir hafta sonra da kontrole çağırarak post-operatif ağrılarının olup olmadığı, ağrı kesiciye ihtiyaç duyup duymadıklarını sormuş oldukları çalışmalarının sonucunda, restoratif ve cerrahi girişimler için Er Cr:YSGG lazerlerin kullanabileceğini bildirmişlerdir (73).

**Mendes ve ark (200)** çürük kavitesi oluşmamış 51 süt azısı üzerinde yaptıkları çalışmada bir argon lazer olan Diagnodent cihazının, henüz dentine ulaşmamış mineyle sınırlı olan başlangıç çürüklerinin tespitinde başarılı olmazken dentine ulaşan çürüklerin tespitinde başarılı olduğunu bildirmişlerdir (74).

*Virjilp ve ark (200)* 119 çekilmiş üçüncü büyük azı diş üzerinde yaptıkları çalışmada ara yüz çürüklerinin teşhisi için, lazer floresan tekniği ile bite-wing radyografilerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda ara yüz çürüklerinin teşhisinde lazer floresan yönteminin daha hassas olduğunu bildirmişlerdir (75).

*iu (200)* Nd: YAG ve formokrezol amputasyonlarını karşılaştırdığı çalışmada 68 dişin amputasyonunu Nd:YAG lazerle yaparken, 69 dişin amputasyonunu da formakrezolle yapmıştır. Tedavi edilen dişleri 66 aya kadar takip etmiş ve Nd:YAG lazerle yapılan amputasyonların istatistiksel olarak anlamlı derecede daha başarılı olduğunu bildirmiştir (76).

## **2.2.Fissür Örtücüler**

### **2.2.1. Fissür Örtücülerin Tarihçesi**

Onsekizinci yüzyıl başlarında Lee H, azı dişlerinin okluzal yüzeylerindeki fissür ve pitlerin uygun materyalle kapatılması durumunda, bu bölgede gelişmesi muhtemel çürüklerin önlenebileceğini ileri sürmüştür (77). Wilson 1895 yılında çiğneyici fissür ve pitlerin çürükten korunması için simanla örtülmesini önermiştir (78).

*Hyatt (192)*'te, çürük şüphesi bulunan tüm pit ve fissürleri içine alacak şekilde hazırlanmış sığ sınıf I kavitelerin amalgamla doldurulduğu profilaktik restorasyonları savunmuştur (79). *odecker (1929)*'da bundan daha konservatif bir yöntem önermiş, önceleri fissürleri sondla temizleyip içlerine oksifosfat siman akıtırken daha sonra profilaktik odontotomi olarak adlandırılan alternatif bir teknik tanıtarak retatif, derin fissürleri mekanik olarak genişletip temizlenebilirliğini sağlamayı amaçlamıştır (80). Fissür örtücülerin geliştirilmesi, restoratif rezinlerin fosforik asitle pürüzlendirilmiş mineye daha iyi tutunduğunun keşfine dayanmaktadır. Asitle pürüzlendirmenin mine üzerindeki etkilerine dair ilk çalışmalar 1955'te Buonocore tarafından yapılmış olup bu tekniğin kullanıldığı ilk fissür örtücüler 1960'ların ortalarında siyanoakrilatlarla gerçekleştirilmiştir (81,82). Siyanoakrilatlar, deri ve mukozada oluşturdukları toksik etki ve ağız sıvılarında çözülmeye uğramaları gibi olumsuz özellikleri nedeniyle fissür örtücü olarak uzun süre popüler kalamamıştır. Fissür örtücü olarak poliüretan türevleri



ve polikarboksilat siman da kullanılmıştır; ancak fissürlerin detaylarına nüfus edemeyecek kadar akışkanlıklarının düşük olması ve aşınma dirençlerinin de yeterli olmaması gibi nedenlerle fazla ilgi görmemişlerdir (83).

Fissür örtücü olarak kullanılması önerilen diğer bir materyal de cam iyonomer simanlardır. Wilson ve Kent tarafından formüle edilen ve dişlere fizikokimyasal olarak bağlanabilen bir materyal olarak sunulan cam iyonomer simanlar, 1970'lerde McLean ve Wilson tarafından geliştirilmiştir. Yapısında florid ihtiva ettiği için dişleri çürüğe karşı dirençli hale getirebilen bir materyal olan cam iyonomer simanı fissür örtücü olarak ilk kullanan McLean ve Wilson'dur (84). Cam iyonomerlerin geliştirilmesinden sonra bu materyale, olumsuz özelliklerini ortadan kaldırmak amacıyla rezin ilavesi yapılmış ve hibrit iyonomerler diye sınıflandırdığımız RMCIS (rezin modifiye cam iyonomer) ve PMKR (poliasit modifiye kompozit rezin) materyaller geliştirilmiştir. Bu iki materyalin de fissür örtücü tipleri üretilmiştir ve bu ürünler günümüzde halen kullanılmaktadır.

Çok sayıda rezin materyal üzerinde yapılan deneylerden sonra 1960'ların sonlarında restoratif işlemlere oldukça elverişli olan BIS-GMA (bis-phenol A glycidyl methacrylate) rezinleri geliştirilmiştir. ADA (American Dental Association) tarafından fissür örtücü materyali olarak değerlendirilmiş ve BIS-GMA rezinler minenin asitlenmesini takiben güçlü bir şekilde mineye tutunmakta ve fissür detaylarına çok iyi intibak edebildikleri bulunmuştur. Fissür detaylarına iyi bir şekilde intibak eden fissür örtücüler kapanışta yükseklik oluşturmaz (85,86).

Günümüzde üretilen rezin fissür örtücü materyalleri arasındaki en önemli farkı polimerizasyon tipleri oluşturur. İlk olarak ultraviyole ışıkla polimerize olan fissür örtücüler geliştirilmiştir ve bunlar birinci jenerasyon fissür örtücüler olarak bilinir. İkinci jenerasyon fissür örtücüler ise otopolimerizandır yani; kimyasal olarak, katalizör baz karıştırmak suretiyle polimerize olurlar. Üçüncü jenerasyon fissür örtücüler ise görünür ışıkla polimerize olanlardır (87,88).

## 2.2.2. Fissür Örtücülerin Çürük Önlemedeki Yeri

Fissür örtücüler içerisindeki floridin tükürük ve komşu sert dokular içerisine salınımı kısaca şu şekilde olmaktadır: Dış ortamdaki Florid ( $F^-$ ), Chloride ( $Cl^-$ ) gibi tükürük iyonları, fissür örtücü matriksinin içerisine nüfuz eder. Daha sonra florid iyonları, rezin partikülleri tarafından alınır. Bu mekanizma, önce floridin rezinden fissür örtücü matriksine doğru yavaşça salınması, buradan da tükürük ve komşu sert dokulara doğru salınması şeklinde devam eder. Florid, rezin partiküllerinden hızlı olarak salınmasına karşın çevre dokular tarafından yavaşça alınır. Bu sayede florid salınımı etkili bir şekilde kontrol edilmiş ve mine-fissür örtücü sınırında sürekli bir şekilde ve etkili bir konsantrasyonda floridin bulunması sağlanmış olur. Yavaş ancak uzun dönem devam eden salınım çürükten korunmada her zaman büyük avantaj sağlamaktadır. Fissür örtücüler, bu etkileri sayesinde white spot lezyonlarda da uygulanabilmektedirler (89,90).

**ensen ve ark (1990)**, florid salınımı yapan bir fissür örtücü (Fluoroshield) ile florid salınımı yapmayan bir başka fissür örtücü (Prisma Shield) materyallerin tutuculukları açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında, 88 çocuğun 147'ser adet 1. büyük azı dişlerine fissür örtücü materyallerini uygulamışlardır. Araştırmacılar, çalışmalarının sonucunda fissür örtücünün yapısına florid ilavesinin tutuculuk açısından herhangi bir olumsuz etkiye neden olmadığını bildirmişlerdir (91).

**Tanaka ve ark (2000)**, florid içeren fissür örtücülerin kullanımını değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarının sonucunda, komşu yüzeylerde asit ataklarına karşı minenin çözünürlüğünün anlamlı derecede azaldığını bildirmişlerdir (92).

**Hicks ve ark (2000)**, yapmış oldukları in-vitro çalışmalarında florid salınımı yapan fissür örtücüler ile florid salınımı yapmayan geleneksel bir fissür örtücünün mine üzerindeki çürük benzeri lezyonlara olan etkilerini incelemişlerdir. Araştırmacılar, makroskopik olarak çürük içermeyen 12 çekilmiş dişin 4 ayrı yüzeyine fissür örtücülerini uygulamışlardır. Daha sonra dişler asidik jele maruz bırakılmış ve yapay tükürük içerisinde termosiklus yapılmıştır. Asidik jele maruz bırakıldıktan 6 hafta sonra çürük başlangıçları görülmüş; 9. haftanın sonunda ise çürüklerin ilerlediği bildirilmiştir. Oluşan lezyonlar ve derinlikleri mikroskopik olarak incelendiğinde, florid salınımı

yapan fissür örtücülerin çevresinde çürük oluşumunun istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az geliştiği görülmüştür. Ayrıca tükürükteki florid seviyesinin de yine anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır. Araştırmacılar bu sonuçlara dayanarak florid salınımı yapan fissür örtücülerin ağız ortamında florid deposu gibi görev yapabileceklerini bildirmektedirler (90).

Florid verniklerinin fissür örtücü uygulamaları kadar başarılı olmadığı yapılan çalışmada görülmektedir. 24 ay süresince klinik olarak takip edilmiş olan çalışmada fissür örtücü uygulanan dişlerin 68'inde çürük oluşumuna rastlanmazken florid verniği uygulanan grubun sadece 38'inde çürük oluşumu gerçekleşmemiştir (93). 36 ay süresince klinik takibinin yapılmış olduğu diğer bir çalışmada fissür örtücü uygulanan dişlerin sadece 3'ünde çürük oluşumu görülmüştür (94). Benzer bir başka çalışmada da 48 aylık takip sonucunda fissür örtücü uygulanan grupta 63 oranında çürük oluşumu izlenmemiştir (95).

### **2.2.3. Fissür Örtücülerin Çeşitleri**

#### **2.2. .1. Rezin Esaslı Fissür Örtücüler**

Bowen tarafından geliştirilen rezinler BİS GMA'dan köken almakta ve fissür örtücü olarak kullanılmaktadır. Bisfenol A-glisidil metakrilat (bis GMA), bis(4-hidroksifenil) dimetilmetan ve glisidil metakrilatın reaksiyon ürünüdür. Katalizör ve 'üniversal' bileşenlerin karıştırılmasından sonra polimerize olan (otopolimerize tip) ve uygun bir ışık kaynağı ile polimerize olan iki tip bulunmaktadır. Başta ultraviyole ışık dalga boyu (dalga boyu 365nm) kullanılmış, daha sonra yerini görünür mavi ışık (dalga boyu 430-490nm) almıştır (13).

Fissür örtücü olarak kullanılan rezin esaslı materyallerin de çoğunda Bis-GMA veya üretan esaslı monomerler bulunmaktadır. Ana monomer olarak kullanılan bu monomerler genellikle 500-1000 gr/mol ağırlığındadır (83). Ayrıca polimer matriksin viskozitesini azaltmak ve penetrasyon yeteneğini yükseltmek amacıyla, fissür

örtücülerin yapısına TEGDMA (tri etilen glikol dimetakrilat) ve HEMA (hidroksi etil metakrilat) gibi monomerler ilave edilmektedir.

Kimyasal olarak polimerize olan rezin esaslı fissür örtücüler iki likit bileşeninden oluşmaktadır. Bu bileşenlerin herbiri dimetilmetakrilat monomerini ya da monomer ile trietilen glikol dimetakrilat monomerinin karışımını içermektedir. Bileşenlerinden biri peroksit başlatıcı, diğeri amin aktivatör içermektedir. Kimyasal olarak rezin bonding ajanları ile yaklaşık olarak aynı özelliğe sahiptir. Yüzey tabakası polimerizasyonun hava ile inhibisyonuna bağlı olarak yapışkandır ve genellikle alttaki tamamen sertleşmiş materyali açığa çıkarmak için uzaklaştırılır (96).

Dayanıklılığı geliştirmek için cam doldurucu ilave edilmesine yönelik girişimler olmuştur ve doldurucu içeren bu ürünler hafif dolduruculu kompozitler olarak kabul edilmektedir. Doldurucu içeriği kompozit dolgu materyalinde bulunandan daha az olduğundan viskozitesi materyalin fissürlere kolayca akmasına izin verecek ölçüde düşüktür (96).

Bu materyal, düşük viskozitesine bağlı olarak makul bir akışkanlık, iyi ıslatılabilirlik ve geliştirilmiş fiziksel özellikler sergilemektedir. Bakteriyel penetrasyona izin veren ve restorasyonun başarısızlığına yol açan boşlukların oluşmasına neden olan polimerizasyon büzülmesi kompozit rezin-esaslı fissür örtücü materyallerinin en büyük dezavantajıdır (97,98). Kompozit materyallerinden tek farkı fissür ve çukurcularda asitle pürüzlendirilmiş olan mineye iyi bir şekilde penetre olabilmeleri için daha az miktarda inorganik partikül içermeleri ve bu sayede daha akışkan kıvamda olmalarıdır (99). Partiküllerin büyüklüğü, şekli ve miktarı materyalin fiziksel özelliklerini etkilemektedir. Partikül miktarı arttıkça organik matris oranı düşer, ısıl genleşme katsayısı ve polimerizasyon büzülmesi azalır, dayanıklılık artar.

Işıkla sertleşen kompozitlerin geliştirilmesini takiben ışıkla sertleşen fissür örtücüler geliştirilmiştir. Ultraviyole ışıkla sertleşen fissür örtücüler polimerizasyon derinliğinin sınırlı olması nedeniyle çok ince bir tabaka halinde kullanılmaktaydı. Günümüzde bu materyallerin yerini görünür ışıkla sertleşen ürünler almıştır. Fissür

örtücülerin etkinliği in-vivo şartlarda iki yolla gözlemlenmektedir. Fissür örtücü kaybı, bağlantının bozulması ya da aşınmaya bağlı olarak oluşmaktadır. Diğer yol ise fissür örtücü uygulanan dişlerin örtücü uygulanmamış kontrol dişleri ile çürük gelişimi açısından karşılaştırılmasıdır. Bu iki yaklaşımın aynı sonucu vermemesi şaşırtıcıdır. Doldurucusuz ya da hafif dolduruculu rezinlerden oluşan fissür örtücüler göreceli olarak daha yumuşak yapılıdır ve abrazyon aşınmaya eğilimlidir. Yüzey minesini rezinle kaplı olarak kaldığından, örtücülerin aşınması her koşulda etkinliğini bozmamaktadır. Benzer şekilde fissür örtücü bağlantısı bozulduğunda gerisinde rezinle kaplı bir mine yüzeyi bıraktığı takdirde hala faydalı bir etki sağlayabilmektedir (96).

Fissür örtücü olarak kullanılan rezinlerin çoğu doldurucusuzdur; yani doldurucu partikülleri içermemektedir. Bu materyaller in-vitro şartlarda abrazyona daha dirençlidir. Ayrıca fissürlere penetrasyonu ve retansiyonu doldurucusuz rezinlere benzer olduğu bulgulanmıştır (100). Ancak bu sonucun in-vivo şartlarda da doğrulanması gerekmektedir (101).

1990'ların ortalarında fissür örtücülerin içeriğinde bulunan bisfenol-A ve bisfenol-A dimetakrilatın muhtemel östrojenik etkileri üzerine kaygılar ortaya çıkmıştır. Bununla beraber *Öderholm ve Mariotti (1999)* (102) tarafından bisfenol-A esaslı rezinlerin kısa dönem östrojenik etkilerinin anlamlı olmadığı bildirilmiş ve *Öng ve ark.(2000)* (103), fissür örtücülerden ağız ortamına salınan bisfenol-A'nın tam anlamıyla emilmediğini ve sistemik dolaşımında tespit edilemeyecek kadar düşük miktarlarda olabileceğini göstermiştir.

## **2.2. .2 Cam İyonomer Simanlar**

Cam iyonomer simanlar ilk kez 1970'li yılların başlarında Wilson ve Kent tarafından geliştirilerek diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Bu simanlar, silikat simanların direnç, sertlik ve florid iyonu açığa çıkarma gibi olumlu özellikleriyle, diş dokularına yapışma ve biyolojik uyum özelliklerine sahip poliakrilik asit likitin birleştirilmesi sonucu bulunmuştur (104). Formülünde yapılan düzeltmelerle cam iyonomer simanların mekanik dayanıklılığı artırılmış ve renk uyumu düzeltilerek

sertleşme süresi kısaltılmıştır. Böylece, çeşitli amaçlarla kullanılan cam iyonmer simanlar klinik uygulamaya sunulmuştur.

Cam iyonmer simanların, akışkanlıklarının düşük olması, film kalınlıklarının az olması, ağız ısısında uzun süre çalışma olanağı sağlamaları, asitlere karşı dayanıklı olmaları, sıkışma özellikleri ve gerilme dirençlerinin yüksek olması, ısıl genleşme katsayılarının diş sert dokularıyla uyum içinde olması, pulpa ile iyi bir biyolojik uyum sağlamaları, yarı şeffaf özellikleri, florid salınımları, dentin ve mineye kimyasal bağlantı yapabilmeleri kompozit rezin ile üstün mekanik bağlanma, şırınga ile uygulama kolaylığı gibi olumlu özelliklere sahip oldukları bildirilmektedir (105,106,107). Yapılan klinik çalışmalar, cam iyonmer simanların mineye asitle pürüzlendirme yaparak ya da yapmadan dentin bondinglerle bağlanmalarının başarıyı 90'ların üzerine çıkardığını göstermektedir (108). Aşınma ve kırılma direncinin azlığı, suya ve kurumaya eğilimleri, renk uyumunun kompozit rezinlerdeki kadar iyi olmaması ise cam iyonmer simanların olumsuz özellikleridir (106).

Cam iyonmer simanların aynı zamanda sürekli ve aktif florid salınımı yapabilme özelliklerinin olması da bu materyallerin fissür örtücü sistemlerinin içerisinde yer almalarının bir diğer avantajını göstermektedir (109). Bu konuda yapılmış olan çalışmalar, florid salınımının ilk 24 saatte çok yüksek olduğunu (burst effect etkisi), 48 saatin sonunda hızla düşüş gösterdiğini ve daha sonra salınımın sabit bir seviyede devam ettiğini göstermektedir. Bu şekildeki florid salınımı tüm geleneksel ve rezin modifiye cam iyonmer simanlar için ortak bir özelliktir (110,111,112,113). Yapılan çalışmalar, fissür örtücü olarak kullanılan geleneksel cam iyonmer simanlar ile rezin modifiye cam iyonmer simanların, rezin esaslı olan fissür örtücülere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bir tutuculuğa sahip olduğunu göstermektedir (114,115). Ancak bu tip fissür örtücülerin uygulanmasından sonraki 6 – 12 aylık kontrollerde yeni çürük oluşumuna rastlanmadığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır. Ayrıca makroskopik olarak dişten uzaklaşmış olsalar bile fissürler içerisinde kalmış siman artıklarının mine yüzeyinde florid salınımı yapmaya devam etmesine bağlı olarak çürük önleyici özelliklerinin devam ettiği gösterilmiştir (116,117,118). Ancak fissür örtücülerin ideal bir şekilde etkinliklerini devam

ettirebilmeleri için belirli aralıklarla kontrol edilmeleri ve kontroller sırasında da varsa eksik kısımlarının tamamlanması gerektiği de bildirilmektedir (119).

### **2.2.3.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar**

Pit ve fissür örtücüler üzerine gerçekleştirilen klinik çalışmalara ait derlemelerden elde edilen sonuçlar, fissür örtücülerin doğru uygulandığı takdirde kalıcı olduğu (istisnalar hariç) ve diş çürüğünü önlemede de son derece etkili olduğu konusunda tutarlılık sergilemektedir (13,120)

RMCİS ve PMKR olarak bilinen hibrit materyalinin karşılaştırılmalı olarak değerlendirildiği bir klinik çalışmada materyallerin 6 ve 12 aylık periyotlarda retansiyon ve çürük önleme yetenekleri değerlendirilmiştir. İki hibrit materyalinin 12 ay sonundaki retansiyon oranının PMKR'inde %95,9, RMCİS'da ise 85,7 olduğu bulgulanmıştır (121).

### **2.2.3.4. Kompomerler**

Kompomerlerin fissür örtücü materyali olarak kullanımlarının uygunluğu hem in-vitro hem de in-vivo şartlarda araştırılmaktadır. Distile suda saldığı florid miktarının cam iyonomer simanlardan daha düşük olması ve 3 yıllık klinik sonuçlarının rezin esaslı fissür örtücülerle benzerlik göstermesinden yola çıkılarak özelliklerinin rezinlere yakın olduğu tahmin edilmektedir (109,113).

Kompomerler üzerinde hem in-vitro hem de in-vivo olarak birçok çalışma yapılmıştır. Bu materyallerin florid salınımlarının cam iyonomer simanlardan daha az olduğu bildirilmiştir (113,122).

□*lavina ve ark (200)*□ yapmış oldukları 3 yıllık çalışmalarının sonucuna göre kompomerlerin rezin esaslı fissür örtücülerle benzer özellikte oldukları gösterilmiştir (123).

### **2.2.4. Diş Hekimliğinde Nano-Teknolojisi**

Nanoteknolojisi, 0.1-100 nm aralığında fonksiyonel materyal ve yapıların, çeşitli fiziksel ve/veya kimyasal yöntemlerle üretimidir.

29 Aralık 1959 da Amerikan Fizik Cemiyetinde Richard Feynman ın Aşağıda Daha Çok Yer Var adlı konuşmasında nanoteknolojide yapılabilen olaylara değinmesi, nanoteknolojinin başlangıcı kabul edilmektedir. Feynman atomları ve molekülleri çok hassas aletlerle manipüle ederek, çok küçük boyutlarda operasyon yapılabileceğini anlatıyordu. Tabi o zamanlar tarif edilen bu sürecin ismi henüz nanoteknoloji değildi. Feynman küçük boyutlarda yerçekimi gibi kanunlarının öneminin azalacağına, Van der Waals gibi mikro düzeydeki zayıf kuvvetlerin daha önemli hale geleceğini söylüyordu (124).

Nanoteknoloji terimi ilk kez Norio Taniguchi tarafından Temel Nano-Teknoloji Konseptleri adlı makalede dile getirildi. Nanoteknolojiyi şöyle tanımlıyordu Norio Taniguchi: Atom atom ya da molekül molekül ayırma, birleştirme, bozma sürecine nanoteknoloji denir (124).

K. Eric Drexler 1980 lerde molekülleri rassal yöntemler yerine deterministik olarak işlemeyi detaylı bir şekilde incelenmiştir. "Yaratma fabrikaları: Nanoteknoloji Devri (1986) (aynı zamanda ilk nanoteknoloji kitabıdır) , Nanosistemler: Moleküler Makinalar, İmalat ve Hesaplama (ilk nanoteknoloji okul kitabı) adlı kitapları ile ortaya attığı düşünceler moleküler üretim olarak bilinmektedir. 1981'de Drexler ilk nanoteknoloji makalesini yayınlamıştır. Aynı yıl STM (Taramalı Tünelleme Mikroskobu) Gerd Binnig ve Gerhard Rohrer tarafından üretilmiştir. Bu mikroskop, atomların yerlerini değiştirebilme özelliğine sahiptir. Araştırmacılar bu buluşlar sayesinde 4 yıl sonra Nobel ödülü almışlardır (124).

1985'de Robert Curl, Harold Kroto ve Richard Smalley fulleren sınıfından olan buckyball u bulmuştur. Bu molekülün bir futbol topunu andırdığı için bu şekilde isimlendirildiği bildirilmektedir (124).

Bu 3 bilim adamı da 1996 yılında Kimya Dalında Nobel ödülü almışlardır  
1986'da Binnig, Quate ve Gerber atomik kuvvet mikroskobunu bulmuşlardır.



1986 da ilk nanoteknoloji organizasyonu moleküler üretim bilincini artırmak amacıyla Foresight, Eric Drexler tarafından kurulmuştur.

1987 de ilk protein üretilmiştir.

1988 bahar döneminde üniversitedeki ilk nanoteknoloji dersi Eric Drexler tarafından verilmiştir.

1989 da IBM bilim adamı Don Eigler nikel yüzeye ksenon atomları ile IBM yazısını yazmış ve ilk nanoteknoloji "**Nanotechnology** dergisi yayına çıkmıştır.

1991'de Sumio Iijima **karbon nanotüpü** buldu.

1996'da NASA nanoteknoloji üzerinde çalışmaya başlamıştır ve 1996'da ilk nanoteknoloji şirketi ynex kurulmuştur.

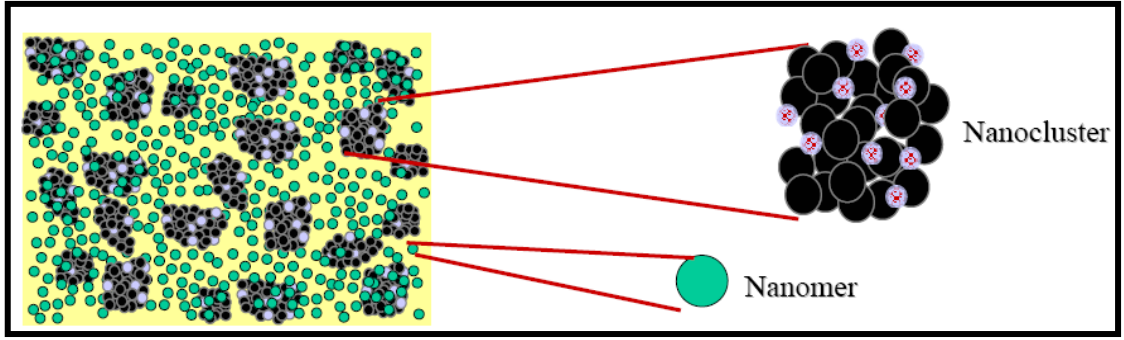
21 Ocak 2000 - Clinton nanoteknolojiye destek vermiş ve bu araştırmaların yapılabilmesi için bütçe ayırmıştır.

2001 askeri gelişmeler için nanoteknolojik araştırmalara başlanmış (124).

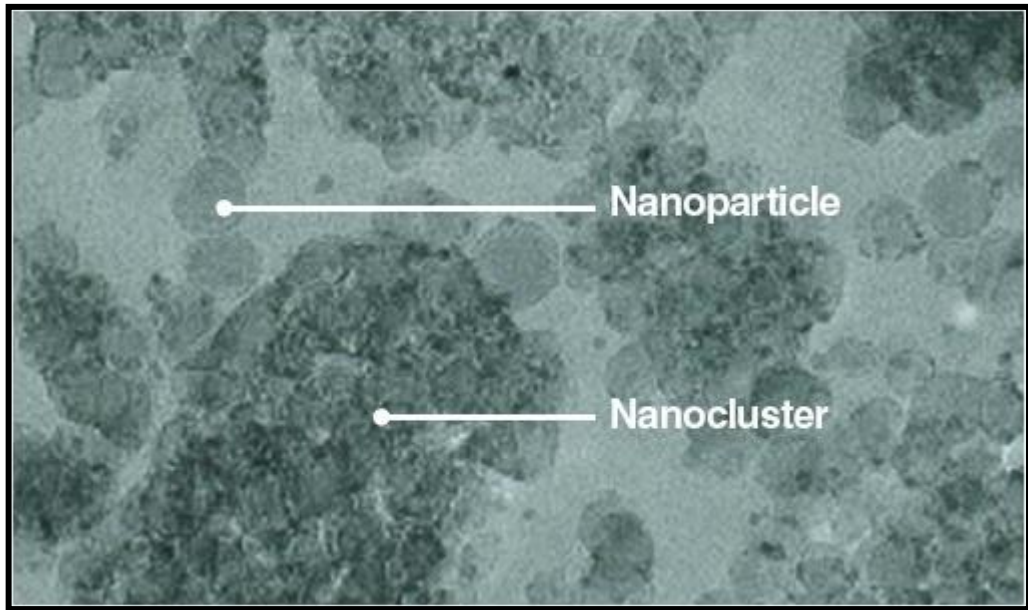
Elektron mikroskopunun bulunması ile birlikte artık malzeme üretirken malzemeyi oluşturan elementlerin atomları üzerinde atomların diziliş biçimleri değiştirilerek çalışmalar yapılmıştır. Günümüzde nanoteknoloji yardımıyla maddeyi oluşturan atomların dizilişinde şekillendirmeler yapılabilmektedir. Nanoteknoloji; maddenin nanometre ölçeğinde yani moleküler düzeyde denetlenmesi yoluyla gerçekleştirilen işleme; ölçüm, modelleme ve düzenleme gibi çalışmalarla yeni malzeme, cihaz ve sistemlerin tasarlanması ve üretilmesini konu alan bir teknoloji dalıdır (125).

#### **2.2.4.1. Nano Teknolojisi İle Üretilen Dental Materyaller**

Nanoteknoloji tıp alanında; mikro cerrahide (göz, beyin vb.), diagnostik kitlelerde, bilimsel araştırmalarda, yüzey karakterizasyonu ve modifikasyonunda, mikroorganizmaların taşınmasında, DNA modifikasyonu gibi alanlarda kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde ise dental materyallerin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi yönünde çalışmalar yapılmış ve günümüzde bu teknolojiyle üretilen kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür.



**Resim 2.** Nanokompozitlerdeki Doldurucular



**Resim 3.** Nanokompozitlerdeki doldurucuların SEM görüntüsü

Nano kompozitlerin geliştirilmesindeki temel amaç yüksek streslere dayanıklı hibrit kompozitler gibi mekanik özelliklere ve tipik mikrofiller gibi yüksek cilalanabilirlik özelliklerine sahip, ağzın her bölgesinde kullanılabilecek bir kompozit materyalinin olmasıdır (126). Bu sayede ileri düzey metakrilat rezinler ve polimerizasyon teknolojileri kullanılarak nano-doldurucular ve onları takiben nano-kompozitler ortaya çıkmıştır.

Nano-doldurucular geleneksel dolduruculara nazaran çok farklıdırlar ve değişik bir üretim yaklaşımı izlenmesi gerekmektedir. Günümüzün mekanik olarak güçlendirilmiş kompozitlerinin doldurucu partiküllerini meydana getirebilmek için

büyük ve yoğun partiküller (Makrofiller, hibritler mikrohibritler), küçük partiküllere (işlenmiş quartz, eriyik camlar ve seramiklere) dönüştürülmektedir (127).

Nanokompozitlerin abrazyon ve materyal yorgunluğu üzerine olan çalışmalarda; aşınma ve yorulma direnci açısından değerlendirme yapıldığında, nano yapıdaki kompozitlerin (Ceram-X mono, Filtek Supreme, Grandio, Premise, ve Heliomolar) mikrofil kompozitlere benzer ya da daha düşük performans gösterdikleri görülmüştür (128).

Kompozit rezinlerde cila işlemlerine bağlı olarak meydana gelen abraziv aşınma ile ilgili bir çalışmada; bitirme ve cila işlemleri kompozit restorasyonlarda topoğrafik değişikliklere hatta mikro çatlaklara neden olduğu anlaşılmıştır. Her iki durum da aşınma mekanizmasını doğrudan etkilediği için, bu çalışmanın hedefi, farklı bitirme ve cilalama yöntemleri uygulanacak bir minifil, bir de nanofil kompozit restorasyonda oluşan yüzey pürüzlülüğü ve aşınmayı ilişkilendirilip değerlendirilmiştir (129).

Nanodolduruculu ile küçük partiküllü hibrit kompozit rezinin iki yıllık karşılaştırmalı klinik performansı ile ilgili çalışmada strese maruz kalan posterior kaviterlerde nanodolduruculu Filtek Supreme (3M ESPE) ve geleneksel mikrohibrit kompozitin rezin Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent) karşılaştırılmış ve materyalin klinik başarısı değerlendirilmiştir. 2 yıl süren değerlendirmeler sonunda UPSHS kriterlerine göre (renk uyumu, kenar renkleşmesi, ikincil çürük, anatomik form, kenar uyumu, yüzey pürüzlülüğü, post-operatif hassasiyet, retansiyon açısından) istatistiksel açıdan önemli bir farklılık olmadığı saptanmıştır. Klinik olarak Filtek Supreme (3M ESPE), streslere maruz kalan posterior kaviterlerde kullanılmaya elverişli bulunmuştur (128).

Posterior dişlerde Nano Dolduruculu Kompozitlerin klinik değerlendirilmesinin yapıldığı çalışmada, nano dolduruculu kompozit rezin (Filtek Supreme) 2 adet mikrohibrit(Tetric Ceram, , Esthet-X) ve 1 adet tepilebilir kompozit (Pyramid) 12 aylık klinik performansları incelenmiştir. Tüm materyaller minimal modifikasyonlar ve değişiklikler göstermişlerdir. Bir yılsonunda nano dolduruculu kompozit rezin, diğer tepilebilir ve mikrohibrit kompozitlerle benzer özellikler göstermiştir. Filtek Supreme,

Pyramid, Esthet- ve Tetric Ceram bir senenin sonunda mükemmel klinik performans sergilemişlerdir (126).

Nano-hibrit fissür örtücülerin en önemli özellikleri iyi ıslanabilir olmaları, florid içermeleri ve ışıkla polimerize olmalarıdır. Nano-hibrit fissür örtücülerin, rezin esaslı fissür örtücülerinden farkı %70 oranında nanohibrit özellikte doldurucu içermesi ve zayıf abrazyon göstermeleridir. Nano-hibrit fissür örtücüler ile yapılan çalışma sayısı çok azdır.

## **2. . Mineye Bağlanma Yöntemleri**

### **2. .1. Asitle Pürüzlendirme Yöntemi**

Buonocore, doldurucusuz metilmetakrilat rezinin mine yüzeylerine bağlanma dayanıklılığını artırmak için 85'lik fosforik asit kullanarak diş hekimliğinde asitle pürüzlendirme tekniği'nin ortaya çıkmasını sağlamıştır. Bu çalışmadan itibaren sitrik, fosforik, hidroklorik ve pirüvik asit gibi çeşitli asitler laboratuvar şartlarında denenmiştir. Bu çalışmaların sonucunda farklı konsantrasyonlardaki fosforik asit tercih edilen ajan olmuştur (81).

Asitle pürüzlendirme mine üzerinde pörözite oluşturmakta ya da mevcut pöröziteleri derinleştirmektedir. Pörözite değişikliklerinin ve büyük doku kayıplarının derinliği asidin tipi ve konsantrasyonuna bağlıdır. Fosforik asit uygulamalarında asidin gücü azaltıldıkça pörözite derinliği artmaktadır. Örneğin, 50'lik fosforik asitle 1 dakikalık uygulama yaklaşık olarak 19 m derinliğinde mineyi etkilerken; %30 kritik bir konsantrasyondur: Bu konsantrasyonun altına düştüğünde mine üzerinde çözünmeyen reaksiyon ürünleri oluşmaktadır. Bu ürünler yüzey alanını azaltmakta, yüzeyi kontamine etmekte, ıslanabilirliği bozmakta ve mine pörözitelerini tıkayarak bağlanma kuvvetini olumsuz yönde etkilemektedir (130).

Fosforik asit solüsyonları mineye uygulandığında kontrol edilmesi oldukça zordur. Bir miktar asit, asitlenmesi gerekmeyen alanlarla temasa geçebilmektedir. Bu

problem, asitli jellerin geliştirilmesiyle ortadan kalkmıştır. Jel formu, istenilen alana kontrollü olarak yerleştirmeyi sağlayacak vizkositeye sahip sulu jel ile karıştırılmış fosforik asit içermektedir. Ayrıca jele renk verici maddeler ilave edilerek kontrollü uygulama daha da kolaylaştırılmıştır (96).

Geleneksel olarak kullanılan fosforik asit, 30-40 konsantrasyonlarında dekalsifikasyon yoluyla retantif mine mikro pöröziteleri oluşturarak ıslanabilirliği ve yüzey alanını arttırmaktadır (8,131). Bir dakikalık uygulama sonucunda yaklaşık 10 m yüzey minesini uzaklaştırmakta ve altta kalan yaklaşık 20 m derinliğindeki alan pürüzlendirilmektedir. Pürüzlendirme işlemi içine rezinin akabileceği pörözlü bir mine tabakası oluşturmaktadır. Pörözite rezinin adezyonu için geniş bir yüzey alanı sağlamakla kalmaz aynı zamanda mükemmel bir mekanik retansiyona da zemin hazırlamaktadır (13). Bu mikro-pörözitelerin içerisine akan ve polimerize olan düşük viskoziteli rezinler birincil bağlanma mekanizması olarak bilinen rezin uzantıları'nı oluşturmaktadır. 15 saniyelik asitleme süresinin minede geleneksel olarak tavsiye edilen 60 sn ile aynı yüzey pürüzlülüğünü yarattığı bildirilmiştir (132). Bu asitleme süreleri ayrıca benzer bağlanma kuvveti ve mikrosızıntı değerleri vermiştir (133). Asitle pürüzlendirilen fissürlerde sızıntının muhtemel bir nedeni pomza ile temizlense bile fissürlerde kalarak optimal mine pürüzlendirilmesini ve rezin penetrasyonunu engelleyen debristir (134).

Asitle pürüzlendirme yoluyla elde edilen bağlanmanın *adeziv*' mi ya da *mekanik*'(materyalin porlar ya da kaviteler içerisine hapsolması) mi olduğu sorusu gündeme gelmiştir. Fosforik asidin mine olarak, eski, tamamen reaksiyona girmiş (Teflon-benzeri) dış mine tabakasını uzaklaştırmakta ve rezin ile daha fazla *ıslanabilen*', daha reaktif bir yüzey açığa çıkarmaktadır. İkincisi, organik debrisi uzaklaştırmakta ve yüzeyi temizlemekte ve üçüncüsü mine yüzeyinde mikroporlar oluşturarak yüzey alanını belirgin şekilde artırmaktadır. SEM çalışmaları minenin en dıştaki 10 m bölümünün pürüzlendirme işlemi ile tamamen ortadan kaldırıldığını göstermiştir. Bu bölümün altında kalan 20 m'lik kısmı ise rezinin akabileceği porları içermektedir. Bunun devamındaki 20 m de pörözlü olabilmekte ve rezin çok visküz olmadıkça bu bölgeye de ulaşabilmektedir (135).

Jel ya da solüsyon formunda, tamponlanmış ya da tamponlanmamış halde bulunabilen fosforik asit dış mine tabakasında birçok önemli değişikliklere yol açmaktadır. Uygulanmasını takiben yüzey alanında büyük bir artış gözlenmektedir. Dokunun seçici olarak uzaklaşmasıyla çeşitli pürüzlenme paternleri ortaya çıkmaktadır. 1975 yılında yapılan bir çalışmada, mine yüzeyleri fosforik asitle pürüzlendirildikten sonra SEM'de incelenmiş ve pürüzlendirilmiş mine yüzeyleri için ilk sınıflama yapılmıştır (136). En sık görülen pürüzlenme tipi prizmaların periferlerinin bozulmadan kalarak kor kısımlarının selektif olarak uzaklaşmasıdır (Tip 1). Tip 2 pürüzlenme paterni Tip 1'in tam tersidir; prizmalarının kor kısımlarının bozulmadan kalarak periferlerin selektif olarak uzaklaşmasıdır. Tip 3 pürüzlenme biçiminde hem Tip1 hem de Tip 2'ye benzer alanlarla birlikte mine prizma morfolojisi ile ilgisi olmayan farklı alanlarda izlenmektedir (130,135,136).

Teknik, fosforik asit solüsyonunun mine prizmalarına uygulanarak yüzey özelliklerinin değiştirilmesini hedeflemektedir. Rezin ile pürüzlendirilmiş mine arasındaki ortalama gerilme kuvveti 94,7 ,9Kgf/cm ya da yaklaşık 1400 psi olarak bildirilmiştir (135).

Asitle pürüzlendirme tekniği;

- Fissür örtücü,
- Ortodontik apareylerin simantasyonu,
- Ön dişlerin restorasyonu,
- Fraktürlü kesici dişlerin restore edilmesi,
- Splintleme,
- ekil bozukluğu olan dişlerin restore edilmesi,
- Geçici köprüler ya da yer tutucular,
- Renkleşmiş dişlerin tedavisi,
- Gelişimsel defektli dişlerin restore edilmesi sırasında uygulanmaktadır (135).

Asitle pürüzlendirme sistemlerinin başarısını etkileyen faktörler:

1- Pürüzlendirme süresi: Yıkama ve kurutma işlemlerinden sonra minenin uygulama yapılan kısımlarında beyaz tebeşirimsi görünümü elde etmek için yeterli olmalıdır. Pürüzlendirme işlemi çözünen apatitlerin yüzeye fosfat olarak yeniden çökmesine neden olacak kadar uzatılmamalıdır. Normal olarak tercih edilen asitleme süresi 10-60 sn arasındadır.

2- Yıkama aşaması: Pürüzlendirme sonrasında mine yüzeyi debris uzaklaştırmak amacıyla bol su ile yıkanmalıdır. Yıkama süresi genellikle 60'sn dir.

3- Kurutma aşaması: Rezin uygulamasından önce pürüzlendirilen mine yüzeyinin yağ içermeyen basınçlı hava ile kurutulması, kuru kontamine olmamış şekilde muhafaza edilmesi gereklidir (96).

Yapılan bir diğer çalışmada pürüzlendirilmiş mine yüzeyi 5 kategoriye ayrılmıştır:

- 1- Mine prizmalarının seçici çözünmesi nedeniyle oluşan bal peteği görünümü
- 2- Prizma periferlerinin seçici çözünmesi nedeniyle oluşan kaldırım taşı görünümü
- 3- Tip1 ve tip 2 görünüm karışımı
- 4- Çukurlu mine yüzeyi
- 5- Cilalı düz mine yüzeyi (136,137).

Spesifik pürüzlenme tiplerini klinik olarak tahmin edebilmek asidin tipi, uygulama süresi ile kimyasal ve morfolojik doku varyasyonlarının pürüzlenme biçimini büyük ölçüde etkilemesi nedeniyle mümkün değildir (130,136).

Süt ve sürekli dişlerin mine ve dentin morfolojisi ve yapısı açısından farklılıklar göstermesi rezin esaslı materyallerin süt dişlerine uygulanmasını güçleştirebilmektedir. Çocuk diş hekimliğinde karşılaşılan problemlerden biri de çalışma süresinin uzun olmasıdır. Geçmiş yıllarda yapılan çalışmalarda iyi bir bağlanma yüzeyi elde edebilmek için sürekli diş minesinin bir dakika, süt dişi minesinin ise iki dakika süreyle asitlenmesi gerektiği bildirilmekteydi (138). Süt dişlerinin iki kat fazla süre asitlenmesinin

nedenleri; süt dişlerinde sürekli dişlere göre daha fazla prizmasız' mine bulunması, süt dişlerinin daha geniş internal por hacmine sahip olması nedeniyle daha fazla eksojen organik bileşen içermesi, süt dişlerinde prizma uzantılarının yzeyeye daha geniş bir açıyla yaklaşması ve süt dişlerin daha az mineral ve daha fazla organik içeriğe sahip olması olarak bilinmektedir (135).

Süt dişi minesinin iyi przlenmediği ve bu nedenle bağlanma güçlüğünün olduğuna yönelik ilk düşünceler, süt dişi minesinin asitle başarılı bir Şekilde pürüzlendirilmesi ile ortadan kalkmıştır. Süt azılarında fissür örtücü tedavisinin başarısı ile ilgili klinik çalışmalar çok az sayıdadır. Yapılan alışmalar retansiyon ve başarının sürekli azılarda fissür örtücü uygulamasının sonuçlarına denk olduğu ortaya çıkarılmıştır (139,140). Kuşkusuz fissür örtücü retansiyon çalışmalarında hastanın davranış ve uyumluluğu izolasyon ve uygulama tekniği kadar önem taşımaktadır (141,142).

Son yıllarda, sürekli dişlerin pürüzlendirilmesinde 15 sn, süt dişlerinde ise 30 sn'nin yeterli olduğu bildirilmektedir. Ancak, yakın zamanda yapılan çalışmalar süt ve sürekli dişler arasında bağlanma kuvveti bakımında fazla bir fark olmadığını da ortaya koymaktadır. Bu nedenle hem süt hem sürekli diş minesini için 15 sn süreyle asitle pürüzlendirmenin yeterli olabileceği bildirilmektedir (143,144).

Asitle pürüzlendirme işleminin başarısı dişlerin izolasyonu ve pürüzlendirilmiş mine yüzeyinin tükürük ya da su ile kontaminasyonunun nlenmesine bağlıdır. Minenin nemle kontaminasyonu fissür örtücülerin penetrasyonunun azalmasına ve bu nedenle bakterilerin marjinlerden mikrosızıntısına ve çürüğe neden olmaktadır (109).

Asitle pürüzlendirme sırasında ve sonrasında tükürük ile kontaminasyon mine yüzeyine glikoproteinlerin çökelmesiyle fissür örtücülerin bağlanma kuvvetini büyük ölçüde azaltır. Böyle bir durumdan sonra asitleme tekrarlanmalıdır (145). Diş izolasyonu rubber-dam ya da pamuk tamponları ile gerçekleştirilmektedir. Her iki yöntem de özellikle çocuklarda tecrübe ve yetenek gerektirmenin yanı sıra zaman almaktadır (146).



### **2.3.2. Air-Abrazyon İle Pürüzlendirme Yöntemi**

Air-abrazyon teknolojisi (kinetik kavite preparasyonu) mine ve dentin yüzeylerinin pürüzlendirilmesi için tavsiye edilmiştir (134). Diğer endikasyonları arasında kavite preparasyonu ve çürük, renkleşme ya da debrisin uzaklaştırılması sıralanmaktadır (147). İlk olarak Black tarafından 1945'te ortaya çıkarılan air-abrazyonun temel prensibi yüksek ivmeli hava basıncı tarafından fırlatılan keskin odağa sahip çok küçük alüminyum oksit partiküllerinin kinetik enerjisinden yararlanmaktadır. İvme kazanan partiküllerin dış yüzeyine çarpması dış maddesinin hızla uzaklaşmasına yol açmaktadır. Bazı in-vitro çalışmalarda ilave olarak asitle pürüzlendirme yapılmasa bile air-abrazyonun fosforik asit pürüzlendirmesine benzer şekilde mine bağlanma yüzeyleri oluşturduğu gösterilmiştir (134,148,149).

Diğer çalışmalarda asitle pürüzlendirme yapılmadan air-abrazyonun rezin esaslı kompozitleri mineye yeterli bir bağlanma kuvveti ve kabul edilebilir ölçüde mikrosızıntı sağlayacak kadar bağlayamadığı gösterilmiştir (147). Air-abrazyonun asitle pürüzlendirme ile kombine edildiğinde en iyi bağlanma ve mikrosızıntı değerlerinin elde edildiği bildirilmiştir (149,150).

### **2. . . Lazerle Pürüzlendirme Yöntemi**

Lazerle pürüzlendirmenin ağrısız olması, ısı ve vibrasyon oluşturmaması, izolasyon gerektirmemesi en önemli avantajları arasında sayılmaktadır (56). Lazer uygulaması mine yüzeyi üzerinde temel olarak termal kökenli etkilere yol açmaktadır. Lazer uygulanan yüzeylerdeki hidroksiapatit matriks içinde sıkışmış bulunan su sürekli buharlaşmakta ve bu esnada mikro-patlamlar meydana gelmektedir. Kullanılan lazerin tipine ve yüzeye uygulanan enerji miktarına bağlı olarak mine yüzeyinde 10-20 m derinliğinde, asit uygulanmasındakine benzer bir pürüzlendirme ve düzensizlik meydana gelmektedir. Bu enerji seviyesi temelde lazerin dalga boyuna bağlıdır (21).

In-vitro çalışmalar mineyi lazer ile pürüzlendirme sonucunda oluşan fissür örtücü adezyonunun ve bağlanma kuvvetinin asit pürüzlendirmesine benzer olduğunu ortaya koymuştur (22,149). *Walsh* (199), bu bulguyu lazer enerjisine has bir özellik olan nem eliminasyonu kabiliyeti ile açıklamıştır (65).

## 2. . Bağlanma Kuvveti Testleri

Bağlanma kuvveti testleri bir restoratif materyalin mine veya dentine bağlanma kabiliyetini değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilmektedir. Bu amaçla gerçekleştirilen testler arasında gerilme ve makaslama kuvveti ölçümleri sayılmaktadır. Bu testlerle elde edilen sonuçlar özellikle mine ve dentin gibi doğal yapılar için birbirinden farklı olabilmektedir. Bağlanma kuvveti değerlerindeki varyasyonlar kısmen test ekipmanındaki hatalardan, kısmen de bu doğal yapılardaki varyasyonlardan kaynaklanır. Örneğin, dentine bağlanma kuvveti hastanın yaşı, dişin tipi, dentinin derinliği, çekimden sonra saklanma koşulu, saklama ortamının tipi gibi faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir. Değişkenlerin test grupları arasındaki dağılımını kontrol etmek ya da dengesiz bir dağılımı engellemek için büyük sayıda test örneği kullanmak koşuluyla dişleri rastgele dağıtmak gerekmektedir. Diş yapısına adezyonun test edilmesiyle ilgili teknik raporda bu probleme değinilmiştir. Bu raporda testlerde kullanılacak dişlerin saklanma, bağlanmayı oluşturma ve test etme yöntemiyle ilgili tavsiyelerde bulunulmuştur (151). Bu rehber takip edilse bile 50 varyasyon katsayısı ile karşılaşılabilmekte ve bu durum bu sistemlerin güvenilirliği üzerinde kaygı oluşturulmasına neden olmaktadır. Bu testlerin sonuçları beklenmedik derecede düşük bağlanma kuvveti değerlerinin elde edilmesinin her zaman muhtemel olduğunu ortaya koymaktadır. Bu örnekler klinik pratiğine uyarlandırıldığında klinikte gözlenen bazı başarısızlıklardan sorumlu tutulabilmektedir (96).

Bağlanma kuvveti değerine ilave olarak bağlanma başarısızlığı modu da sorgulanmakta ve önemli bir parametre olarak görülmektedir. Başarısızlık modu adeziv (adeziv/doğal yapı ara yüzünde oluşan), koheziv (tamamen doğal yapı ya da adeziv içerisinde oluşan) ve karışık (kısmen ara yüzde ve kısmen koheziv) olarak

sınıflandırılmaktadır. Bağlanma kuvveti değeri, başarısızlık modu belirtilmediği sürece neredeyse tamamen anlamsız olarak kabul edilmektedir (96).

Bu bilgilerin ışığında sunulan çalışmanın amacı Er:YAG lazer, Er:YAG lazer+fosforik asit ile mine pürüzlendirmesi yapılmış sürekli dişlere uygulanan iki farklı fissür örtücü materyallerinin kopma-bağlanma değerlerinin fosforik asit uygulanan geleneksel asitleme yöntemiyle karşılaştırılarak değerlendirilmesidir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, farklı enerji düzeylerinde lazer ve/veya asit uygulama yöntemleri ile pürüzlendirilmiş mine yüzeylerine uygulanan iki farklı fissür örtücünün kopma ve bağlanma değerleri ile mine yüzeylerini pürüzlendirmede en uygun olan enerji düzeyi incelenmiştir. Çalışma Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Lazer Kliniğinde ve Sert Doku Laboratuvar'ında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada nano-hibrit özellikte olan fissür örtücü materyali olarak Grandio Seal (VOCO, Germany) ve rezin esaslı fissür örtücü materyali olarak Clinpro Seal (3M ESPE, USA) kullanılmıştır. Kullanılan fissür örtücü materyallerinin cinsi ve üretici firmaları **Tablo 2'**de gösterilmektedir. Yeni teknoloji ile üretilmiş olan Grandio Seal, nano partiküller içeren, ışıkla polimerize olan ve yüksek akışkanlık özelliğine sahip rezin esaslı bir fissür örtücü materyalidir (**Resim4**). Clinpro Seal, ışıkla polimerize olan, florid içeren, doldurucu oranı yüksek ve polimerizasyon sırasında renk değiştirme özelliğine sahip olan rezin esaslı ilk fissür örtücü materyalidir (**Resim 5**).

**Tablo 2.** Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmaları.

MATERYAL	CİNSİ	ÜRETİCİ FİRMA
Grandio Seal	Nano- hibrit fissür örtücü	VOCO, GMBH, CUXHAGEN GERMANY
Clinpro Seal	Rezin esaslı fissür örtücü	3M ESPE, USA



**Resim 4. Grandio Seal (VOCO, Germany)**



**Resim 5. Clinpro Seal (3M ESPE, USA)**

## .1. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesinde Kullanılan Materyaller ve Cihazlar

### 3.1.1. Mine yüzeyinin üzümlendirilmesinde kullanılan materyaller

Araştırmamızdaki Grandio Seal grubundaki örneklerin mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde %34,5 fosforik asit içeren Vococid (VOCO, Germany) materyali **(Resim 6)**, Clinpro Seal grubundaki örneklere ise 34,5 fosforik asit içeren Scotchbond™ Etchant (3M ESPE, USA) materyali **(Resim 7)** firmaların önerileri doğrultusunda uygulanmıştır.



**Resim 6.** Vococid (VOCO, Germany)



**Resim 7.** Scotchbond™ Etchant (3M ESPE, USA)

### 3.1.2. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kullanılan cihaz

Araştırmamızda, mine yüzeylerinin lazerle pürüzlendirilmesinde 2940 nm dalga boyundaki Hoya ConBio Versa Wave Er:YAG lazer cihazı kullanılmıştır (**Resim 8**). Cihazın kullanıldığı enerji düzeyleri mJ ve Hz cinsinden **Tablo 3**'te gösterilmektedir.



**Resim 8.** Er: YAG lazer cihazı (Hoya ConBio Versa Wave, USA)

**Tablo 3.** Er: YAG lazer ile uygulanan enerji düzeyleri.

1	10 mJ - 80 Hz
2	10 mJ - 120 Hz
3	15 mJ - 80 Hz
4	15 mJ - 120 Hz
5	20 mJ - 80 Hz
6	20 mJ - 120 Hz

### **3.2. Kopma - Bağlanma Yüzey Değerlendirilmesinde Kullanılan Cihaz**

Çalışmada kopma-bağlanma yüzey ölçümleri makaslama yöntemi ile INSTRON 3345 (3345J7324,USA) cihazında yapılmıştır (**Resim 9**). Deney hızı 1 mm/dakika olarak belirlenmiştir.

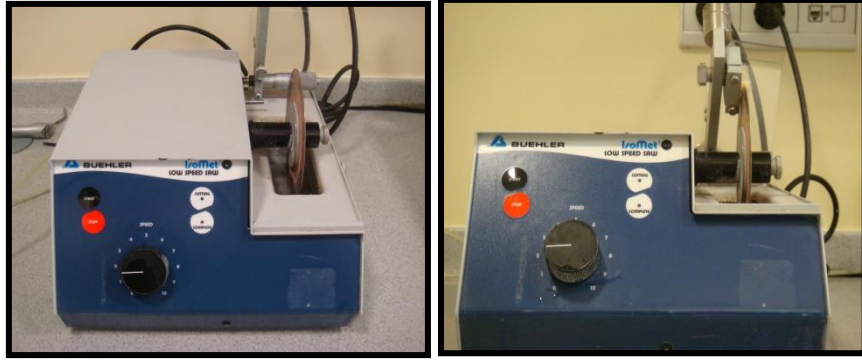




**Resim 9.** INSTRON 3345 cihazı (3345J7324, USA)

### **3.3. Örneklerin Hazırlanması**

91 adet çekilmiş 3. büyük azı dişi temizlendikten sonra 37°C'lik distile su içerisinde 24 saat süresince bekletilmiştir (ISO TS 11405 2003). 24 saatin sonunda dişlerin kökleri kuronlarından, İsomet (BUEHLER) cihazı ile ayrılmıştır (**Resim 10, Resim 11a,b**). Daha sonra dişler, vertikal olarak mezio-distal yönde iki eşit parçaya ayrılmış bu şekilde toplam 182 adet örnek elde edilmiştir (**Resim 11**). Hazırlanan örnekler, vestibül ve lingual yüzeyleri açıkta kalacak şekilde metal yüzükler yardımı ile akrilik içerisine gömülmüştür (**Resim 12**).



**Resim 10.** İsoMet cihazı (BUEHLER, USA)



**Resim 11 a.** Dişlerin köklerinin  
kuronlarından  
ayrılması



**Resim 11b.** Dişlerin kuronlarının  
vertikal yönde iki eşit parçaya  
ayrılması



**Resim 12.** Metal yüzük yardımı ile akrilik içerisine gömülmüş örnek

Örneklerin üst yüzeyleri 600 gritlik zımpara ile **Phoenix Beta** (BUEHLER) cihazında zımparalanmıştır (**Resim 13**). İmparalanan yüzeylere, pürüzlendirme yapılacak alanları belirlemek amacıyla 3 mm çapında daire şeklinde açıklığı bulunan yapışkan etiketler (adeziv type) yapıştırılmıştır (**Resim 14**). Böylece örnekler standart ölçüde alanlarda, mine pürüzlendirme işlemlerine hazır hale getirilmiştir.



**Resim 13.** Phoenix Beta (BUEHLER, USA)



**Resim 14.** Yapışkan etiket (adeziv type) yapıştırılmış örnek

### 3.3.1.Gru ların belirlenmesi

Hazırlanan 182 adet örnek, Grandio Seal ve Clinpro Seal olmak üzere iki ayrı gruba ayrılmış ve gruplar **G''** ve **C''** harfleri ile kodlanmıştır. Daha sonra her bir fissür örtücü grubu kendi içerisinde üç ayrı gruba ayrılmıştır (**G1, G2, G3, C1, C2, C3**):

**G1:** Asit + Grandio Seal (Kontrol Grubu)

**G2:** Er: YAG Lazer + Grandio Seal

**G3:** Er: YAG Lazer + Asit + Grandio Seal

**C1:** Asit + Clinpro Seal (Kontrol Grubu)

**C2:** Er: YAG Lazer + Clinpro Seal

**C3:** Er: YAG Lazer + Asit + Clinpro Seal

Bu gruplar içerisinde Er: YAG lazer uygulanan örnekler, kendi içerisinde kullanılan farklı enerji düzeylerine göre alt gruplara ayrılmışlardır (**G2a, G2b, G2c, G2d, G2e, G2f, G3a, G3b, G3c, G3d, G3e, G3f, C2a, C2b, C2c, C2d, C2e, C2f, C3a, C3b, C3c, C3d, C3e, C3f**).

**G2a:** 10mJ-80 Hz + Grandio Seal

**G2b:** 10mJ-120Hz + Grandio Seal

**G2c:** 15mJ-80 Hz + Grandio Seal

**G2d:** 15mJ-120Hz + Grandio Seal

**G2e:** 20mJ-80Hz + Grandio Seal

**G2f:** 20mJ-120Hz + Grandio Seal

**G3a:** 10 mJ-80 Hz + Asit + Grandio seal

**G3b:** 10 mJ-120Hz + Asit + Grandio Seal

**G3c:** 15 mJ-80 Hz + Asit + Grandio Seal

**G3d:** 15 mJ-120Hz + Asit + Grandio Seal

**G3e:** 20 mJ-80Hz + Asit + Grandio Seal

**G3f:** 20 mJ-120Hz + Asit + Grandio Seal

**C2a:** 10 mJ-80 Hz + Clinpro Seal  
**C2b:** 10 mJ-120 Hz + Clinpro Seal  
**C2c:** 15 mJ-80 Hz + Clinpro Seal  
**C2d:** 15 mJ-120 Hz + Clinpro Seal  
**C2e:** 20 mJ-80 Hz + Clinpro Seal  
**C2f:** 20 mJ-120 Hz + Clinpro Seal

**C3a:** 10 mJ-80 Hz + Asit + Clinpro Seal  
**C3b:** 10 mJ-120 Hz + Asit + Clinpro Seal  
**C3c:** 15 mJ-80 Hz + Asit + Clinpro Seal  
**C3d:** 15 mJ-120 Hz + Asit + Clinpro Seal  
**C3e:** 20 mJ-80 Hz + Asit + Clinpro Seal  
**C3f:** 20 mJ-120 Hz + Asit + Clinpro Seal

Elde edilen 26 grubun herbiri 7'şer örnek içermektedir (n=7). Grupların dağılımı **Tablo 4** ve **Tablo 5**'te görülmektedir.

**Tablo 4.** Grandio Seal Fissür Örtücü Materyali Grupları (n=7)

<b>GRANDIO SEAL</b>												
<b>ASİT GRANDİO SEAL (G1)</b>	<b>Er: YAG LAZER GRANDİO SEAL (G2)</b>						<b>Er: YAG LAZER ASİT GRANDİO SEAL (G3)</b>					
	10mJ-80Hz (G2a)	10mJ-120Hz (G2b)	15mJ-80Hz (G2c)	15mJ-120Hz (G2d)	20mJ-80Hz (G2e)	20mJ-120Hz (G2f)	10mJ-80Hz (G3a)	10mJ-120Hz (G3b)	15mJ-80Hz (G3c)	15mJ-120Hz (G3d)	20mJ-80Hz (G3e)	20mJ-120Hz (G3f)

**Tablo 5.** Clinpro Seal Fissür Örtücü Materyali Grupları (n=7)

<b>CLINPRO SEAL</b>												
<b>ASİT CLİNPRO SEAL (C1)</b>	<b>Er: YAG LAZER CLİNPRO SEAL (C2)</b>						<b>Er: YAG LAZER ASİT CLİNPRO SEAL (C3)</b>					
	10mJ-80Hz (C2a)	10mJ-120Hz (C2b)	15mJ-80Hz (C2c)	15mJ-120Hz (C2d)	20mJ-80Hz (C2e)	20mJ-120Hz (C2f)	10mJ-80Hz (C3a)	10mJ-120Hz (C3b)	15mJ-80Hz (C3c)	15mJ-120Hz (C3d)	20mJ-80Hz (C3e)	20mJ-120Hz (C3f)

### **3.3.1.1. Asit Uygulanan Gruplar (Kontrol Grubu)**

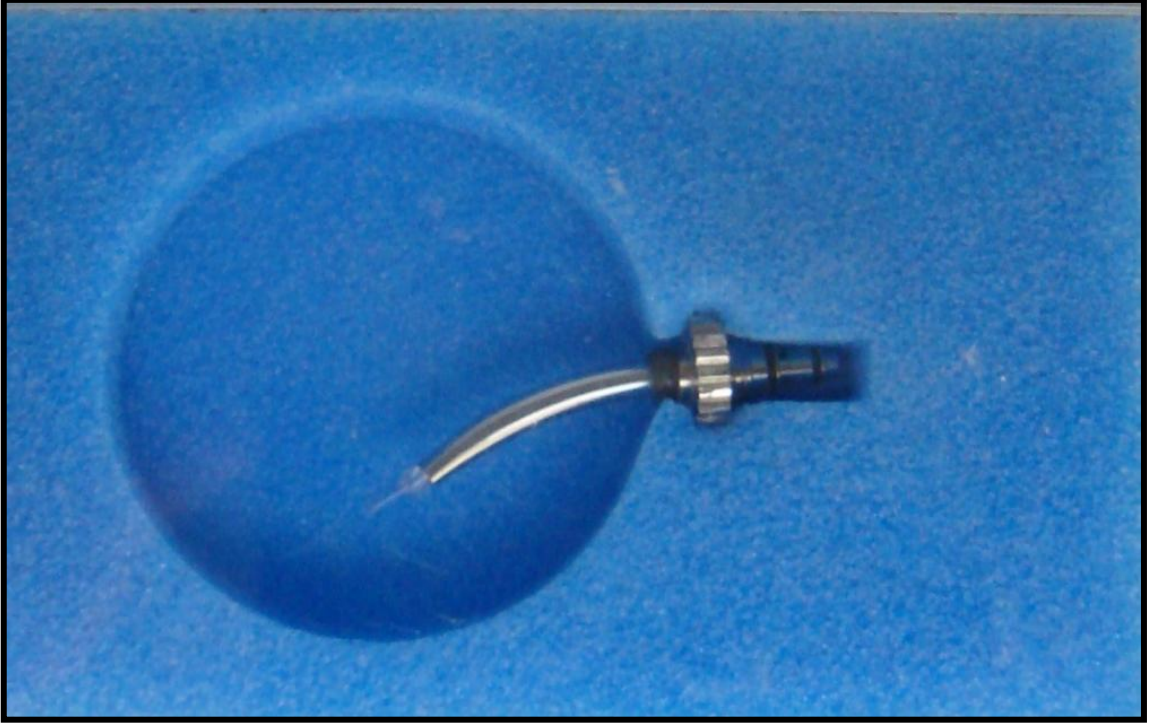
**(G1 ve C1)**

Bu gruptaki örneklerin mine yüzeylerinin pürüzlendirme işlemleri, kullanılan fissür örtücü materyallerinin üretici firmalarının önerilerine göre yapılmıştır. Grandio Seal (G1) grubundaki örneklerinin mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde 34,5'lük fosforik asit içeren **Vocosid (VOCO)** 20 sn süreyle uygulanmış daha sonra örnekler 15 saniye süreyle yıkanmış ve 15 sn süreyle kurutulmuştur. Clinpro Seal (C1) grubundaki örneklerin mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde ise %34,5'lük fosforik asit içeren **Scotchbond Etchant (3M ESPE)** 20 sn süreyle uygulanmış daha sonra örnekler 15 sn süreyle yıkanmış ve 15 sn süreyle kurutulmuştur.

### **3.3.1.2. Lazer Uygulanan Gruplar**

**(G2 ve C2)**

Bu gruptaki örneklerin mine yüzeylerinin pürüzlendirme işlemleri Er:YAG lazer cihazına (Hoya Con Bio Versawe) takılmış olan Hoya Con Bio 30°'lik uç ile gerçekleştirilmiştir (**Resim15**). Uygulanan enerji düzeylerine göre alt gruplara ayrılan örneklerin mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesi su soğutması altında, farklı enerji düzeylerinde (**10mJ-80Hz, 10mJ-120Hz, 15mJ-80Hz, 15mJ-120Hz, 20mJ-80Hz, 20mJ-120Hz**) gerçekleştirilmiştir. İşlemler sırasında lazer ışınından korunmak amacıyla koruyucu gözlük takılmıştır (**Resim 16**). Lazer ışınının tam mine yüzeylerine eşit uzaklıkta (12mm) uygulanabilmesi için bir düzenek hazırlanmıştır (**Resim 17**). Bu düzende 12 mm yüksekliğinde silindir şeklinde ve ortasında 3 mm çapında daire şeklinde açıklığı olan plastik borular kullanılmıştır.

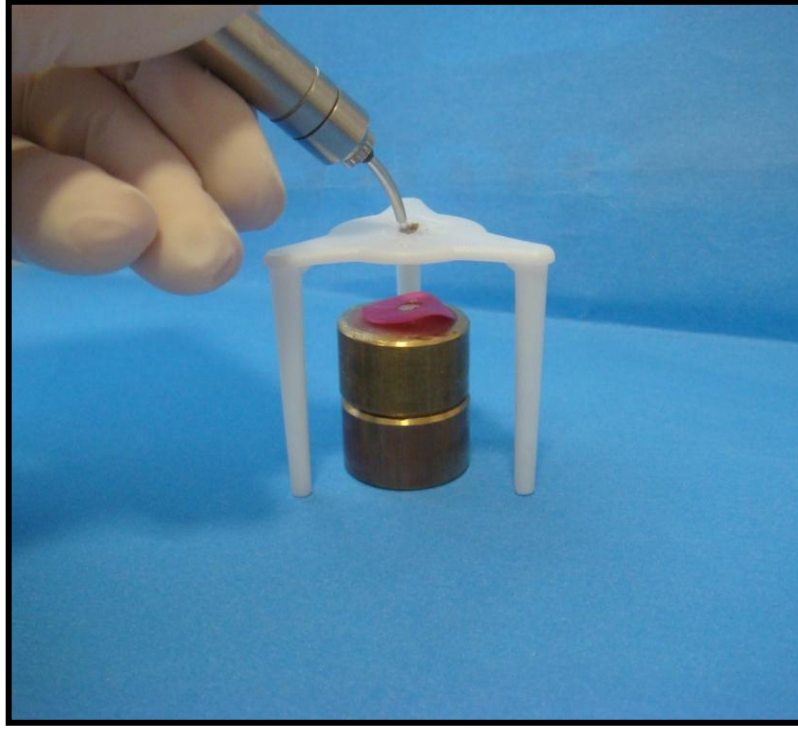


**Resim 15.** Hoya Con Bio 30°'lik fiber optik uç



**Resim 16.** Lazer ışınından korunmak amacıyla takılan gözlük





**Resim 17.** 12 mm uzaklığı sabitlemek amacıyla hazırlanan düzenek

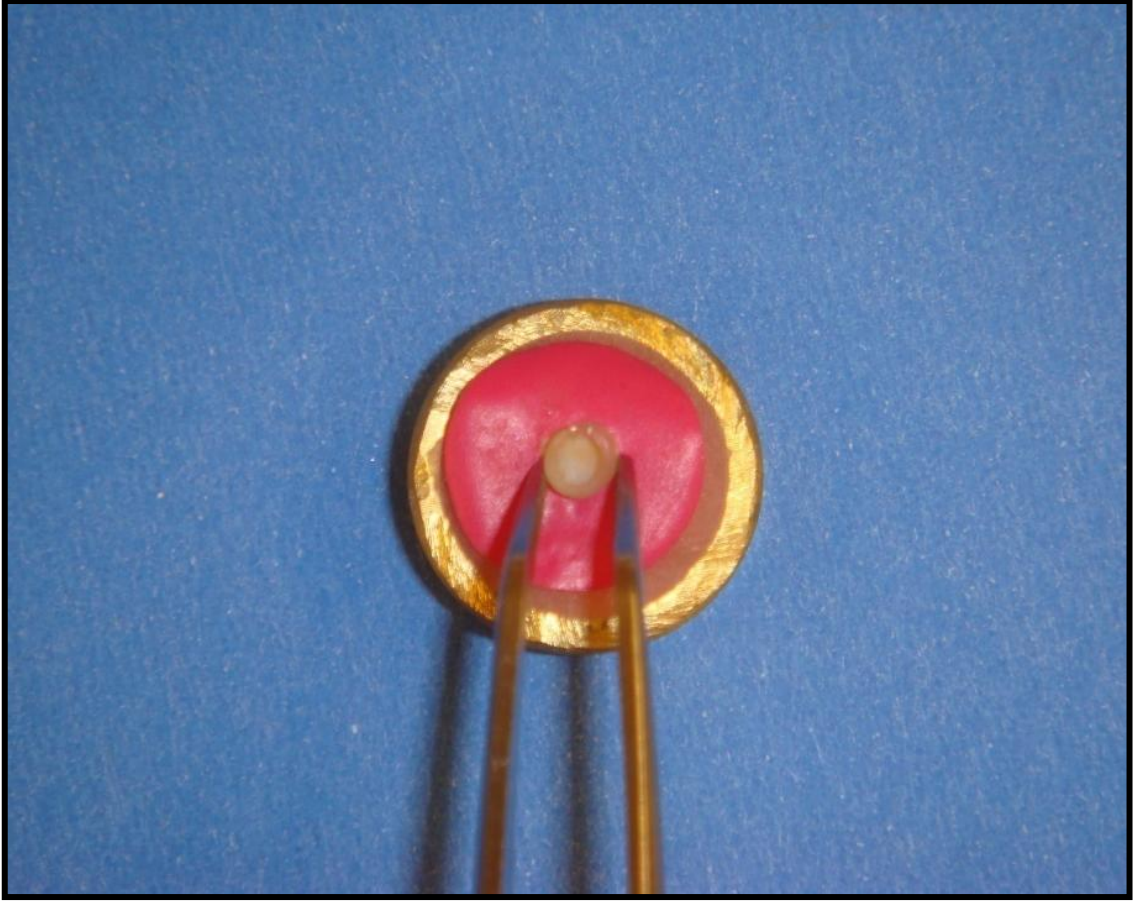
### **3.3.1.3. Lazer + Asit Uygulanan Gruplar**

**(G3 veC3)**

Bu gruptaki örneklerin mine yüzeyleri, öncelikle Er: YAG cihazı lazer (Hoya Con Bio Versawe) ile pürüzlendirilmiştir. Uygulanan enerji düzeylerine göre alt gruplara ayrılan örneklerin mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesi su soğutması altında, 20 saniye süreyle farklı enerji düzeylerinde (**10mJ-80Hz, 10mJ-120Hz, 15mJ-80Hz, 15mJ-120Hz, 20mJ-80Hz, 20mJ-120Hz**) gerçekleştirilmiştir. Bu işlemler sırasında yine lazer ışınından korunmak amacıyla koruyucu gözlük takılmıştır (Resim 16). Lazer ışınının mine yüzeyine eşit uzaklıkta (12 mm) uygulanabilmesi için hazırlanan düzenek bu gruptaki örneklerin hazırlanmasında da kullanılmıştır (Resim 17). Daha sonra aynı örneklerin lazer uygulanmış olan mine yüzeylerine her materyalin kendi 34,5'lik fosforik asit uygulanmıştır.

### 3.4. Hazırlanan Örneklere Fissür Örtücü Materyalinin Uygulanması

3 mm çapındaki serum boruları, kumpas ile ölçülerek 2 mm uzunluğunda olacak şekilde bisturiyle kesilmiş ve bu şekilde standart silindir kalıplar elde edilmiştir. Pürüzlendirme işlemleri gerçekleştirilmiş olan örneklerin bütün yüzeylerinde hazırlanan silindir kalıplar presel yardımıyla tutulmuş ve fissür örtücü materyalleri bu şekilde uygulanmıştır (**Resim 18**). Daha sonra fissür örtücü materyalleri, üretici firmaların uygun gördüğü koşullarda 20 sn süreyle BLUEPHASE ışın cihazı ile polimerize edilmiş (**Resim 19**) ve silindir plastik kalıplar bisturi ile kesilerek çıkartılmıştır (**Resim 20**).



**Resim 18.** Silindir plastik kalıpların presel yardımıyla sabitlenmesi



**Resim 19.** BLUEPHASE ışın cihazı

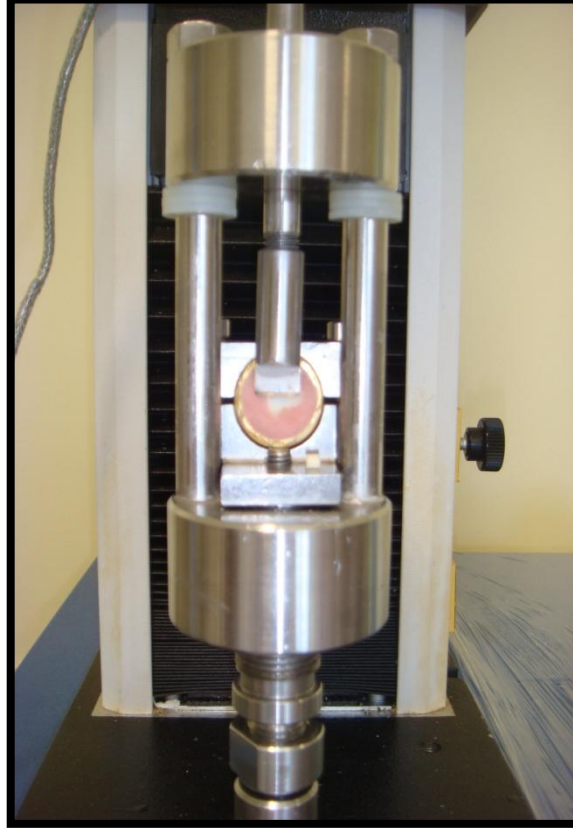


**Resim 20.** Silindir plastik kalıp çıkarıldıktan sonra

### **3.5. Kopma-Bağlanma Yüzey Değerlendirilmesi**

Hazırlanan örnekler, aynı gün içerisinde numaralandırılıp gruplara ayrılmış ve numara sırasıyla INSTRON 3345 cihazına bağlanmıştır. Cihazın üzerinde yer alan özel bıçak, materyalin mine yüzeyine yakın bölgesine yerleştirilerek materyal makaslama yöntemiyle (1 mm/dakika) koparılmıştır (**Resim 21**). Kopma-bağlanma değerleri Mpa'

cinsinden elde edilmiştir. INSTRON 3345 cihazının özel bilgisayar programı ile elde edilen değerlerin tablo ve grafik şeklinde yazılımları alınmıştır.



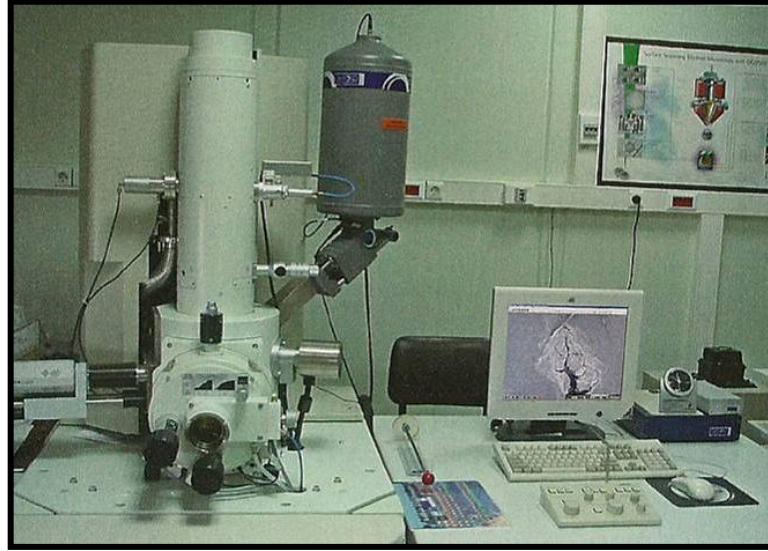
**Resim 21.** INSTRON 3345 cihazında makaslama yöntemiyle materyalin koparılması

### **3.6. Örnek Yüzeylerinin Stereomikrosko ile Değerlendirilmesi SEM**

Örneklerin kopma bağlanma değerleri elde edildikten sonra mine yüzeylerinin SEM görüntülerinin alınabilmesi için her gruptan rastgele bir diş seçilerek altınla kaplanmıştır (**Resim 22**). Örnekler JEOL JSM 6335 F Field Emission marka taramalı elektron mikroskobu altında değerlendirilmiştir (**Resim 23**).



**Resim 22.** Örneklerin altınla kaplanması



**Resim 23.** Field Emission elektron mikroskobu ( JEOL JSM 6335 F)

### 3.7. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS 2007 paket programı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde, tanımlayıcı istatistiksel yöntemlerin (ortalama, standart sapma) yanı sıra gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi, alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi ve ikili grupların karşılaştırmasında Mann-Whitney-U testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık  $p < 0,05$  düzeyinde değerlendirilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Kopma-Bağlanma Değerlerinin Bulguları

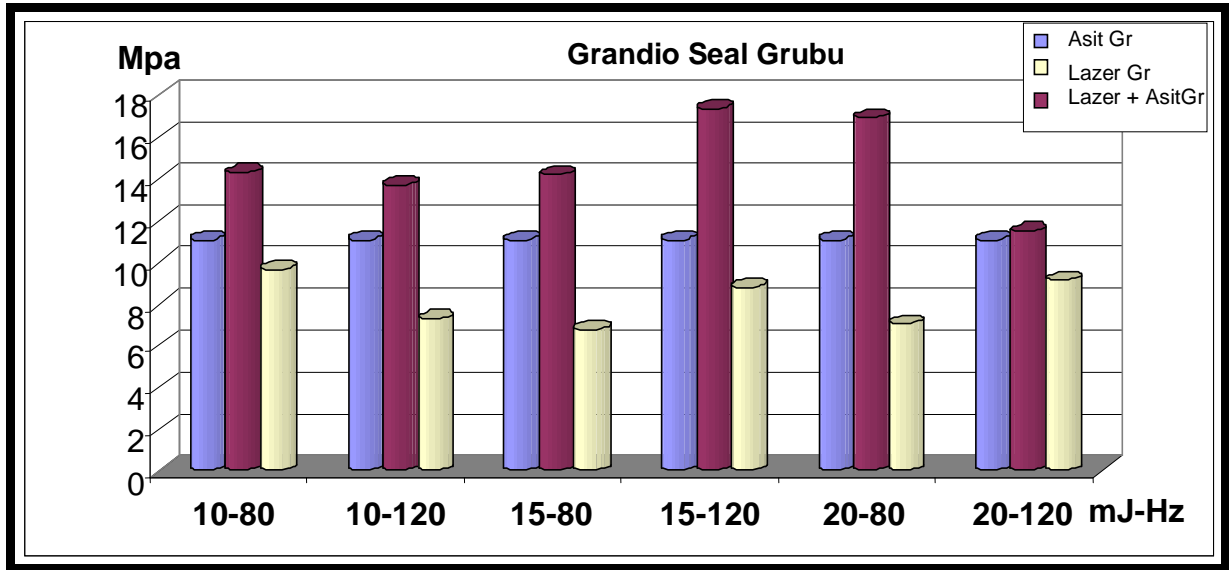
Asit, Lazer ve Lazer+Asit teknikleri ile mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesi gerçekleştirilen örnekler Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyalleri uygulandıktan sonra elde edilen kopma-bağlanma değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması aşağıda gösterilmiştir.

#### .1.1. Grandio Seal Fissür Örtücü Materyali Uygulanan Grubu takli Örneklerin Kopma-Bağlanma Değerlerinin Karşılaştırılması

Grandio Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta, mine yüzeyi pürüzlendirmesinde kullanılan Er:YAG lazerin farklı enerji düzeylerinde Asit (kontrol grubu), Lazer ve Lazer+Asit tekniklerinin uygulanması sonucu elde edilen kopma-bağlanma değerlerinin karşılaştırılması **Tablo 6**'da, dağılımı ise **Grafik 1**'de görülmektedir.

**Tablo 6.** Grandio Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta kullanılan farklı enerji düzeyleri ile uygulanan mine pürüzlendirme teknikleri arasındaki kopma-bağlanma değerlerinin karşılaştırılması.

Grandio Seal Grubu	Asit Grubu (Kontrol Grubu)	Lazer Grubu	Lazer+Asit Grubu	KW	p
10 mJ - 80 Hz	11,07 2,99	9,65 2,88	14,27 4,72	4,99	0,082
10 mJ - 120 Hz		7,28 1,91	13,71 3,56	12,67	<b>0,002</b>
15 mJ - 80 Hz		6,78 3,2	14,18 2,22	14,22	<b>0,001</b>
15 mJ - 120 Hz		8,79 1,93	17,33 4,58	14,77	<b>0,001</b>
20 mJ - 80 Hz		7,06 1,38	16,88 4,03	19,75	<b>0,0001</b>
20 mJ - 120 Hz		9,12 3,16	11,49 2,91	2,24	0,326
KW	-	6,95	9,74		
p	-	0,225	0,083		



**Grafik 1.** Grandio Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta farklı mine pürüzlendirme tekniklerinin, kullanılan farklı enerji düzeylerindeki kopma-bağlanma değerlerinin dağılımı.

Grandio Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta Asit (Kontrol), Lazer ve Lazer + Asit gruplarının kopma-bağlanma değerleri arasında 10mJ-80Hz ve 20mJ-120Hz enerji seviyelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ( $p > 0,05$ ); 10mJ-120Hz, 15mJ-80Hz, 15mJ-120Hz ve 20mJ-80Hz enerji seviyelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu saptanmıştır ( $p < 0,05$ ). Lazer ve Lazer+Asit gruplarının farklı enerji düzeylerinde elde edilen kopma-bağlanma değerleri birbiriyle karşılaştırıldığında aralarındaki farkın her iki grupta da istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır ( $p > 0,05$ ).

Aynı grupta kullanılan pürüzlendirme tekniklerinin kopma-bağlanma değerlerinin farklı enerji düzeylerindeki çoklu karşılaştırmaları **Tablo 7**'de görülmektedir.

**Tablo-7.** Grandio Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta kullanılan pürüzlendirilme tekniklerinin kopma-bağlanma değerlerinin farklı enerji düzeylerindeki çoklu karşılaştırmaları.

DUNN'S ÇOKLU KARŞILAŞTIRMA TESTİ	10mJ- 80Hz	10mJ- 120Hz	15mJ- 80Hz	15mJ- 120Hz	20mJ- 80Hz	20mJ- 120Hz
Asit Grubu/Lazer Grubu		0,01	0,003	0,201	0,007	
Asit Grubu /Lazer+Asit Grubu		0,092	0,037	0,0001	0,0001	
Lazer Grubu/ Lazer+Asit Grubu		0,001	0,0001	0,0001	0,0001	

Pürüzlendirme teknikleri arasında 10mJ-80Hz ve 20mJ-120Hz enerji düzeylerinde anlamlı bir fark olmadığı görülürken; 10mJ-120Hz enerji seviyesinde Asit ile Lazer uygulanan gruplar arasında ve Lazer ile Lazer+Asit uygulanan gruplar arasında anlamlı bir fark olduğu saptanmıştır ( $p<0,05$ ). 15mJ-80Hz ve 20mJ-80Hz enerji düzeylerinde ise tüm pürüzlendirme tekniklerinin kopma-bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu saptanmıştır ( $p<0,05$ ). 15mJ-120Hz enerji düzeyinde ise Asit ile Lazer+Asit ve Lazer ile Lazer+Asit uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark olduğu saptanmıştır ( $p<0,001$ ).

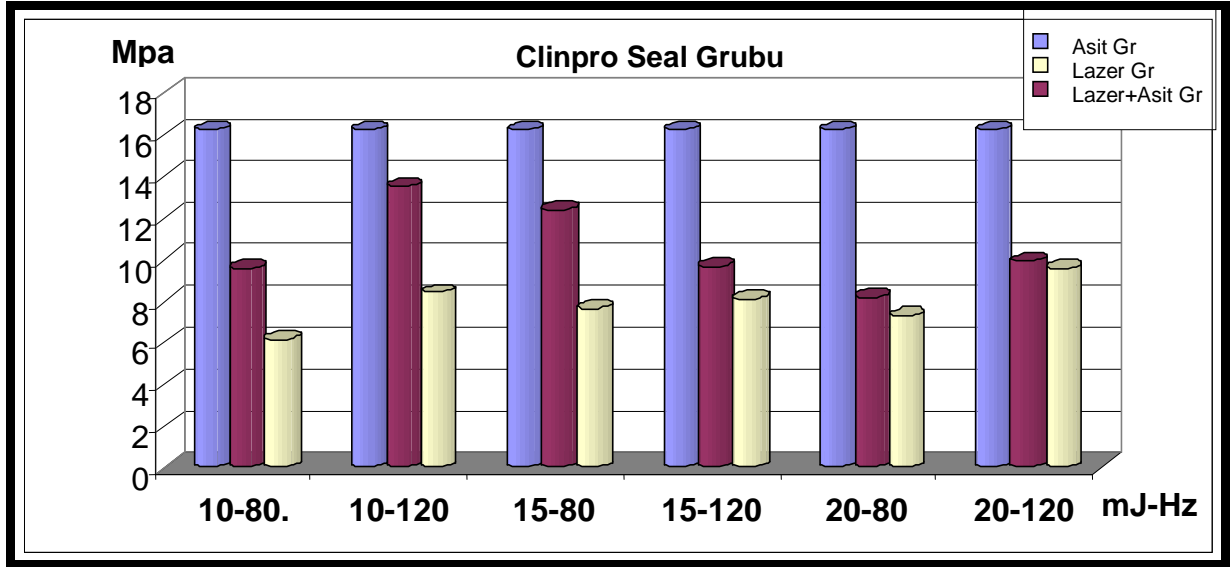
### **.1.2. Clin ro Seal Fissür Örtücü Materyali Uygulanan Gru taki Örneklerin Ko ma-Bağlanma Değerlerinin Karşılaştırılması**

Clinpro Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta, mine yüzeyi pürüzlendirilmesinde kullanılan Er:YAG lazerin farklı enerji düzeylerinde Asit (kontrol grubu), Lazer ve Lazer+ Asit pürüzlendirme tekniklerinin uygulanması sonucu elde edilen kopma-bağlanma değerlerinin karşılaştırılması **Tablo 8**'de, dağılımı ise **Grafik 2**'de görülmektedir.



**Tablo 8.** Clinpro Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta kullanılan fark enerji düzeyleri ile uygulanan mine pürüzlendirme teknikleri arasındaki kopma-bağlanma değerlerinin karşılaştırılması.

Clinpro Seal Grubu	Asit Grubu (Kontrol Grubu)	Lazer Grubu	Lazer+Asit Grubu	KW	P
10mJ - 80Hz	16,22 1,73	6,13 4,04	9,55 5,49	22,77	<b>0,0001</b>
10mJ -120Hz		8,39 1,17	13,48 3,71	19,38	<b>0,0001</b>
15mJ - 80Hz		7,64 2,25	12,4 4,47	22,03	<b>0,0001</b>
15mJ -120Hz		8,09 5,18	9,64 2,08	22,77	<b>0,0001</b>
20mJ - 80Hz		7,29 1,27	8,18 4,77	26,48	<b>0,0001</b>
20mJ - 120Hz		9,53 1,76	9,9 2,44	28,40	<b>0,0001</b>
KW	-	6,04	7,12		
p	-	0,302	0,212		



**Grafik 2.** Clinpro Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta, uygulanan mine pürüzlendirme tekniklerinin farklı enerji düzeylerindeki kopma-bağlanma değerlerinin dağılımı.

Clinpro Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta mine pürüzlendirme tekniklerinin kopma- bağlanma değerleri arasında, tüm enerji düzeylerinde istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark olduğu saptanmıştır ( $p<0,0001$ ). Lazer ve Lazer+Asit gruplarının farklı enerji düzeylerinde elde edilen kopma-bağlanma değerleri kendi içlerinde birbirleriyle karşılaştırıldığında ise aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı saptanmıştır ( $p 0,05$ ).

Aynı grupta kullanılan pürüzlendirme tekniklerinin kopma-bağlanma değerlerinin farklı enerji düzeylerindeki çoklu karşılaştırmaları **Tablo 9**'da görülmektedir.

**Tablo 9.** Clinpro Seal fissür örtücü materyali uygulanan grupta, kullanılan mine pürüzlendirme tekniklerinin farklı enerji düzeyindeki kopma-bağlanma değerlerinin çoklu karşılaştırmaları.

<b>DUNN'S ÇOKLU KARŞILAŞTIRMA TESTİ</b>	<b>10mJ-80Hz</b>	<b>10mJ-120Hz</b>	<b>15mJ-80Hz</b>	<b>15mJ-120Hz</b>	<b>20mJ-80Hz</b>	<b>20mJ-120Hz</b>
<b>Asit Grubu / Lazer Grubu</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
<b>Asit Grubu / Lazer+Asit Grubu</b>	<b>0,001</b>	<b>0,007</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
<b>Lazer Grubu/ Lazer+Asit Grubu</b>	0,084	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	0,491	0,757	0,925

Asit grubu ile Lazer grubu ve Asit grubu ile Lazer + Asit grubu arasında 10mJ-80Hz, 15mJ-120Hz, 20mJ-80Hz ve 20mJ-120Hz enerji düzeylerinde kopma-bağlanma değerleri arasında tüm enerji düzeylerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu saptanırken ( $p<0,001$ ); Lazer grubu ile Lazer + Asit grubunun kopma-bağlanma değerleri arasında sadece

10mJ-120Hz ve 15mJ-80Hz enerji düzeylerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu saptanmıştır ( $p<0,05$ ).

#### 4.1.3. Grandio Seal ve Clinpro Seal Fissür Örtücü Materyallerinin Kopma-Bağlanma Değerlerinin Karşılaştırılması

Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin Asit, Lazer ve Lazer+Asit gruplarındaki kopma-bağlanma ortalama değerlerinin karşılaştırmaları **Tablo 10**, **Tablo 11** ve **Tablo 12**'de gösterilmiştir. Fissür örtücü materyallerinin Lazer ve Lazer+Asit gruplarında farklı enerji düzeylerindeki dağılımları ise **Grafik 3** ve **Grafik 4**'te görülmektedir.

**Tablo 10.** Grandio Seal ile Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin asit uygulanan gruptaki kopma-bağlanma ortalama değerlerinin karşılaştırılması.

	Grandio Seal Grubu	Clinpro Seal Grubu	MW	p
Asit Grubu (Kontrol Grubu)	11,07 2,99	16,22 1,73	89	0,0001

Mine pürüzlendirme tekniği olarak asidin uygulandığı grupta Clinpro Seal fissür örtücü materyalinin ortalama kopma-bağlanma değerleri, Grandio Seal fissür örtücü materyaline göre daha yüksek olduğu, aralarındaki farkın istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olduğu saptanmıştır ( $p<0,001$ ).

**Tablo 11.** Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin farklı enerji düzeylerinin kullanıldığı Lazer grubundaki kopma-bağlanma ortalama değerlerinin karşılaştırılması.

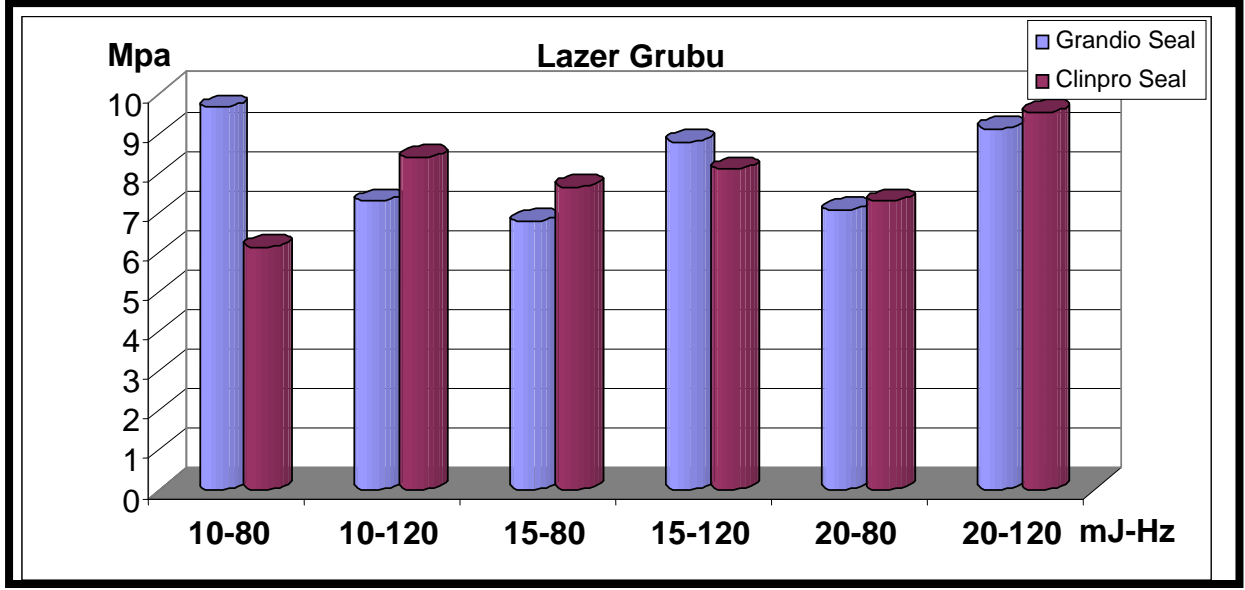
		Grandio Seal Grubu	Clinpro Seal Grubu	MW	p
Lazer	10mJ-80Hz	9,65 2,88	6,13 4,04	12	0,11
	10mJ-120Hz	7,28 1,91	8,39 1,17	16	0,277
	15mJ-80Hz	6,78 3,2	7,64 2,25	21	0,655
	15mJ-120Hz	8,79 1,93	8,09 5,18	19	0,482
	20mJ-80Hz	7,06 1,38	7,29 1,27	23	0,848
	20mJ-120hz	9,12 3,16	9,53 1,76	23	0,848

Mine pürüzlendirme tekniği olarak Lazer'in farklı enerji düzeylerinde uyguladığı gruplarda Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin kopma-bağlanma değerleri arasında tüm enerji düzeylerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır (p 0,05).

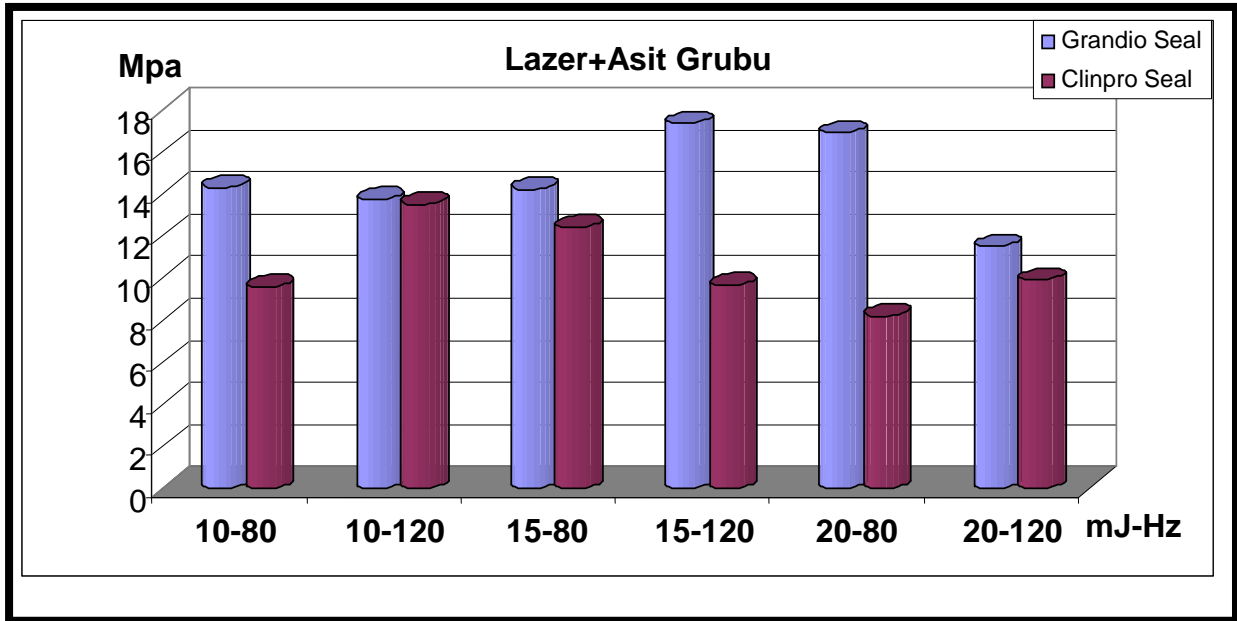
**Tablo 12.** Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin farklı enerji düzeylerinin kullanıldığı Lazer+Asit grubundaki kopma-bağlanma ortalama değerlerinin karşılaştırılması.

		Grandio Seal Grubu	Clinpro Seal Grubu	MW	p
Lazer+Asit	10mJ-80Hz	14,27 4,72	9,55 5,49	14	0,18
	10mJ-120Hz	13,71 3,56	13,48 3,71	24	0,949
	15mJ-80Hz	14,18 2,22	12,4 4,47	15	0,225
	15mJ-120Hz	17,33 4,58	9,64 2,08	3	<b>0,006</b>
	20mJ-80Hz	16,88 4,03	8,18 4,77	4	<b>0,009</b>
	20mJ-120hz	11,49 2,91	9,9 2,44	17,5	0,371

Mine pürüzlendirme tekniği olarak farklı enerji düzeylerinde ErYAG lazer ile Asit uygulanan gruplarda Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin ortalama kopma-bağlanma değerleri karşılaştırıldığında, 15mJ-120Hz ve 20mJ-80Hz enerji düzeylerinde aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır (p<0,05). 10mJ -80Hz, 10mJ-120Hz, 15mJ-80Hz ve 20mJ-120Hz enerji düzeylerinde ise fissür örtücü materyallerinin ortalama kopma-bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p 0,05).



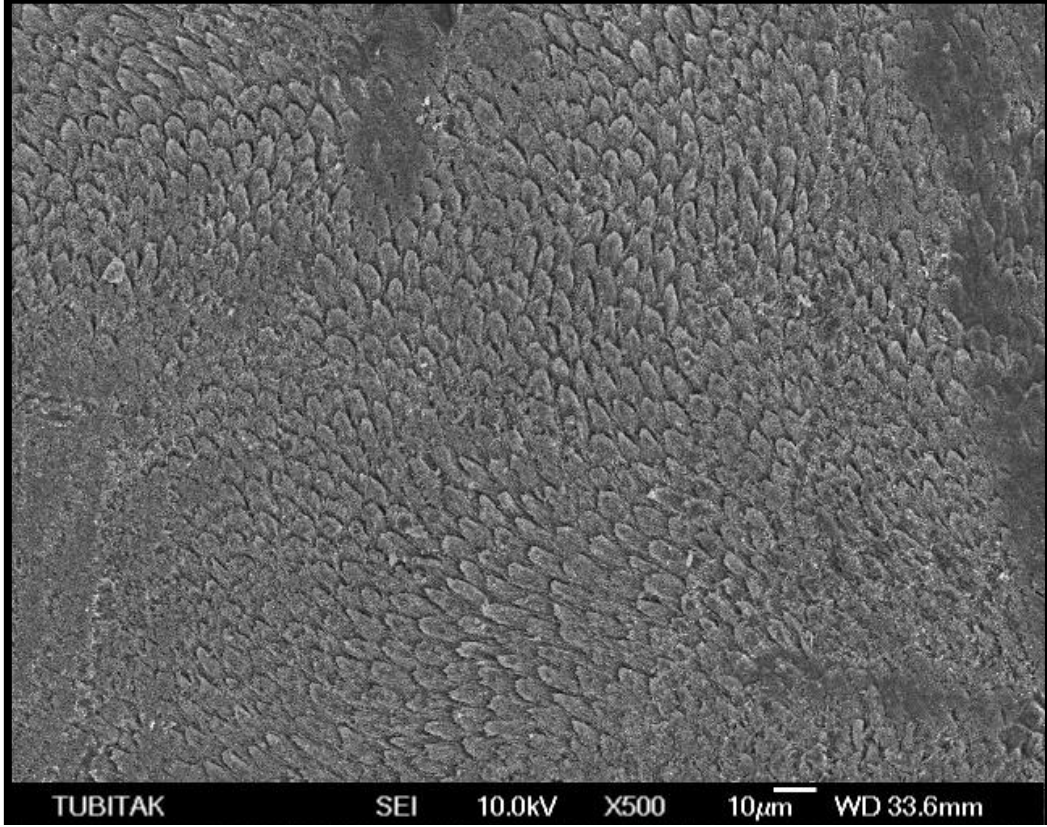
**Grafik 3.** Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin Lazer uygulanan grupta farklı enerji düzeylerindeki kopma-bağlanma değerlerinin dağılımı.



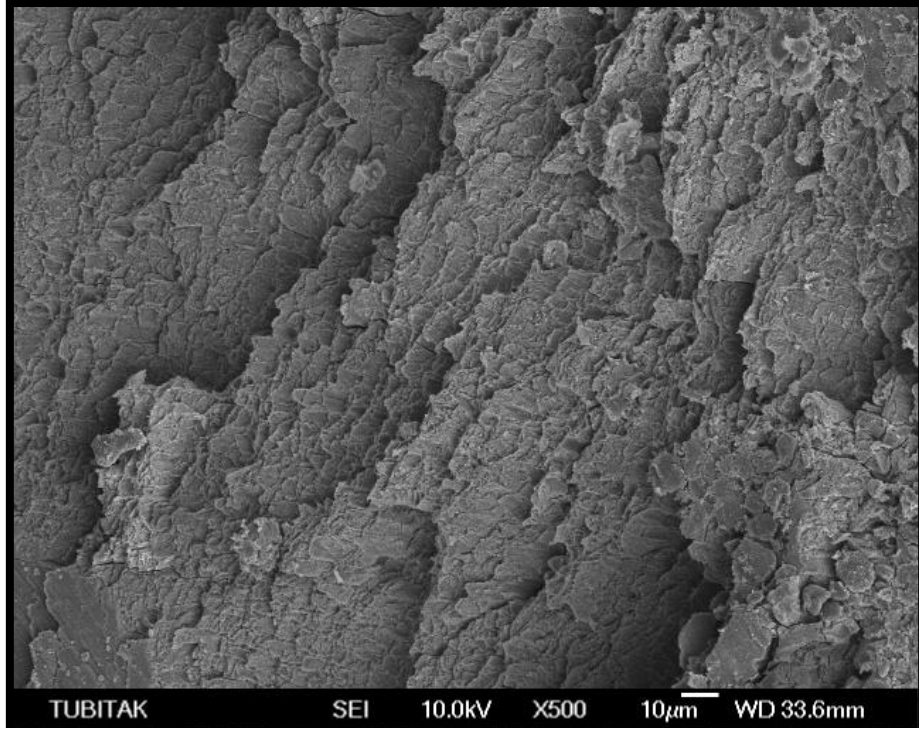
**Grafik 4.** Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin Lazer+Asit uygulanan grupta farklı enerji düzeylerindeki kopma-bağlanma değerlerinin dağılımı

## 4.2. SEM Bulguları

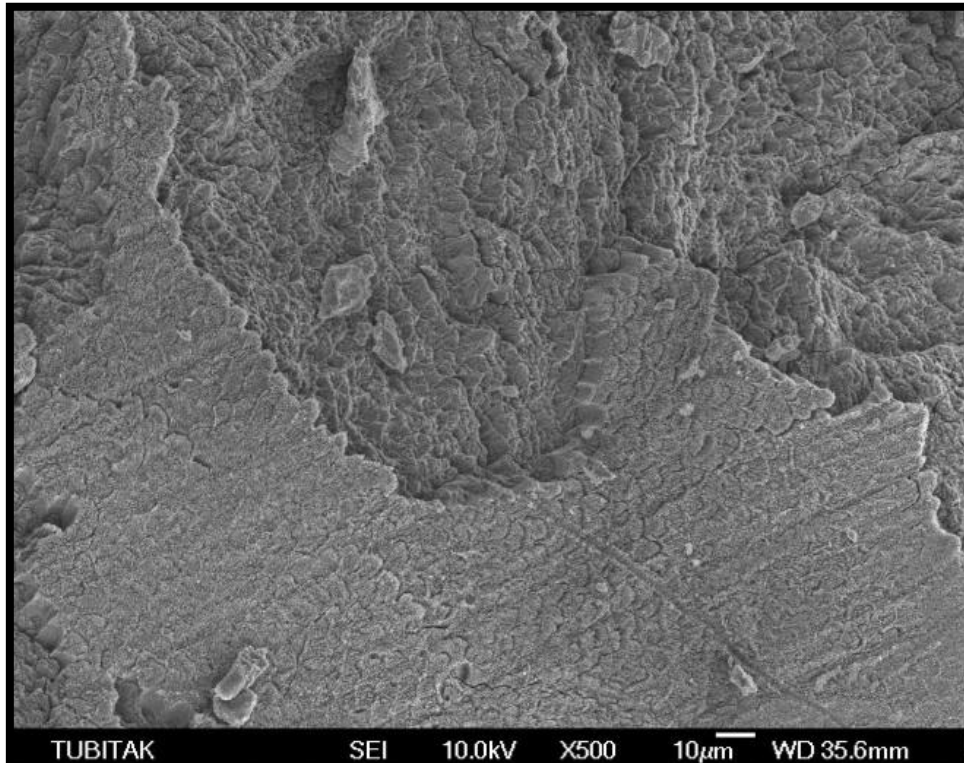
Kopma-bağlanma testi uygulanmadan önce 3 adet diş yüzeyini fosforik asit, lazer, lazer+asit uygulayarak mine yüzeylerini SEM’de incelenmiştir.



**Resim 24** Asit uygulanmış mine yüzeyi SEM görüntüsü (x500)

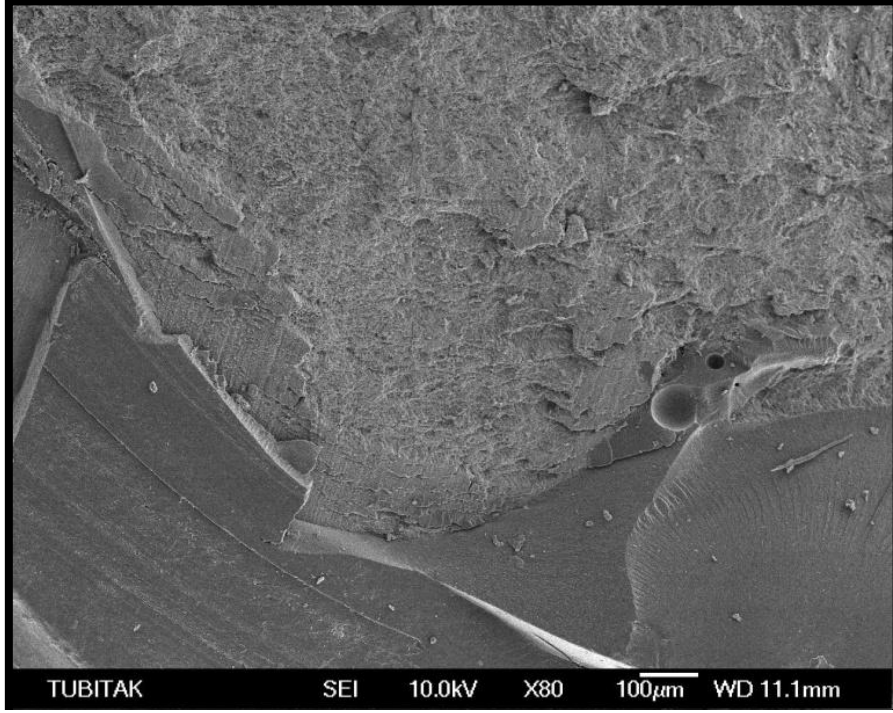


**Resim 25** 15 mJ-120Hz enerji düzeyinde Lazer uygulanan mine yüzeyi SEM görüntüsü (x50)

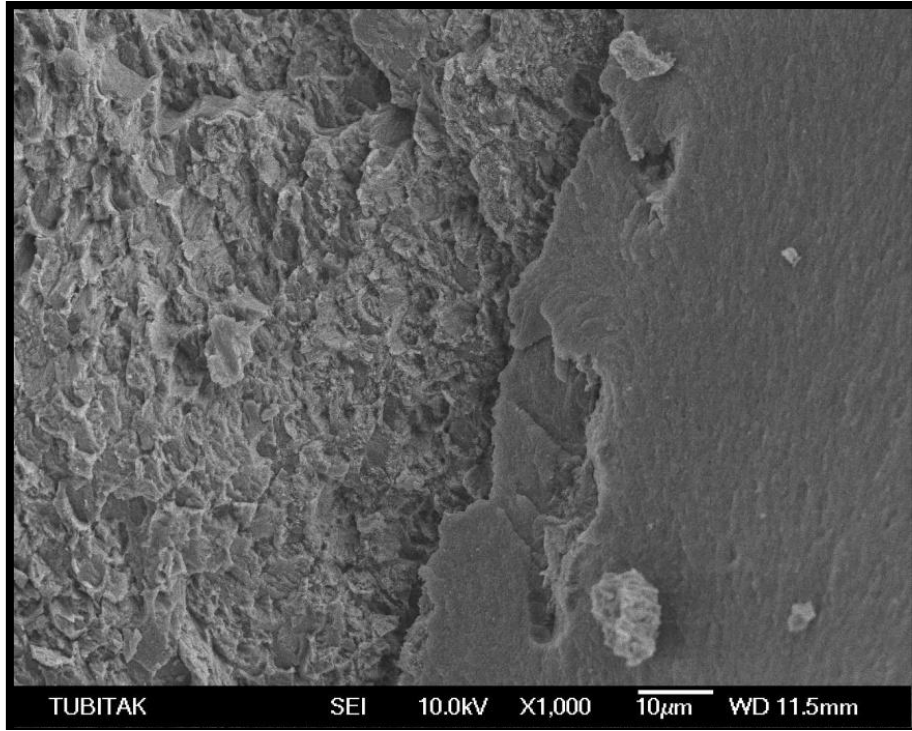


**Resim 26** 15 mJ-120Hz enerji düzeyinde Lazer+Asit uygulanan mine yüzeyi SEM görüntüsü (x500)

Farklı enerji düzeyleri ile pürüzlendirilmiş mine yüzeylerine uygulanan materyallerin karışık kopma ve materyalden kopma yüzeyleri SEM’de incelenmiştir.

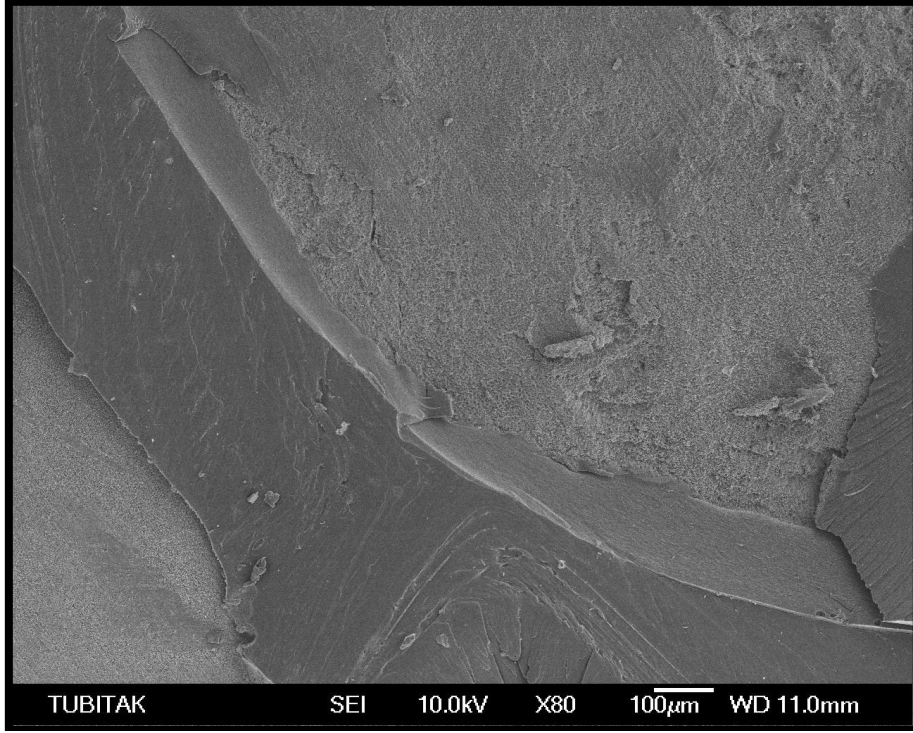


**Resim 27** C3b gurubunda karışık kopmaları gösteren yüzeyin SEM görüntüsü (x80)

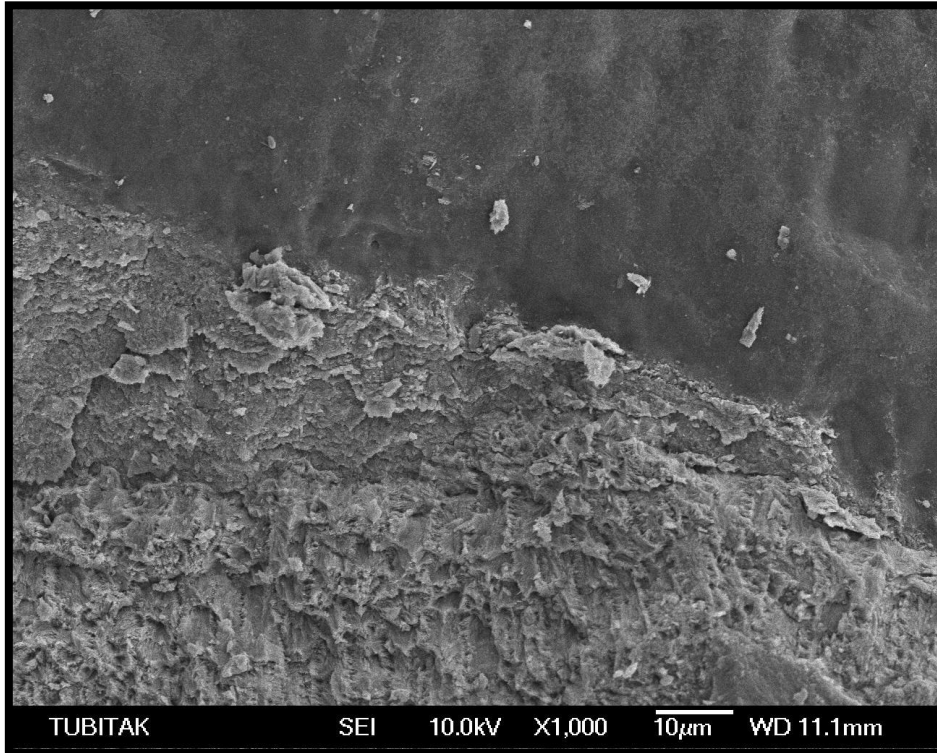


**Resim 28** C3b gurubunda karışık kopmaları gösteren yüzeyin SEM görüntüsü (x1.000)

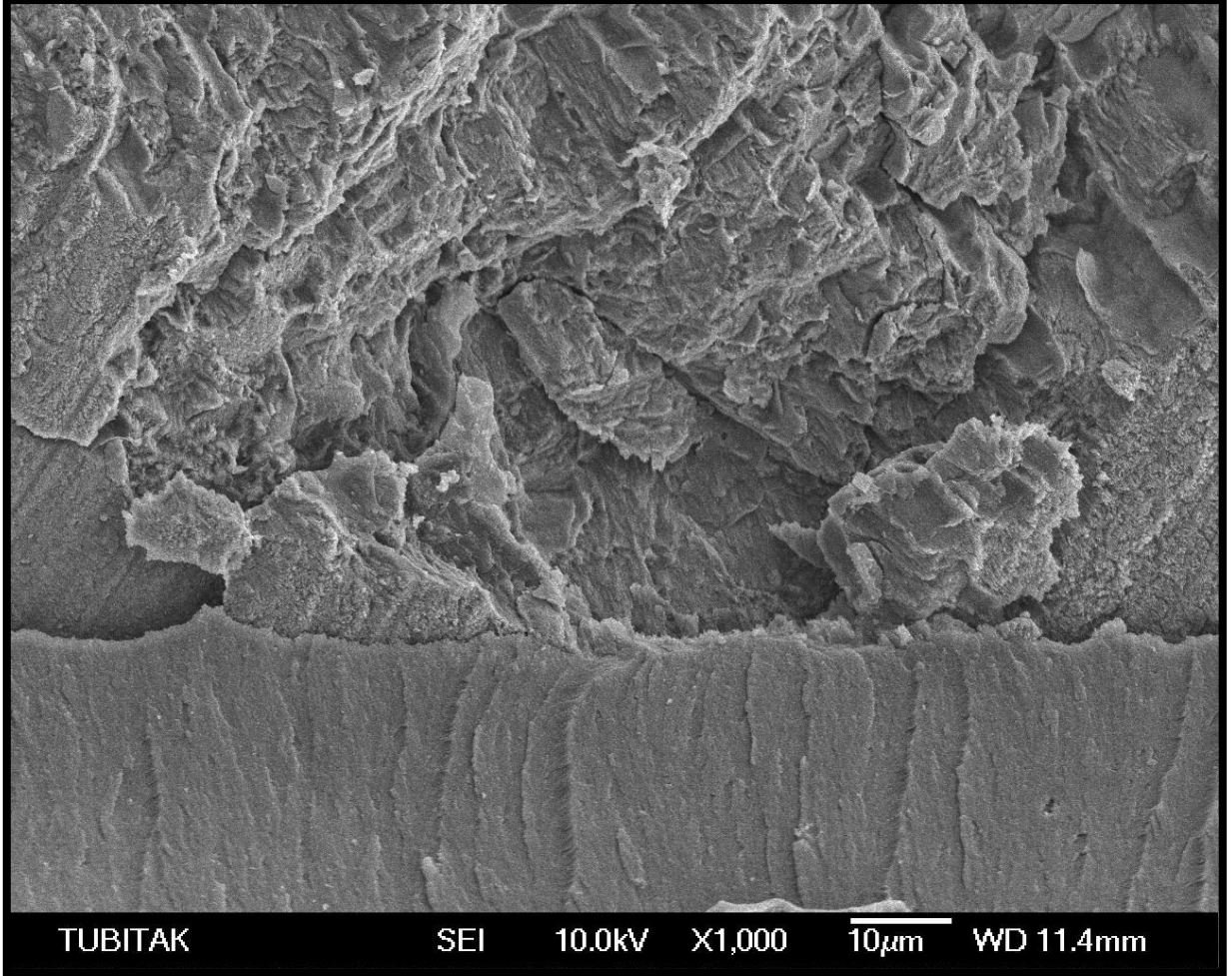




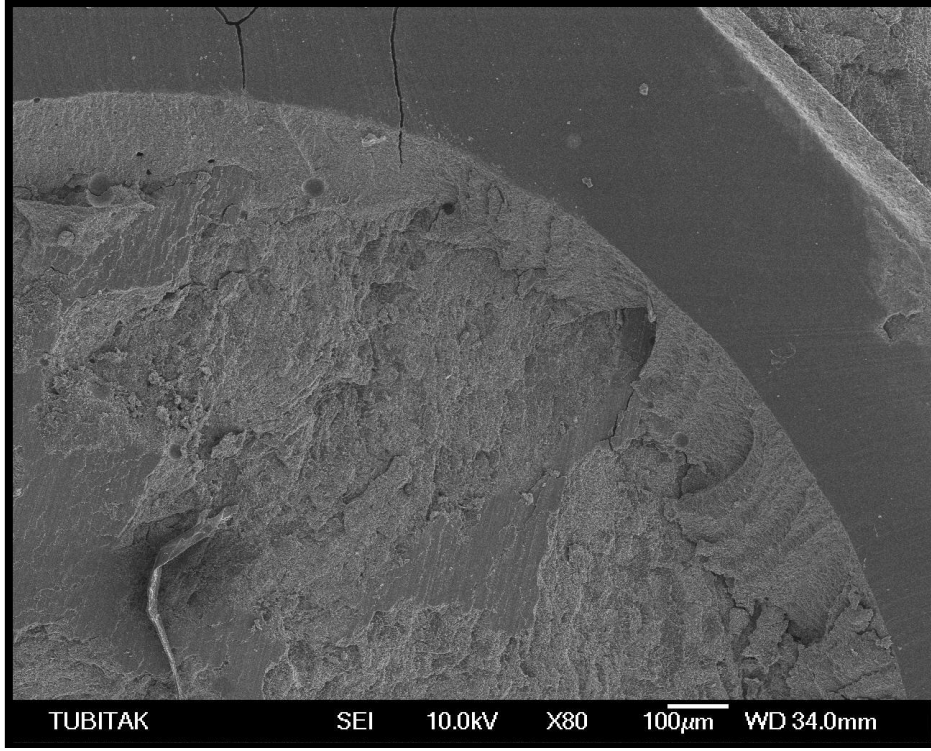
**Resim 29** C3c gurubuna ait bir örnekte materyelden kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x80)



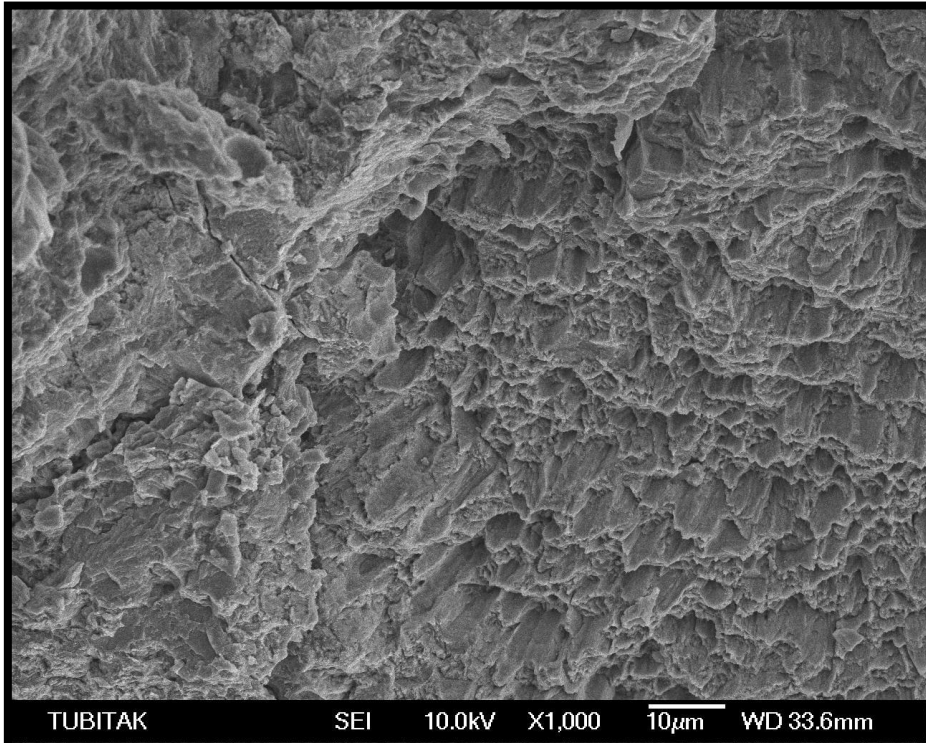
**Resim 30** C3c gurubuna ait bir örnekte materyelden kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x1.000)



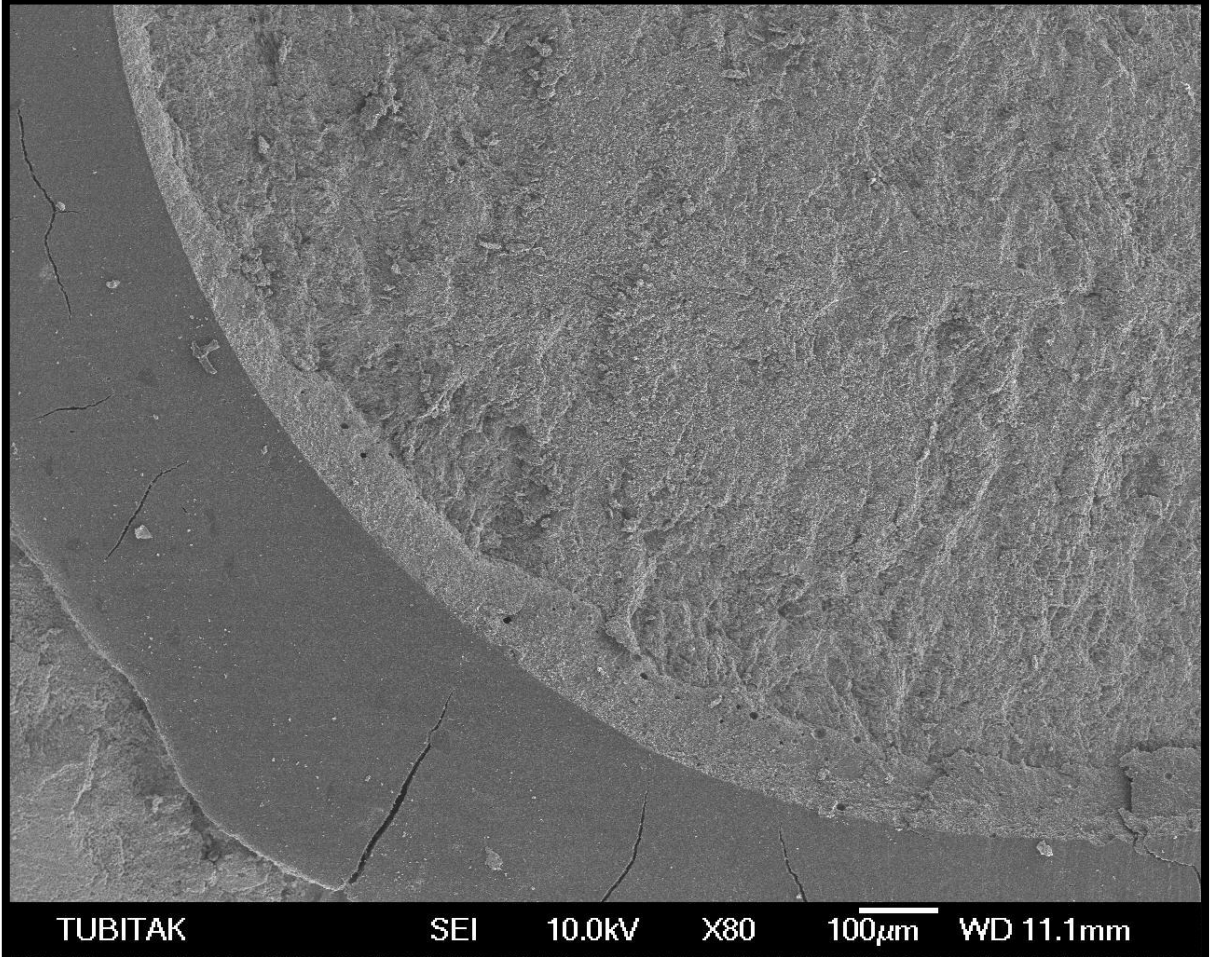
**Resim 31** C3e gurubuna ait bir örnekte materyalden kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x1.000)



**Resim 32** G2d gurubuna ait bir örnekte karışık kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x80)



**Resim 33** G2d gurubuna ait bir örnekte karışık kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x1.000)



**Resim 34** G3c gurubuna ait bir örnekte materyalden kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x 80)

## **.TARTIŞMA**

Koruyucu diş hekimliği uygulamaları günümüz diş hekimliğinde giderek önem kazanmaktadır. Bu yöntemlerden biri olan ve mineyi farklı yöntemlerle pürüzlendirdikten sonra gerçekleştirilen fissür örtücü uygulamaları da etkin koruyucu yöntemler arasında yer almaktadır. Bu amaçla araştırmacılar farklı özelliklerde fissür örtücü materyallerinin üretimine devam etmektedirler. Son yıllarda rezin esaslı fissür örtücülerden sonra florid salınımı yapabilen ve fissür kapatmada kullanılan cam iyonomerler ile kompozitlerin yanı sıra nanoteknoloji ile üretilen nano doldurucu ve adezyonunun güçlü olduğu savunulan fissür örtücülerin geliştirilmesi yoluna gidilmektedir (152). Bu çalışmada bir nano-hibrit fissür örtücü olan ve yüksek akışkanlık özelliğine sahip Grandio Seal fissür örtücü materyali ile rezin esaslı Clinpro Seal materyalleri kopma-bağlanma değerlerini karşılaştırmak bakımından kullanılmışlardır.

Fissür örtücülerin mineye bağlanmasında, fissür örtücünün fiziksel özellikleri kadar minenin pürüzlendirilmesi işleminin yeterliliği de önem taşımaktadır. Mine yüzeyi düz bir yüzey olup mikro-mekanik kenetlenme yoluyla bağlanmak için çok düşük bir potansiyele sahiptir (90). Bununla birlikte belirli konsantrasyonda asit uygulamaları ile mine yüzey yapısı büyük ölçüde modifiye edilebilmektedir. Fosforik asit solüsyonları ile mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi işlemi, tükürük izolasyonu, bekleme, yıkama ve kurutma aşamalarını içermektedir. Çocuklarda bu birkaç aşamalı uygulama tecrübe ve yetenek gerektirmekte ve zaman almaktadır.

Çocuk diş hekimliğinde koruyucu tedavilerin önemi gün geçtikçe artmaktadır. Yapılan koruyucu tedavilerin en başarılı sonuca ulaşabilmesi için ideal çalışma ortamının sağlanması gerekir. Çocuk hastalar ile uyumlu bir şekilde çalışabilmek için mümkün olduğunca çocuğu huzursuz eden durumları en aza indirmek gerekmektedir. Bilindiği gibi geleneksel yöntemle fissür örtücü uygulaması sırasında, pamuk tampon ve tükürük emici yardımıyla dişten tükürüğü izole ederek fosforik asit uygulaması yapılmaktadır. Asit uygulamasının süresi ve asidin tadı çocuk hastaları rahatsız etmektedir. Bu nedenle son yıllarda diş sert dokularının pürüzlendirilmesinde teknik hassasiyet ve izolasyon problemlerini ortadan kaldırması nedeni ile lazer ile pürüzlendirme uygulamaları gibi alternatif yöntemler üzerinde de çalışılmaktadır

(153,154). Bu nedenle bu çalışmada uygulanacak farklı fissür örtücü materyallerinin adhezyonuna etkisini karşılaştırmak üzere mineyi pürüzlendirmek amacı ile fosforik asidin yanı sıra lazer cihazı da kullanılmıştır.

Er:YAG lazer sistemi ile diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi, asit ile pürüzlendirme için gereken süreden daha kısadır. Asit ile pürüzlendirme yapılırken optimum beklenen süre 15 sn, yıkama için 15-30 sn ve pürüzlendirilen yüzeyin kurutulması için beklenen süre 5-10 sn dir. Böylece toplam harcanan süre 35-55 sn'yi bulmaktadır. Lazer ile pürüzlendirme için ayrılan süre ise ortalama 20-25 sn'dir. Ayrıca lazer sistemi ile pürüzlendirme su soğutması altında gerçekleşmekte, herhangi bir tükürükten izolasyon işlemine gerek kalmamaktadır (23). Bu çalışmada lazer ile pürüzlendirme sırasında su soğutması altında, 20 sn süreyle nankontakt modda çalışılmıştır.

Lazer uygulanmış minede belli başlı iki morfoloji gözlenir. Birinci tip, rodların ve minerallerin nontermal ablasyonu (dokunun uzaklaştırılması) ile gerçekleşen, düşük enerji etkisi ile oluşan pürüzlendirme. İkinci tip ise, erime ile kendisini gösteren yüksek enerji ışınımı ile oluşan pürüzlendirme. Yüzey morfolojisindeki bu değişiklikler kullanılan enerji yoğunluğuna ve mine prizmalarının oryantasyonuna bağlıdır (155). Düşük enerji yoğunluğundaki lazer, aside direnci arttırırken; yüksek enerji yoğunluğu bu direnci düşürür. Bu nedenle yeterli mine pürüzlendirilmesini sağlayabilmek amacıyla doğru enerji aralığının bulunması gerekmektedir. Bu çalışmada lazer ile pürüzlendirme sırasında farklı enerji aralıklarını kullanarak en yeterli pürüzlendirme, dolayısı ile bağlanma için en uygun enerji aralığının bulunması amaçlanmıştır.

Ağız-diş sağlığını etkileyen hastalıkların en önemli kısmını oluşturan diş çürüklerinden en çok etkilenen bölgeler, dişlerin oklüzal pit ve fissürleridir. Karmaşık morfolojisi nedeniyle bakteriyel yığılma ve proliferasyonuna neden olan azı dişlerinin oklüzal yüzeyleri, çürük lezyonlarının 60-85'inden sorumlu tutulmaktadır (7,10). Oklüzal yüzeylerdeki bu çürük oluşumunu önlemek amacıyla konservatif ve ağrısız bir yöntem olan pit ve fissür örtücü uygulamalarının yapılması önerilmektedir (4,6). Black, dişler üzerindeki pit ve fissürleri yüzey defekti olarak kabul etmiş ve bu yüzey defektlerinin çürüğe neden olan bakterilerin penetrasyonuna imkan tanıdığını öne sürmüştür. Bu nedenle oklüzal pit ve fissürlerin düz yüzeyler haline getirilmesi ile mikroorganizmaların yerleşimi ve buna bağlı

olarak çürük gelişiminin önlenilebileceği düşünülmektedir. Günümüzde de pit ve fissürlerin, bakteriyel plağın yerleşim bölgesi olduğu genel olarak kabul görmektedir. Bu nedenle çürük oluşumuna eğilimli olan dişlerin pit ve fissürlerinin ağız ortamından izole edilmesi amacıyla fissür örtücü uygulamaları yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu uygulamalar sayesinde pit ve fissürlere çürük yapıcı mikroorganizmalar yerleşmemektedir (130,120,131).

Fissür örtücü uygulanmasından önce asitle pürüzlendirme yapılması, mine üzerinde porözite oluşturmakta ya da mevcut olan porözitelerin daha da derinleşmesini sağlamaktadır. Porözite değişiklikleri ve doku kayıplarının derinliği asidin tipi ve konsantrasyonuna bağlıdır. Örneğin 50'lik fosforik asitle 1 dakikalık uygulama yaklaşık 19 m derinliğinde mineyi etkilerken; 30'luk konsantrasyon 30 m derinliğindeki mineyi etkilemektedir. Bununla beraber %30 kritik bir konsantrasyondur; bu konsantrasyonun altına düşüldüğünde mine üzerinde çözünmeyen reaksiyon ürünleri oluşmaktadır. Reaksiyon ürünleri, yüzey alanını azaltıp, ıslanabilirliği bozmakta yüzeyi kontamine etmekte ve mine porözitelerini tıkayarak bağlanma kuvvetini olumsuz yönde etkilemektedir. Ayrıca minenin özellikleri, asitleme süresi, kullanılan asidin türü ve uygulama teknikleri de fissür örtücülerin başarısını etkileyen diğer önemli faktörlerdir. Bir fissür örtücünün başarısını ve ömrünü etkileyen birincil faktör mineye gösterdiği marjinal adaptasyondur (156). Bu çalışmada kontrol grubunda mine yüzeyine etkisi iyi bilinen asit ile pürüzlendirme tekniği kullanılmıştır.

Geleneksel olarak çeşitli konsantrasyonlardaki fosforik asidin mine yüzeyine uygulanması, fissür örtücü materyalinin retansiyonunu sağlayan mikro-porözitelerin oluşturulması için sık kullanılan bir yöntemdir. Ancak bu yöntemin teknik hassasiyet, izolasyon problemleri ve işlemin zaman alması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu dezavantajlar, araştırmacıların mine yüzeyini pürüzlendirmek için farklı yöntemler üzerinde çalışmalarına neden olmuştur. Bu farklı ve yeni yöntemlerden biri Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yöntemidir. Lazer ile diş yüzeyi pürüzlendirilmesi, hidroksiapatit matriksinin içinde bulunan suyun buharlaştırılması ile oluşan mikropatlama sonucu meydana gelir. Diş yüzeyinin pürüzlendirme derecesi, kullanılan lazer sistemine ve dalga boyuna bağlıdır. Pek çok çalışmada mine ve dentin yüzeyinde lazer uygulaması sonucu görülen morfolojik değişikliklerin, asit uygulama sonrasında görülen değişikliklere benzer olduğu gösterilmiştir (21,56).

Mine yüzeyinin lazer ile pürüzlendirilmesi fikri geleneksel asitle pürüzlendirme yönteminin potansiyel dezavantajları nedeniyle ilgi çekmiştir. Ayrıca, minenin lazerle pürüzlendirilmesinin çatlak ve düzensiz bir yüzey oluşturduğu ve bunun da adezyon için ideal olduğu bildirilmektedir (56). Asit ile demineralizasyon işlemi, özellikle rezin penetrasyonunun yetersiz ya da zayıf olması durumunda mine yüzeylerini çürüğe daha eğilimli hale getirebilmektedir (57). Lazer ile pürüzlendirmede ise demineralizasyonun oluşmaması, sadece dokudaki su ve organik bileşenlerin uzaklaştırması nedeniyle çürük oluşum riskinin en aza indirildiği bildirilmektedir (15). Diş sert dokularına lazer uygulanması, kalsiyum/fosfor oranını değiştirmekte, karbonat/fosfat oranı ile su ve organik bileşenleri azaltmakta ve daha stabil olan asitte daha az çözünür bileşiklerin oluşmasını sağlamaktadır. Bu sayede asit ataklarının ve çürüğe eğilimin azaldığı bildirilmektedir (153). Lazer ile pürüzlendirmenin serbest iyonları hapseden remineralizasyon mikro-boşluklarını oluşturabileceği ve antibakteriyel etki sağlayacağı da öne sürülmüştür (15,8).

Klinik davranışı tahmin etmek amacıyla kullanılan bağlanma kuvveti testleri ya da mikrosızıntı değerlendirilmesi gibi farklı yaklaşımlar arasında yer alan termal yükleme ve hemen ardından marjinal analizin, ayrıntılı ve zaman alıcı olmakla birlikte klinik duruma en yakın sonuçlar verebileceği düşünülmektedir. Kopma-bağlanma testlerinin in-vitro koşullarda değerlendirilmesinin, klinik sonuçları öngörmeye faydalı bilgiler verdiği bildirilmektedir (96,157). Bu konuyla ilgili yapılmış olan in-vitro çalışmalarda mine yüzeyinin lazer ile pürüzlendirilmesi ile oluşan fissür örtücü adezyonu ve bağlanma kuvvetinin, asit ile pürüzlendirmesi sonucu elde edilen bağlanma kuvvetine benzer olduğu gösterilmiştir. **Walsh** (199), bu bulguyu lazer enerjisine has bir özellik olan nem eliminasyonu kabiliyeti ile açıklamıştır (65).

Laboratuvar şartlarında gerçekleştirilen bağlanma kuvveti ölçümleri, materyaller ve diş yapısı arasındaki adezyon hakkında önemli bilgiler elde edilmesini sağlamaktadır. Bununla birlikte, bağlanma kuvveti çalışmalarından elde edilen veriler test düzeneklerinin laboratuvarlar arasında farklılık göstermesi nedeniyle çelişkili olabilmektedir. Örnek geometrisi, bağlanan yüzey alanının boyutları, yükleme konfigürasyonu ya da materyalin tipi, bağlanma ara yüzünde farklı stres dağılımlarına yol açabilmektedir (158,159). Bu nedenle, bağlanma başarısızlığında rol alan stres paternlerinin sistematik olarak anlaşılması, bağlanma kuvveti test yönteminin faydasının değerlendirilmesinde önemli bir rol oynamamaktadır.



Makaslama ya da gerilme testlerinde yüklemenin biçimi, düzensiz stres paternlerine yol açmaktadır (170).

Minenin pürüzlendirilmesinde kullanılan yöntemlerin fissür örtücü materyalinin retansiyonu ve klinik ömrü açısından büyük önem taşıdığı bildirilmektedir. Bu çalışmada fosforik asit, farklı enerji düzeyleri kullanılarak lazer ve lazer+asit ile pürüzlendirilen sürekli dişlere uygulanan fissür örtücülerin kopma-bağlanma özellikleri araştırılmıştır. Lazer ile pürüzlendirme yönteminin kullanıldığı restoratif materyallerin kopma-bağlanma kuvvetinin incelendiği çalışmaların sonuçları farklılık göstermektedir. Bazı çalışmalarda asitle pürüzlendirilen dişlerin bağlanma kuvvetlerinin lazerle pürüzlendirilen dişlere göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu bildirilirken (18,21,62); bazı çalışmalarda lazerle pürüzlendirmenin aside benzer (22,23), hatta daha güçlü bağlanma kuvveti oluşturduğu savunulmaktadır (24). Bu farklılığın kullanılan lazerin tipine ve uygulanan enerji güçlerine bağlı olabileceği düşünülmektedir (25).

Materyallerin kopma-bağlanma değerlerini belirlemek amacıyla yapılan araştırmalarda çürüksüz süt veya sürekli insan azı dişleri kullanılmıştır. Süt dişi minesinin dış yüzeyinin, prizma yapısının ve diziliminin sürekli dişlerden farklı olmasına bağlı olarak süt dişlerindeki bağlanma dayanımı değerlerinin sürekli dişlere göre daha düşük olduğu bildirilmektedir (161,162,163,164). Bu nedenle bu çalışmada sürekli birinci büyük azı dişleri kullanılmıştır.

Materyallerin kopma-bağlanma değerlerinin belirlenmesi amacıyla yapılan araştırmalarda örnek sayılarının istatistiksel olarak anlamlı ve net sonuçlar elde edebilmesi için en az 7-10 olması gerektiği bildirilmektedir (165,166,167). Bu çalışmada da 26 grup için örnek sayısı 7 olarak belirlenmiştir. Toplam örnek sayısının fazla olmasından dolayı dişlerin hem labial hem de lingual yüzeylerinin kullanılabilmesi amacıyla benzer bazı çalışmalarda olduğu gibi dişler meziodistal doğrultuda ikiye bölünerek kullanılmıştır.

Kopma-bağlanma kuvvetinin değerlendirilmesi amacıyla yapılan çalışmalarda, adeziv rezinleri uygulamadan önce silikon karbid kağıtlar ile düz mine yüzeyleri elde edilmiştir (168,169). Sağlıklı minenin bağlanma kuvvetini ölçmede yaşanan teknik zorluklar nedeniyle bu yöntem uygulanmaktadır. Mine yüzeyleri, geniş yüzey alanına ihtiyaç duyulan geleneksel

bağlanma testleri öncesinde düz yüzey oluşturulmasını son derece güçleştiren karmaşık, üç boyutlu konveks bir morfolojiye sahiptir (169).

**Hadad ve ark (200□)**, yüzey düzleştirme işlemi yapılmış ve yapılmamış mineye adeziv rezinlerin bağlanma kuvvetini mikro-gerilme test yöntemi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, düzleştirilmemiş minenin bağlanma kuvvetinin düzleştirilen mineye göre anlamlı derecede daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca pürüzlendirilmiş yüzeylerin SEM altındaki morfolojik görünümünün farklılık gösterdiğini bildirmişlerdir. Minenin orta tabakasının yüzeysel mineye göre prizmalardan daha zengin ve daha az mineralize olması, daha az inorganik materyal ve florid içermesi her iki bulguyu da açıklamaktadır. Mine düzleştirildiği takdirde daha homojen yapılı mine prizmaları oluşmakta, bu da pürüzlendirme işleminin etkinliğini arttırmaktadır. Ayrıca kalsifikasyon derecesi ve florid içeriği de pürüzlendirme derinliğini etkilemektedir. Tüm bu faktörler optimal pürüzlendirme ve rezinin mineye iyi penetre olmasına etki etmekte ve bu da düzlenen mine yüzeyinde daha yüksek bağlanma kuvvetlerinin elde edilmesini sağlamaktadır (136). Bu çalışmada da dişlerin labial ve lingual yüzeyleri 600 gritlik zımpara ile su altında ISO standartlarına uygun olarak düzleştirilmiştir (151).

**essa ve ark (200□)**, Er:YAG lazerin farklı mesafelerden süt dişlerinin mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinden sonra uygulanan adeziv restoratif materyalinin kopma-bağlanma kuvvetleri üzerindeki etkisini araştırdıkları in-vitro çalışmalarında; Er:YAG lazer uygulanan gruplarda lazer 12 mm, 14 mm, 16 mm ve 17 mm mesafeden uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde farklı mesafeden lazer uygulamasının istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı gösterilmiştir (170). Ayrıca SEM görüntülerinin de incelenmiş olduğu çalışmada mine yüzeylerinde morfolojik olarak en az değişikliğin gerçekleştiği ve istenilen mine yüzeyinde nankontakt olarak uzak mesafeden çalışılarak ulaşılabildiği saptanmıştır. Bu sonucu destekleyen başka çalışmalarda da olduğu gibi (170,171) bu çalışmada da lazer uygulaması sırasında 12 mm mesafeden çalışılarak minenin pürüzlendirilmesi işlemi gerçekleştirilmiştir.

Lazerler üretimi yıllarına ve özelliklerine göre farklı parametreler içerirler. Bu durum aynı dokuda işlem yapılırken benzer parametre ayarlarının kullanılmasını imkansız kılmakta ve sert dokuda yapılacak olan farklı işlemler için farklı enerji düzeylerinin kullanılmasını

gerektirmektedir. Bu çalışmada Hoya ConBio Versa Wave üretici firmasının fissür örtücü uygulaması için önerdiği enerji düzey aralıkları 1W-2W aralığı olan (10mJ-80Hz, 10mJ-120Hz, 15mJ-80Hz, 15mJ-120Hz, 20mJ-80Hz, 20mJ-120Hz) kullanılarak en uygun enerji düzeyi belirlenmeye çalışılmıştır ( $W = mJ \times Hz$ ).

Nano teknoloji ile üretilmiş fissür örtücü ve Rezin esaslı fissür örtücü materyallerinin en önemli ortak özellikleri iyi ıslatılabilir olmaları, florid içermeleri ve ışıkla polimerize olmalarıdır. Nano teknolojisi ile üretilen fissür örtücünün rezin esaslı fissür örtücüden farkı %70 oranında nanohibrit özellikte doldurucu içermesi ve zayıf abrazyon göstermesidir. Grandio Seal çok yeni bir materyal olduğu için nano hibrit fissür örtücüler ile ilgili yapılan çalışma sayısı çok azdır. Bu çalışmada kullanıma yeni sunulmuş olan ve klinik özellikleri çok iyi bilinmeyen bir materyal olduğu için diğer çalışmalara ışık tutabilmek adına Grandio Seal fissür örtücü materyali tercih edilmiştir. Bu materyalin klinik başarısını test edebilmek için bu zamana kadar yapılmış çoğu çalışmada başarılı bulunmuş olan rezin esaslı fissür örtücü materyali Clinpro Seal ile karşılaştırılması yapılmıştır.

*Walsh ve ark (1999)*, CO<sub>2</sub> lazer ile yapmış oldukları çalışmalarında, farklı enerji düzeylerde lazer ışınlarını mine yüzeyine uyguladıkları çalışmada, farklı enerji yoğunluğuna sahip lazer ışınlarının yüzeydeki etkilerinin farklı olduğu sonucuna varmışlardır. Araştırmacılar, düşük enerji yoğunluğuna sahip lazer ışınlarının yüzeyde istenilen etkiyi oluşturamadıklarını, yüksek enerji yoğunluğuna sahip ışınların da mine yüzeyinde camsı ve zayıf bir tabaka oluşturup kopma-bağlanma değerlendirilmesinde istenilen sonuçları gösteremediklerini bildirmişlerdir (23). *Izoiu ve ark (1999)* ile *Üşümez ve ark (2000)*'nin farklı lazer tiplerinin mine üzerindeki etkilerini incelemiş oldukları çalışmalarında Er:Cr:YSGG lazerin CO<sub>2</sub> lazer'den farklı olarak herhangi bir erime ve rekristalizasyon göstermedikleri bildirilmektedir (172,154). Doğru güç ayarlarında kullanıldığında lazer uygulaması ile aside benzer sonuçlar alınması bu özelliğe bağlanmaktadır (23).

*Arriyaratnam ve ark (1999)*, sürekli diş minesini Nd: YAG lazer ve fosforik asitle pürüzlendirmişler ve uyguladıkları kompozit rezinlerin bağlanma kuvvetini makaslama testi ile karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar farklı enerji düzeylerinde uyguladıkları lazerin etkinliğinin asitleme yönteminden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (173). Bu çalışmada da farklı enerji düzeylerinde yapılan pürüzlendirme işlemi

fosforik asit uygulanan grupla karşılaştırıldığında kopma-bağlanma değerleri fosforik asit uygulanan gruptan daha düşük bulunmuştur.

**Drummond ve ark (2000)**, CO<sub>2</sub> lazer ile pürüzlendirdikleri sığır dişi minesine fissür örtücülerin bağlanma kuvvetini makaslama testi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, lazer ile pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirmeden daha düşük sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar bu sonucu, lazer uygulanan yüzeylerin asitle pürüzlendirilen yüzeylere göre daha az su içermesine ve azalan nemin fissür örtücünün yüzeyi ıslatma özelliğini ve dolayısıyla penetrasyonunu azaltabiliyor olmasına bağlamışlardır (18). Bu bulgu, bu çalışmada elde edilen geleneksel asitle pürüzlendirme yönteminin, lazer uygulamasına göre daha başarılı olduğu sonucunu destekler niteliktedir.

**Martinez ve ark (2000)**, insan sürekli dişi minesini ve dentinini Er:YAG lazer ile pürüzlendirdikten sonra, yapıştırdıkları braketlerin kopma-bağlanma kuvvetini geleneksel asitle pürüzlendirme yöntemi ile karşılaştırmış oldukları çalışmalarında, Er:YAG lazerle pürüzlendirmenin mine ve dentin üzerinde asitle pürüzlendirme yöntemine göre daha başarısız olduğu sonucunu elde etmişlerdir. Araştırmacılar, bunun nedeni olarak lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerin fissürlü bir yapı sergilemediğini, bu yüzeylerin rezin uzantılarının oluşması için yetersiz olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar, mikro-boşluklara daha etkili bir şekilde penetre olan adeziv rezinlerin geliştirilmesinin, Er:YAG lazerle pürüzlendirilen yüzeylerde adezyonu arttıracığını bildirmektedirler (57).

**uhрман ve ark (2000)**, farklı güç ayarlarında kullandıkları Nd:YAG ve CO<sub>2</sub> lazer sistemlerinin ortodontik braketlerin yapıştırılması öncesinde mine pürüzlendirilmesindeki etkinliğini fosforik asitle karşılaştırdıkları çalışmalarında, bu sistemler ile elde edilen gerilme kuvvetlerinin asitle pürüzlendirmeye benzer olduğunu saptamışlardır. Araştırmacılar, lazer teknolojisinin beraberinde getirdiği avantajlardan birinin uygun güç, frekans ve zaman ayarlarının seçilerek minenin pürüzlendirilebilmesi olduğunu ve bu sayede madde uzaklaştırması ile etkin derinliğin ayarlanmasının asitle pürüzlendirmeye göre daha kontrollü olabildiğini bildirmişlerdir (174).

**De Munck ve ark (2002)**, Er:YAG lazer veya frez ve fosforikasit uygulaması ile hazırladıkları mine ve dentin yüzeylerindeki iki farklı adeziv sistemin mikro-gerilme

kuvvetini karşılaştırdıkları çalışmalarında, lazer ile pürüzlendirmenin asit ile pürüzlendirme yöntemi kadar başarılı olamadığını saptamışlardır. Araştırmacılar, lazer ile pürüzlendirme yönteminin lazer ile birlikte uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir (175). Bu çalışmada da fosforik asitle pürüzlendirilen grupların kopma bağlanma değerleri farklı enerji düzeyleri uygulanan Lazer ve Lazer+Asit gruplarına göre daha yüksek olduğu saptanmıştır. Lazer ile pürüzlendirilen grubun kopma-bağlanma değerleri Lazer + Asit karşılaştırıldığında ise Lazer grubunun kopma bağlanma değerleri daha düşük bulunmuştur.

*Üşümez ve ark (2002)*, sürekli dişler üzerine yapıştırdıkları ortodontik braketlerin makaslama kuvvetini değerlendirdikleri çalışmalarında, Er, Cr: YSGG lazerin pürüzlendirme etkisini 37'lik ortofosforik asit ile karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar Er, Cr: YSGG lazer sisteminin mine pürüzlendirmede ortofosforik asit yöntemine benzer ancak biraz daha düşük ve tutarsız değerler verdiğini saptamışlardır. Diğer taraftan araştırmacılar, lazer ile pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirmeye göre daha pratik ve hızlı olduğunu da bildirmişlerdir. Çalışmada 1W ile elde edilen bağlanma değerleri, asitle pürüzlendirmeden elde edilen kopma-bağlanma değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulunurken; 2W enerji düzeyi ile elde edilen kopma-bağlanma değerleri ile asitle pürüzlendirmeden elde edilen kopma-bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (16). Bu bulgu çalışmamda ki sonuçları destekler niteliktedir.

*Lee ve ark (2002)*, Er:YAG lazer, asit ve her iki yöntemin birlikte kullanılması ile pürüzlendirdikleri sürekli diş minesini yüzeylerinde ortodontik braketlerin bağlanma kuvvetini değerlendirdikleri çalışmalarında, Er:YAG lazer ile pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirme'ye benzer sonuçlar verdiğini; ancak her iki yöntemin birlikte kullanıldığı grupta bağlanma değerlerinin başarılı olmadığını bildirmişlerdir (25). Lee'nin çalışmasının sonucunun bu çalışmadan farklı olmasının nedeni lazer+asit pürüzlendirme işleminde önce asit sonra lazer olarak devam etmelerinden kaynaklanmaktadır.

*Dunn ve ark (2002)*, Er:YAG lazer uygulaması ile hazırlanmış mine ve dentin yüzeylerinde kompozit rezin materyalinin bağlanma kuvvetini makaslama testi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, Er:YAG lazer uygulamasının geleneksel asit uygulaması kadar başarılı olmadığını saptamışlardır (176).

**Chimello** **ousa ve ark (200)**, sürekli diş minesi üzerinde farklı enerji düzeylerindeki Er:YAG lazer yönteminin asit ile birlikte kullanımını, geleneksel asitle pürüzlendirme yöntemi ile karşılaştırmışlardır. Er:YAG lazerin asitle birlikte kullanılması ile elde ettikleri gerilme kuvveti değerlerinin asitle pürüzlendirme yöntemi ile elde edilen gerilme kuvveti değerlerinden istatistiksel olarak daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, lazer ile pürüzlendirilen minenin gösterdiği yapısal değişikliklerin aside direnci arttırdığını ve bunun da asidin lazer ile değişime uğrayan tabakayı uzaklaştırmada yetersiz kalmasına neden olduğunu savunmuşlardır (177). Bu çalışmada geleneksel asitle pürüzlendirme işlemi sonrası kopma-bağlanma değerleri Lazer+Asit'e göre daha yüksek bulunmuştur.

Bu farklı sonuçların araştırmacıların çalışmalarında kullanmış oldukları lazerin tipine ve kullanılan güç ayarlarının farklı olmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Er:YAG lazer ışını atımlıdır. Bu özelliği nedeniyle atımlar arasında lazere maruz kalmayan alanlar oluşabilmektedir. Er; Cr:YSGG lazerde doku ablasyonu sırasında mikropatlamalara neden olarak makroskobik ve mikroskobik düzensizliklere yol açmaktadır (154). Bu dalga boylarındaki lazer enerjisi su molekülleri tarafından maksimum derecede emilerek mine ve dentindeki hidroksil gruplarını hedef almaktadır. Dokular üzerinde oluşturduğu ilk etki, suyun ve diğer hidrate organik bileşenlerin buharlaşmasıdır (178). Buharlaşma sırasında doku içerisinde oluşan iç basınç, inorganik maddelerin erime noktasına ulaşmadan patlayarak uzaklaşmasına yol açmaktadır. Lazerin mine üzerinde oluşturduğu bu etki, asit ile pürüzlendirmeden farklı olarak yüzeyde düzensiz bir pürüzlendirme oluşturmaktadır. Lazer uygulamasından sonra asitle pürüzlendirme işlemi yapılması, lazere maruz kalmayan alanların da pürüzlendirmesini sağlayarak uniform bir pürüzlendirme oluşturmaktadır. (177). Bu durum; çalışmada Er:YAG lazer ile asidin birlikte kullanıldığı grubun kopma-bağlanma değerlerinin yalnız lazer uygulanan grup ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olmasını açıklamaktadır .

**uergen Manhart (200)**, farklı yöntemlerle pürüzlendirilmiş mine yüzeylerinde fissür örtücülerin tutunmasını incelemek amacıyla fosforik asit, elmas frez + fosforik asit, Er:YAG lazer, Er:YAG lazer+fosforik asit, air abrazyon ve airabrazyon+fosforik asit teknikleri ile hazırlanan mine yüzeyine fissür örtücü uygulamış oldukları çalışmalarında, mine-rezin arası mesafeyi ölçmüş ve SEM analizi yapmıştır. Çalışmanın sonucunda, dental materyalin mine yüzeyine tutunması için geleneksel yöntem olan asitle pürüzlendirmenin daha iyi olduğu

görmüştür. Er:YAG lazer ve airabrazyon uygulamasını takiben fosforik asit ile pürüzlendirilen mine yüzeyindeki fissür örtücülerin tutunmaları karşılaştırıldığında ise Er:YAG lazer daha başarılı bulunmuştur (131).

*Wanderley* **(200)**, süt dişlerinin mine yüzeyine farklı enerji düzeylerinde ( 60mJ-2Hz, 80mJ-2Hz, 100mJ-2Hz ) lazer uygulanmasının kopma-bağlanma değerlerini in-vitro olarak değerlendirdiği çalışmasında, 60mJ-2Hz enerji düzeyi ile 80mJ-2Hz enerji düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğunu bildiren 60mJ-2Hz ile 100mJ-2Hz arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir (179). Bu çalışmada, daha yüksek düzeyde enerji düzeylerinin kullanılmış olmasının nedeni, pürüzlendirme işlemlerinin sürekli dişlerde yapılmış olmasıdır. Ayrıca çalışmada yüksek enerji düzeylerinde elde edilen kopma-bağlanma değerleri, düşük enerji düzeyleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur.

*rancescut* **(200)**, geleneksel fissür örtücü ve akışkan kompozitin minimal invaziv fissür yüzeyindeki performansını değerlendirdiği çalışmasında, farklı enerji düzeylerindeki (600mJ-6Hz, 200mJ-4Hz ) Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yöntemi sonucu elde edilen mikrosızıntı değerlerinin geleneksel asitle pürüzlendirme yöntemi ile karşılaştırmıştır. Araştırmacı, asitle pürüzlendirme sonucu elde edilen mikrosızıntı değerlerinin anlamlı derecede daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (180).

*essa ve ark* **(200)**, Er:YAG lazerin süt dişlerinin mine yüzeyinin 35'lik fosforikasit, Er:YAG lazer (80mJ-2Hz) ve Er:YAG lazer (80mJ-2Hz) ile 35'lik fosforikasit uygulaması ile pürüzlendirilmesinden sonra uygulanan adeziv restoratif materyalinin kopma-bağlanma kuvvetleri üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmalarında lazer ve asidin birlikte kullanıldığı grubun kopma-bağlanma değerlerinin sadece lazer kullanılan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır. (170). Bu çalışmada ise aynı enerji düzeyinde (20mJ-80Hz) sadece lazer uygulanan grup ile lazer + asit grubu karşılaştırıldığında kopma-bağlanma değerlerinin sadece lazer uygulanan grubun değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır

*epri ve ark* **(200)**, yaptıkları çalışmada Er:YAG lazer (80mJ/2Hz)+fosforik asit ile yalnızca fosforik asit uygulayarak hazırladıkları mine yüzeyine rezin esaslı fissür örtücü

uygulamışlardır. Çalışmanın amacı, tükürükle kontamine olan ve olmayan ortamlarda, farklı mine yüzeyi pürüzlendirme teknikleri ile uygulanan fissür örtücü materyallerinin kopma-bağlanma değerlerini karşılaştırmaktır. Araştırmacılar çalışmanın sonucunda tükürük ile kontamine olmayan yalnız asit uygulanan grupta kopma bağlanma değerlerinin yüksek olduğunu bulmuşlardır. Fosforik asit + Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yapılan grupta her iki ortamda da, geleneksel yöntemle karşılaştırıldığında kopma-bağlanma değerleri düşük bulunmuştur (166) .

Er:YAG lazer uygulanmış sürekli diş minesinin SEM görüntülerinde değişikliklere uğramış hidroksiapatit kristalleri ile beraber pullu ve pürüzlü alanlar gözlenmiştir (58). Lazer uygulanmış mine yüzeyinin yüzeyel mikro-pürüzlülüğü, Er:YAG lazerin termomekanik etkisini karakterize eden mikropatlama ablasyonu sürecinden kaynaklanmaktadır (34). Bazı araştırmacılar lazer uygulanmış sürekli diş minesinin yüzeyel topografisinin geleneksel asit pürüzlendirilmesi ile elde edilen mikro-pürüzlü görünüme benzer olduğunu savunmaktadır (56). Bu araştırmalar, ayrıca mine yüzeyinin asit eşliğinde ya da asit uygulanmadan Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmesi ile elde edilen bağlanma kuvvetinin asitle tek başına oluşan bağlanma kuvvetine benzer ya da daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Diğer taraftan bazı çalışmalarda Er:YAG lazer diş yapısını değişikliğe uğratsa da lazer uygulanmış sürekli diş minesinde gözlenen morfolojik değişikliklerin etkili bir bağlanma için yeterli olmadığı bildirilmektedir (57).

Süt dişleri ile ilgili olarak **orges ve ark (1999)** Er:YAG lazer uygulanmış süt diş mi-  
mine yüzeylerinde boşluklar ve mine prizmalarının kısmi buharlaşmasına ilave olarak  
duvarlar boyunca taneli ve pullu tarzda pürüzlü kraterler gözlemlemişlerdir (59). **orsatto  
(2001)**, süt dişlerinde Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelerin SEM ile değerlendirildiği  
çalışmasında, mine prizmalarının fotomekanik ablasyonun karakteristiği olan bal peteği  
görünümü sergilediğini göstermiştir (17). Bu çalışmada da benzer SEM görüntüleri elde  
edilmiştir.

**Akyıl ve ark (2009)**, feldspatic seramik yüzeylerin tamirinde 9.5%’luk hidroflorik asit  
(HFA), Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer, Er:YAG+HFA, Nd:YAG+HFA ve 37’lik fosforik  
asit (kontrol grubu) uygulamalarının kompozitlerin kopma-bağlanma değerler üzerindeki  
etkilerini incelemiş oldukları çalışmalarında, sadece HFA uygulamasının diğer uygulamalara



göre daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Lazer+HFA uygulanan gruplardaki kopma-bağlanma değerleri de diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu ancak tek başına uygulanan HFA kadar başarılı olmadığı görülmüştür (181).

Lazer uygulanmış minede su, karbonat ve organik madde kaybı minede mikro boşluklar oluşturacaktır (155,15). Minenin lazerle pürüzlendirilmesi ile elde edilen bağlanmanın, değişime uğrayan yüzeyin yapısına bağlı olduğu bildirilmektedir. Yani düşük enerji yoğunluğundaki lazer ışınları, yüzeyi önemli oranda etkilememekte ve retansiyon olarak zayıf kalmaktadır (23). Lazer uygulaması ile asit uygulaması arasında fark bulunmasının en önemli nedenlerinden biri lazer ile pürüzlendirme sırasında cihazın fiber uç kısmının, minenin tüm yüzeylerini aynı miktarda ve özellikle taramamasıdır. Er:YAG lazer sistemiyle standardize ve optimum bir pürüzlendirme yöntemi geliştirilebilmesi için Er:YAG lazer sistemleri ile yapılacak olan çalışmaların bu sorunların üstesinden gelebileceği umulmaktadır.

Restoratif materyallerin klinik performansları hakkında fikir yürütebilmek amacıyla kenar sızıntısı, aşınma dayanımı, bükme dayanımı ve bağlanma dayanımı gibi *in vitro* test yöntemleri kullanılabilir (96). Bağlanma dayanım testleri, rezin esaslı dental materyallerin başarılarını değerlendirmek için kullanılan yöntemler arasında sıklıkla tercih edilmektedir. Bağlanma dayanımını belirleme yöntemleri içerisinde makaslama ve çekme kuvvetine dayanım testleri öne çıkmaktadır. Bu testler farklı düzeneklerle gerçekleştirilebilmektedir. Kuvvetin, test cihazına yerleştirilmiş düz bir uç yardımıyla diş ile restoratif materyal birleşim yüzeyine uygulandığı yöntem, klasik kopma-bağlanma dayanım testi olarak adlandırılmaktadır. Klasik kopma-bağlanma dayanım test yönteminde geniş diş yüzeylerine ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca kuvvet, diş ile restoratif materyalin bağlantı yüzeyine bıçağın temas ettiği noktadan uygulandığı için homojen olmayan stresler oluşmaktadır (182,158). Gerek klasik bağlanma dayanım test düzeneği gerekse mikro test düzenekleriyle ilgili endişeler, konuyla ilgili arayışların devam etmesine yol açmış ve klasik bağlanma dayanım test düzeneğinin uç tasarımının modifiye edilmesiyle, örnekleri 180 'lik açıyla kavrayan ve kuvveti diş-rezin ara yüzeyine daha homojen bir şekilde ileten test cihazları geliştirilmiştir (183). Bu çalışmamda ISO standartlarına göre 3mm çapında 2mm yüksekliğinde metal yüzükler içerisine gömülmüş olan fissür örtücü materyallerinin kopma-

bağlanma dayanımlarının ölçülmesinde Instron cihazına bağlanmış, künt uç tasarımı kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarda bağlanma dayanım testlerinde restorasyon materyali ile diş bağlantısını ölçmek için 0.5-5 mm/dk aralığında değişen kuvvetlerin uygulandığı gözlenmiştir. (184,185,186). Bu çalışmada *ano ve ark* (199) ve *hrunkkanon ve ark* (199) nin çalışmalarıyla uyumlu olarak örneklere 1 mm/dk'lık bir hareketle kuvvet uygulanarak, fissür örtücü materyallerin bağlanma dayanım değerleri belirlenmiştir (158,187). Bu uygulama sayesinde restorasyon materyali ile diş arasındaki bağlantı yüzeyinde polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan stresler daha az oluşmakta ve bağlantı daha sağlıklı gerçekleşmektedir (188,189).

Rezin modifiye cam iyonomer simanların (RMCİS) çekme-kopartma kuvvetlerine olan dirençlerini ve geleneksel cam iyonomerler ile kıyaslanmasını inceleyen az sayıda araştırma bulunmaktadır. *Hinoura ve ark*, *Mitra ve ark*. araştırmalarında genel olarak RMCİS'ların geleneksel cam iyonomerlere kıyasla daha başarılı olduğunu bildirirken (190,191), *Davis ve ark*, geleneksel cam iyonomerlerin RMCİS'lara oranla daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir (192). *Davidson ve Abdalla* (199), RMCİS'larının bir özelliği olarak kabul edilen, çekme kopartma kuvvetlerine olan dayanıklılık başarısının direkt olarak RMCİS'ların okluzal kuvvetleri iyi tolere etmesi ile açıklanması gerektiğini bildirmiştir (193).

Kompomerlerin çekme dirençlerinin RMCİS'lardan daha yüksek, kompozit rezinden ise daha düşük olduğu bildirilmiştir. Ayrıca ıslak ve kuru ortamın, bu materyallerin esneklik yorgunluk sınırını değiştirmediği bildirilmiştir. *Iñalla ve arcia* *odoy*, üç kompomerin (Comglass, Dyact, Hytac Aplitip) esnekliğinin, basınca dirençlerinin ve mikrosertliklerinin bir RMCİS'dan daha yüksek, kompozit rezinden ise daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (194).

Neme ve suya karşı hassas olan RMCİS'lar sulu ve nemli ortamlarla temasa geçtiklerinde düşük elastisite modülü, düşük esneme kuvveti ve yumuşama gösterirler. Bu da fissür örtücü uygulaması sırasında başarısızlığa neden olabilmektedir (194).

*Juliana Machado* *arroso* (200), çalışmasında iki farklı rezin esaslı fissür örtücü olan Clinpro ile Fluroshield'in tükürük ile kontamine olmuş ve olmamış ortamlarda

uygulanmasından sonra kopma-bağlanma değerleri karşılaştırmıştır. Tükürük ile kontamine olmayan grupta Fluroshield daha yüksek bağlanma değeri göstermiştir. Bağlanmayı etkileyen faktörlerden birisi asit ile pürüzlendirme sonrası tükürükle kontaminasyondur. Araştırmacılar, Fluroshield'in Clinpro'dan daha başarılı olmasının nedenini Fluroshield'in yapısında bulunan inorganik doldurucuların varlığına bağlanmaktadır. İnorganik doldurucular, fissür örtücü materyalinin daha yüksek vizkositeye sahip olmasını sağlamaktadırlar (195).

*ederica apacchin (200)*, yaptığı çalışmada rezin esaslı materyal, kompomer ve rezin modifiye cam iyonomerlerin mikrogerilme bağlanma kuvvet değerleri ideal koşullarda nem kontrolü sağlandığında en yüksek bağlanma değerleri rezin esaslı materyallerin kullanıldığı grupta elde etmiştir. Resin esaslı materyal olan Clinpro Seal'in retansiyonu, mikromekanik bağlanma ve asitlenmiş poröz tabakaya resin monomerlerinin penetrasyonuna ve polimerizasyonuna dayandırmıştır (196).

*abiana odre de liveira (200)*, resin modifiye cam iyonomer siman (Vitromer) ile resin esaslı fissür örtücünün (Delton) uzun dönem klinik performansını karşılaştırmış olduğu çalışmasında resin modifiye cam iyonomer simanın fissür örtücü materyalinden daha yüksek kopma-bağlanma değerlerine sahip olduğunu bildirmiştir (197).

*Yazıcı ve ark (2009)*, fosforik asit uygulaması ile self etch adeziv sistemi uygulamasından sonra Grandio Seal'in 2 yıllık klinik başarısını değerlendirmiş oldukları çalışmalarda fosforik asit uygulamasının self etch adeziv sistemlere göre daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir (198).

*Dukic W (2009)*, farklı fissür örtücü materyallerinin (Grandio Seal, XFlow) mikrosızıntı ve fissür penetrasyonunun ozon ile etkileşimini incelemiş oldukları çalışmalarında, akışkan kompozitin adeziv sistemlerle birlikte kullanılması ile fissürlere en iyi seviyede dolayı en iyi seviyede penetre olduklarını ve mikrosızıntı değerlerindeki en düşük seviyede olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacı bu nedenle akışkan kompozitlerin fissür örtücü materyali olarak kullanılabilceğini savunmuştur (199).

*elka (2000)*, çila abrazivlerin restorasyon materyalleri ve fissür örtücüler üzerindeki etkilerini araştırmıştır. Tetric, Tetric flow, Grandio flow, Admiral seal, Grandio seal ve

İyonofil molar materyalleri kullanılmıştır. Standardize air abrazyon uygulanıp üç farklı abrazyon kullanılmıştır. Profilometri ile taranarak defektin derinliği ve yoğunluk kaybı incelenmiştir. Fissür örtücülerin abrazyona karşı direnci akışkan kompozitlerden daha başarılı bulunmuştur (200).

Fissür örtücü uygulaması öncesi oklüzal pit ve fissürlerin Er:YAG lazer ile ablasyonunun rezin-esaslı örtücülerin infiltrasyonu ve mekanik kitlenmesini sağlayabilecek yüksek derecede mikro-retantif bir yüzey oluşturup oluşturmadığı araştırılmış (60,1). Mikro retantif yüzeylerin lazer ile pürüzlendirme sonucu oluşan krater ve olukların düzensiz yayılımı ile karakterize olduğu bildirilmektedir. Sürekli dişlerde Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelerin marjinal örtücülüğünün ve pürüzlendirmenin ardından fissür örtücü uygulanmasının başarısının değerlendirildiği çok az sayıda çalışma mevcuttur.

Bu çalışmada mine pürüzlendirme tekniği olarak asidin uygulandığı grupta Clinpro Seal fissür örtücü materyalinin ortalama kopma-bağlanma değerlerinin, Grandio Seal fissür örtücü materyaline göre daha yüksek olduğu görülmüştür. Resin esaslı bir fissür örtücü olan Clinpro Seal doldurucu içermemesi nedeniyle vizkositesi yüksek bir materyaldir. Grandio Seal ise yüksek doldurucu içermesinden dolayı vizkositesi Clinpro Seal'a göre daha düşük olduğundan asit uygulanan grupta Clinpro Seal daha başarılı bulunmuştur. Lazer+ Asit uygulanan grupta 20mJ-120Hz enerji düzeyinde kopma-bağlanma değerlerindeki farklılıkların nedeni olarak enerji yükseldiği zaman aside karşı direnç oluşturması ve fissür örtücülerin retansiyonu için gerekli mine prizmalarının ortadan kalkmasına bağlı olarak düşmektedir. Bu çalışmada da 20 mJ-120 Hz enerji düzeyinde Lazer +Asit uygulanan grupta diğer pürüzlendirme teknikleri ile karşılaştırıldığında Clinpro Seal grubunun kopma-bağlanma değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunurken; Grandio Seal'da daha düşük bulunmuştur.

Mine pürüzlendirme tekniği olarak uygulanan farklı enerji düzeylerinin tamamında Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin kopma-bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını saptanmıştır. Çalışmamızın sonucunda lazerin tek başına yeterli düzeyde mine yüzeyi pürüzlendirmesini gerçekleştiremediği; her iki materyalde de lazer grubu lazer+asit uygulanan gruba göre kopma-bağlanma değerlerinin düşük olduğu saptanmıştır. Mine yüzeyi pürüzlendirme işlemi olarak fosforik asit uygulanan

grup diğer gruplara göre daha başarılı bulunmuştur. Enerji düzeyleri karşılaştırıldığında ise lineer (doğru orantılı) bir sonuç elde edilememiştir.

Günümüzde sıklıkla kullanılan çürükten koruyucu uygulamalar arasında en önemli yeri fissür örtücü materyaller almaktadır. Fissür örtücü materyallerinin mine yüzeyine adezyonunu sağlamak amacıyla uygulanan lazer ile pürüzlendirme teknikleri, son yıllarda popülerlik kazanmıştır. Ancak, mine adezyonunun sağlanabilmesi için kullanılan lazerin tipi ve uygulanan enerji düzeyi büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle, farklı tip lazerlerde doğru enerji aralığını bulmak için daha fazla çalışmanın yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Sonuç olarak; mine yüzeyine uygulanan 3 farklı pürüzlendirme yönteminin, çalışmada kullanılan fissür örtücü materyallerinin kopma-bağlanma değerleri üzerine olan etkileri karşılaştırıldığında; fosforik asit uygulaması ile mine yüzeyi pürüzlendirilmesi sonucu elde edilen kopma-bağlanma değerlerinin Er:YAG lazer ve Er:YAG lazer+fosforik asit uygulamaları ile yapılan mine yüzeyi pürüzlendirme işlemleri sonucu elde edilen kopma-bağlanma değerlerine göre daha yüksek olduğu saptanmıştır. Ayrıca çalışmanın sonucunda Er:YAG lazerin tek başına yeterli düzeyde mine yüzeyi pürüzlendirme işlemi gerçekleştiremediği, Er:YAG lazer + fosforik asit uygulanan gruplarda ise 15 mJ-120Hz, 20 mJ-80Hz enerji düzeyinde en iyi kopma-bağlanma değerlerinin elde edildiği görülmüştür.

## . SONUÇLAR

Bu çalışmanın sonuçlarına göre;

1. Her iki fissür örtücü materyalinin kopma-bağlanma değerlerinin tüm enerji düzeylerinde Er:YAG lazer ve Er:YAG lazer + fosforik asit uygulanan gruplarda fosforik asit grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük olduğu saptanmıştır.
2. Er:YAG lazer, Er:YAG lazer + fosforik asit uygulanan grupların kopma-bağlanma değerleri karşılaştırıldığında Er:YAG lazer+fosforik asit grubunun daha yüksek kopma-bağlanma değerlerini gösterdiği saptanmıştır.
3. Er:YAG lazer+fosforik asit uygulanan gruplarda Grandio Seal ve Clinpro Seal fissür örtücü materyallerinin ortalama kopma-bağlanma değerleri karşılaştırıldığında Grandio Seal'in daha yüksek değerler verdiği görülmüştür.
4. Fosforik asit uygulanan grupta ise Clinpro Seal'in kopma-bağlanma değerlerinin Grandio Seal'a göre yüksek olduğu belirlenmiştir.
5. Er:YAG lazer+fosforikasit ile mine yüzeyi pürüzlendirilen gruplarda en yüksek kopma-bağlanma değerleri 15Mj-120 Hz ve 20 MJ-80 Hz enerji düzeylerinde elde edildiği saptanmıştır.

## 7. KAYNAKLAR

1. Borsotto Mc, Corona SA, Dibb RG, Romos RP. Microleakage of a resin sealant after acid-etching, ER:YAG laser irradiation and air-abrassion of pits and fissures. *J Clin Laser Med Surg.* 19(2):83-87, 2001.
2. Newburn E. Preventing dental caries: current and prospective strategies *J Am Dent Assoc.* 123(5)68-73, 1992.
3. Pardi V, Sinhoreti MA, Pereira AC. İn-vitro evaluation of microleakage of different materials used as pit and fissure sealants. *Braz Dent J.* 17(1):49-52, 2006.
4. Simonsen RJ. Pit and fissure sealant: review of the literature. *Pediatr Dent.* 24(5):393-414, 2002.
5. Ripa LW. Sealants revisited: an update of the effectiveness of pit-and-fissure sealants caries Res. 27 suppl 1:77-82, 1993.
6. Simonsen RJ. Retention and effectiveness of dental Sealant after 15 years. *J Am Dent Assoc.* 122(10)34-42, 1991.
7. Hicks MJ, Flait CM. Epidemiology of dental cares in the pediatric and adolescent population: a review of past and current trends. *J Clin Pediatr Dent.* 18(1)43-9, 1993.
8. Cehreli SB, Güngör HC, Karabulut E. Er Cr:YSGG laser pretreatment of primary teeth for bonded fissure sealant application: a quantitative microleakage study *J Adhes Dent.* 8(6);381-6, 2006
9. Pereira AC, Costellanos RA, da Silva SR, Meneghim MC. Oral health and periodontal status in Brazilian elderly. *Braz Dent.* 7(2):97-102, 1996
10. Kaste LM, Selwitz RH, Oldakowski RJ, Brunelle JA, Brown LJ. Coronal caries in the primary and permanent dentition of children and adolescents 1-17 years of age: united state. *J Dent Res.* 75 spec No:631-41, 1996.
11. Solama FS, Al-Hommad NS. Marginal seal of sealant and compomer materials with and without enameloplasty. *Int J Paediatr Dent.* 12(1):39-46, 2002.
12. Burrow MF, Makinson O. Pits and fissures: remnant organic debris after acid-ething. *ASDC J Dent Child.* 57(5):348-511, 1990.
13. Andlaw RJ, Rock W. Pit and Fissure Sealants A Manuel of Pediatric Dentistry. Fourth ed. Edinburgh, London, New York, Toronto: Churchill Livingstone. 57-65, 1996.
14. Burrow MF, Burrow JF, Makinson OF. Pits and fissures etch resistance in prismless enamel walls. *Aust Dent J Dent.* 46(4):258-62, 2001.

15. Oho T, Morioka TA. Possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.* 24(2):86-92, 1990.
16. Üşümez S, Orhan M, Üşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er Cr:YSGG hidrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 122(6):649-56, 2002.
17. Borsotto MC, Corona SA, Remos RP, Liporaci JL, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Microleakage at sealant/enamel interface of primary teeth; effect of Er:YAG laser ablation of pits and fissures. *J Dent Child.*71(2):143-7, 2004.
18. Drummond JL, Wigdor HA, Walsh JT. Sealant bond strengths of CO<sub>2</sub> laser-etched versus acid-etched bovine enamel. *Lasers Surg Med.* 27(2):111-8, 2000.
19. Hossain M, Nakamura V, Tamaki Y, Matsumoto K. Atomic analysis and Knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er: Cr:YSGG laser irradiation in vitro. *J Oral Rehab.* 30(5):515-21, 2003
20. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. *Clin North Am.* 44(4):717-52, 2000.
21. Von Frounhofer JA, Allen DJ, Orbell GM. Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthod.* 63(1):73-6, 1993.
22. Liberman R, Segal T, Nordenberg D, Serebo L. Adhesion of composite materials to enamel: comparison between the use of acid and laser as pretreatment. *Lasers Surg Med.*4(4):323-7, 1984.
23. Walsh LJ, Aboud D, Brockhust PJ. Bonding of resin composite to carbon dioxide laser-modified human enamel. *Dent Mater.*10(3):162-6, 1994.
24. Melendez EJ, Ar Coria CJ, Dewald JP, Wagner MJ. Effect of laser-etch on bond strengths of glass ionomers. *J Prosthet Dent.*67(3):307-12, 1992.
25. Lee BS, Hsieh TT, Lee YL, Lon WH, Hsu YJ. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthod.*73(5):565-70, 2003.
26. Mercer C. Lasers in dentistry: a Review. Part 1. *Dental Update.* 23:74-80, 1996.
27. Benlioğlu . Diş Hekimliğinde Altın Işık Lazer. *Dental Medya.*6:20-3, 2005.
28. Yazıcı A, Dayangaç B. Dişhekimliği ve Lazer. *Hacettepe Dişhek Fak Der.*23(1):20-29. 1998.
29. Mainman T. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature.* 187:493-4, 1960.
30. Vahl J. Laser and its application in dentistry. *Hippokrates.* Dec;42(4):488-506, 1971.



31. Kantola S, Laine E, Tarna T. Laser-induced effects on tooth structure. VI. X-ray diffraction study of dental enamel exposed to a CO<sub>2</sub> laser. *Acta Odontol Scand.* Dec.31(6):369-79, 1973.
32. Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology. *Int Dent J.* Dec;40(6):323-32, 1990.
33. Paghidawala A. Application of the erbium:YAG laser on hard dental tissues: measurement of the temperature changes an depths of cut. *Lasers in medicine, Surg Dent Proc.* 64:192-201, 1988.
34. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate *Lasers Surg Med.*9(4):338-44, 1989.
35. Myers TD. What lasers can do for dentistry and you? *Dent Manage.* Apr.29(4):26-8, 30, 1989.
36. Van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am.* Oct;48(4):1017-59, 2004.
37. Wigdor H, Walsh J, Isuri S. Lasers in Dentistry. *Lasers Sur. Med.*16:103-33, 1995.
38. Myers TD. Laser in Dentistry: Their application in clinical practice. *J Am Dent Asoc.* 122:46-50, 1991.
39. H.Haken, H.C. Wolf. Atom ve kuantum fiziği. Değişim Yayınları Adapazarı.13-24, 2000.
40. Akgün B. Dişhekimliğinde Lazer. *Denta Life.* 9:14-19, 2004.
41. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am.* 48(4):751-70, 2004
42. The Columbia Electronic Encyclopedia. New York: Columbia University Press. 2003.
43. Koort Hans J., Frentzen Matthias. Laser Effects on Dental Hard Tissues. In: Miserendino Leo J, Pick Robert M. *Lasers in Dentistry.* Chapter Four, 1995.
44. Morritaz A, Schoop U, Starassl M, Wintner C. Cavity Preperation. In: Moritz Andreas. *Oral Laser Application.* 75-138, 2006.
45. Myers Terry D. The Future of Lasers in Dentistry. *Dental Clinics of North America.*44(4):971-80, 2000
46. Manni Jeffrey G. Dental Applications of Advanced Laser. 5-19,5-20,5-22, 2004.
47. Hiroshi T, Akihiro I, Junji K. Effective Ablation of Enamel Using Er:YAG Laser. *The Bulletin of Tokyo Dental College.*46-8, 2005.

48. Shantanu L, Steven C. *Pediatric Diş Hekimliğinde Lazerler*. Dental Tribune. Turkish Edition.1(6):12-13, 2004.
49. Lin S, Caputo A, Eversole LR, Rizoui I. Topographical Characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *J Prosthet Dent*.82:451-5, 1999.
50. Staninec M, Xie J, Le C Q, Fried D. Influence of an optically thick water layer on the bond-strength of composite resin to dental enamel after IR laser ablation. *Lasers Surg Med*. 33(4):264-269, 2003.
51. Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Laser Surg Med*. 20(1):32-8, 1997.
52. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent*. 26(4):377-82, 2002.
53. Takamori K, Furukawa H, Morikawa Y, Katayama T. Basic study on vibrations during tooth preparations caused by high-speed drilling and Er:YAG laser irradiation. *Lasers Surg Med*.32(1):25-31, 2003.
54. Keller U, Hibst R. Ablative effect of an Er:YAG laser on enamel and dentin. *Dtsch Zahnärztl Z*. Aug. 44(8):600-2, 1989.
55. Evans DJ, Matthews S, Pitts NB, Longbottom C, Nugent ZJ. A Clinical evaluation of an Er:YAG laser for dental cavity preparation. *Br Dent J*. 24:677-9, 2000.
56. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT, Jr. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res*.75(1):599-605, 1996.
57. Martinez-Insuma A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penin UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*.84(3):280-8, 2000.
58. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg*. Jun. 17(3):105-9, 1999.
59. Borges DG, WI, Brugnera A. A SEM comparison of Er:YAG pulsed and CO<sub>2</sub> superpulsed lasers on deciduous teeth enamel. *J Dent Res*. (8):496, 1999
60. Lupi-Pegurier L, Bertrand Mf, Muller-Bolla M, Rocca JP. Comparative study of microleakage of a pit and fissure sealant placed after preparation by Er:YAG laser in permanent molars. *J Dent Child*.70(2):134-8, 2003.

61. Eversole LR, RizoIU I, Kimmel AI. Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium:YSSG laser powered hydrokinetic system. *J Am Dent Assoc.* 128(8):1099-106, 1997.
62. Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA. A laser- powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *J Am Dent Assoc.* 131(6):777-85, 2000.
63. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc.* 135(2):204-12, 2004
64. Attrill DC, Davies RM, King TA, Dickinson MR, Blinkhorn AS. Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulpa quantitative evaluation of the effects of a water spray. *J Dent.* 32(1):1-8, 2004.
65. Walsh LJ. Split-mouth study of sealant retention with carbon dioxide laser versus acid etch conditioning. *Aust Dent j.* 41(2):124-7, 1996.
66. Azevedo RLK, Marines NS, Daniel P. Carbon dioxide laser in dental caries prevention. *Journal of Dentistry.* 32: 531-40, 2004.
67. Blankenaun RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeir WW, Cavel WT. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent.* 4(1):40-2, 1991
68. Eliot RD, Roberts MW, Burkes J., Philips C. Evaluation of carbondioxide laser on vital human pulp tissue. *American Academy of Ped.Dent .* 21:327-331, 1999
69. Denbesten P.K., White J.M., Pelino J.E.P., Silveria A. The safety and effectiveness of an Er:YAG laser for caries removal and cavity preparation in children. *Med Laser Appl.* 16: 215-222, 2001
70. Kato J, Jayawardena JA, Wijeyeweera RL, Moriya K. Application of a CO<sub>2</sub> laser for oral soft tissue surgery in children in Sri Lanka- introduction of laser through activities of aid to a developing country *Kokubyo Gakkai Zasshi.* 69(1):34-8, 2002
71. Kato J, Moriya K, Jayawardena JA. Clinical application of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *J Clin Laser Med Surg.* Jun;21(3):151-5, 2003
72. Birardi V, Bossi L, Dinoi C. Use of the Nd:YAG laser treatment of early childhood caries *Eur J Paediatr Dent* 5(2):98-101, 2004
73. Boj J, Galofre N, Espana A, Espasa E. Pain perception in pediatric patients undergoing laser treatments. *The J of Oral Laser Application.* 5(2):85-89, 2005
74. Mendes FM, Siqueira WL, Mazzitelli JF, Pinheiro SL. Performance of diagenodent for detection and quantification of smooth surface caries in primary teeth. *J of Denti.* 33, 79-84, 2005

75. Virajsilp V, Thearmontree A, Aryatawong S, Paiboonwarachat D. Comparison of proximal caries detection in primary teeth between laser fluorescence and bitewing radiography. *Pediatr Dent*. Nov- Dec.27(6):493-9, 2005
76. Liu JF. Effects of Nd:YAG laser pulpotomy on human primary molars. *J Endod*. 32(5):404-7, 2006
77. Lee H, Ocumpaugh DE, Swartz M. Sealing of development pits and fissures II Fluoride release from flexible fissure sealant. *J Dent Res*.51(1),183-90, 1972.
78. Gökalp A, Fissür örtücüler Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi,1(2),33-39,1991
79. Hyatt TP. Prophylactic Odontotomy. *The Dental Cosmos*.65,234-241,1923
80. Bodecker CF, The eradication of enamel fissures. *Dent Items Int*,51,859-886,1929
81. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface, *J Dent Res*.34(6), 849-53,1955
82. Cueto El and Buonocore MG. Sealing of pits and fissures with an adhesive resin: its use in caries prevention. *J Am Dent Assoc* 75,121-128, 1967
83. Craig RG *Restorative Dental Materials*, Mosby-Year Book, Inc Courier Westford Inc, USA 1997
84. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int*,25(9),587-9, 1994
85. Bowen RL. Composite and sealant resins-past, present and future. *Pediatr Dent Mar*;4(1),10-5,1982
86. Pinkham JR. *Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence* W.B. Saunders Company, USA. 1994.
87. Eronat N. Fissür örtücülerin diş çürüklerinin önlenmesindeki yeri. *İzmir Dişhekimliği Odası Dergisi*, 1995
88. Kitae P, Georgescu M, Scherer W. Comparison of shear strength, fracture patterns, and microleakage among unfilled, filled and fluoride releasing sealants. *Pediatric Dent*, 15: 418-421, 1993
89. Raws HR, Zimmerman BF. Fluoride-exchanging resins for caries protection. *Caries Res*, 17: 32-43, 1983.
90. Hicks MJ, Flaitz CM, Garcia-Godoy F. Fluoride-releasing sealant and caries-like enamel lesion formation in-vitro. *J Clin Pediatr Dent*, 24(3):215-219, 2000.

91. Jensen OE, Billings RJ, Featherstone JD. Clinical evaluation of Fluoroshield pit and fissure sealant. *Clin Prev Dent*, Oct-Nov12(4):24-27, 1990
92. Tanaka M, Matsunaga K, Kadoma Y. Use of fluoride-containing sealant on proximal surfaces. *J Med Dent Sci*, Mar47(1):49-53, 2000.
93. Carisson A, Petersson M, Twetman S. 2-year clinical performance of a fluoride-containing fissure sealant in young schoolchildren at caries risk. *Am. J Dent*. Jun;10(3):115-9, 1997.
94. Rock WP, Foulkes H, Perry H, Smith AJ. A comparison study of fluoride-releasing composite resin and glass ionomer materials used as fissure sealants. *J Dent*. 24(4):275-280, 1996.
95. Bravo M, Garcia-Anllo J, Baca P, Llorda JC. A 48-month survival analysis comparing sealant with fluoride varnish in 6- to 8-year-old children. *Com Dent Oral Epidem*. 25: 247-250, 1997.
96. McCabe JF, Walls AWG. Adhesive Restorative Materials: Bonding of resin based Materials In: McCabe JF, Walls AWG, editor. *Applied Dental Materials*. Cambridge Blackwell Science. 189-201, 1998
97. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*.25(6):435-40, 1997.
98. Geiger SB, Gulayev S. Improving fissure sealant quality: mechanical preparation and filling level. *J Dent* 28(6):407-12, 2000.
99. Gutknecht N, Apel C, Schafer C. Microleakage of composite filling in Er Cr:YSGG laser prepared class II cavities. *Laser Surg Med*. 28(4):371-4, 2001
100. Jensen OE, Perez –Diez F, Handelman SL. Occlusal wear of four pit and fissure sealants over two years. *Pediatr Dent*. 7(1)23-9, 1985.
101. Feldens EG, Feldens CA. Invasive technique of pit and fissure sealant in primary molar: a SEM study. *J Clinic Pediatr Dent* 18(3):187-90, 1985.
102. Soderholm KJ, Mariotti A. BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc* 130(2):201-9, 1999
103. Fung EY, Ewoldsen NO, St Germain HA. Pharmacokinetics of bisphenol A released from a dental sealant. *J Am Dent Assoc*. 131(1):51-8, 2000
104. Wilson AD, Kent BE. The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *J Appl Chem Biotechnol*, 21: 213-320, 1971.
105. Maldonado A, Swartz ML, Phillips RW. An in vitro study of certain properties of a glass ionomer cement. *JADA*, 96: 785-791, 1978

106. Croll TP. Glass ionomers for infants, children and adolescents. *J Am Dent Assoc*, 120: 65-68, 1990.
107. Croll TP. Glass ionomers and Esthetic Dentistry: What the new properties mean to dentistry. *J Am Dent Assoc*, 123: 51-54, 1992
108. Brackett WW, Robinson PB. Composite resin and glass-ionomer cement: current status for use in cervical restorations. *Quint Int*, 21(6): 445-447, 1990
109. Welbury R, Raadal M, Lygidakis NA. EAPD guidelines for the use of pit and fissure sealants. *J Paediatr Dent*, 3: 179-184, 2004
110. Williams JA, Billington RW, Pearson GJ. A long term study of fluoride release from metal-containing conventional and resin-modified glass-ionomer cements. *J Oral Rehabil*, 28(1):41-47, 2001
111. Khouw-Liu VHW, Anstice HM, Pearson GJ. An in vitro investigation of a poly(vinyl phosphoric acid) based cement with four conventional glass-ionomer cements. Part 1: flexural strength and fluoride release. *J Dent* 27: 351-357, 1999.
112. De Moor RJG, Verbeeck RMH, Maeyer EAP. Fluoride release profiles of restorative glass ionomer formulations. *Dent Mater* March12:88-95, 1996
113. Grobler SR, Rossouw RJ, Kotze JVW. A comparison of fluoride release from various dental materials. *J Dent*, 26(3):259-265, 1998
114. Nunn JH, Murray JJ, Smallridge J. British society of paediatric dentistry: a policy document on fissure sealants in paediatric dentistry. *Int J Paediatr Dent*, 10: 174-177, 2000.
115. Forss H, Saarni UM, Seppa L. Comparison of glass-ionomer and resin-based fissure sealants: a 2-year clinical trial. *Community Dent Oral Epidemiol* 22: 21-24, 1994.
116. Mejare I, Mjor IA. Glass ionomer and resin-based fissure sealants: a clinical study. *Scand J Dent Res*, 98: 345-350, 1990
117. Williams B, Winter GB. Fissure sealants. *Brit Dent J*, 150:183-187, 1981.
118. Ovrebo RC, Raadal M. Microleakage in fissures sealed with resin or glass ionomer cement. *Scand J Dent Res* 98: 66-69, 1990.
119. Murray JJ. Fluoride and dental caries. In: Murray JJ, Nunn JH, Steele JG. *Prevention of Oral Disease*, (4th ed) New York Oxford University Press, s:37-60, 1996.
120. Weintraub JA. The effectiveness of pit and fissure sealants. *J Public Health Dent* 49(5Spec no):317-30, 1989

121. De Luca- Fraga LR, Pimenta LA. Clinical evaluation of glassionomer/resin based hybrid materials used as pit and fissure sealants. *Quintessence Int* 32(6):463-8,2001
122. Cildir SK, Sandalli N. Fluoride release/uptake of glass-ionomer cements and polyacid-modified composite resins *Dent Mater J*. 2005 Mar;24(1):92-7.
123. Glavina D, Luli -Duki O, Juri H, Duki W. Factors predisposing to early childhood caries (ECC) in children of pre-school age in the city of Zagreb, Croatia. *Coll Antropol. Jun*; 25(1):297-302, 2001.
124. <http://nanoturkiye.net>
125. <http://www.genbilim.com>
126. Dresch W. Clinical evaluation of a nanofilled composite in posterior teeth: 12-month results. *Operative Dentistry*.31-4,409-417, 2006
127. Sumita B, Mitra, Ph.D. M.Sc., Dong WU, Ph.D. and Brian NH, Ph.D. An application of nanotechnology in advanced dental materials, 3M ESPE Dental Products, 2003
128. Turssi CP. Wear and fatigue behavior of nano-structured dental resin composites *J Biomed Mater Res B Appl Biomater. Jul*.78(1):196-203, 2006.
129. Trussi CP. Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures *Dent Mater. Jul*;21(7):641-8, 2005.
130. Gwinnett AJ, Smith DC. Fissure sealants. In: Smith DC, Williams DF, editor. *Biocompatibility of Dental Materyals*. Boca Raton, Florida p.15-49,1982.
131. Juergen Manhart DDS, Karin Christine Huth DDS, Hong-Yan Cinen DDS. Influence of the pretreatment of occlusal pits and fissures on the retention of a fissure sealant. *Am J Dent*. 17:12-18, 2004.
132. Swift EJ, Jr., Perdiago J. Bonding to enamel and dentin :a brief history and state of the art, *Quintessence Int* 22(1):95-110,1995
133. Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 100(1):72-9,1991
134. Hatibovic –Kofman S, Wright GZ. Mikroleakage of sealants after conventional, bur and air abrasion preparation of pits and fissures. *Pediatr Dent* 20(3):173-6,1998
135. Luke LS. Restorative Technnics. In: Barber TK, Luke LS, editor. *Pediatric Dentistry*. Boston, Bristol, London: PSG inc; p.145-55,1982.
136. Hadad R, Hobson RS, McCabe JF. Micro-tensile bond strength to surface and subsurface enamel. *Dent Mater* 22(9):870-4, 2006.

137. Johnston CD, Burden DJ, Hussey DL, Mitchell CA. Bonding to molars the effect of etch time (an in vitro study). *Eur J Orthod.*20(2):195-9, 1998.
138. Boj Jr, Martin AM, Espasa E, Cortes O. Bond strength and micro morphology of a self-etching primer versus a Standard adhesive system with varying etching times in primary teeth. *Eur J Paediatr Dent.*5(4):233-8, 2004.
139. Duggal MS, Tahmassebi JF, Toumba KJ, Mavromati C. The effect of different etching times on the retention of fissure sealants in second primary and first permanent molars. *Int J Paediatr Dent.* 7(2):81-6, 1997.
140. Vrbic V. Retention of a fluoride-containing sealant on primary and permanent teeth 3 years after placement. *Quintessence Int* 30(12):825-8, 1999.
141. Feigal RJ, Musherure P, Gillespie B, Levy-Polack M, Quelhas I, Hebling J. Improved sealent retention with bonding agents: a clinical study of two-bottle systems. *J Dent Res.*79(11):1850-6, 2000.
142. Feigal RJ, Donly KJ. The use of pit and fissure sealants. *Pediatr Dent.* 28(2):143-50; 92-8, 2006.
143. Cehreli ZC. Altay N. Etching effect of 17% EDTA and a non-rinse conditioner (NRC) on primary enamel and dentin. *Am J Dent.*13(2):64-8, 2000.
144. Hosoya Y, Kawashita Y, Yoshida M, Suefuji C, Marshall GW, Jr. Fluoridated light-activated bonding resin adhesion to enamel and dentin: primary vs. permanent. *Pediatr Dent.* 22(2):101-6, 2000.
145. Donnan MF, Ball IA. A double-blind clinical trial to determine the importance of pumice prophylaxis on fissure sealant retention *Br Dent J.* Oct 22;165(8):283-6, 1988.
146. Moshonov J, Stabholz A, Zyskind D, Sharlin E, Peretz B. Acid-etched and erbium: yttrium aluminium garnet laser-treated enamel for fissure sealants: a comparison of microleakage. *Int J Pediatr Dent.* 5(3):205-9, 2005.
147. Ellis RW, Latta MA, Westerman GH. Effect of air abrasion of restorations prepared with air abrasion. *Pediatric Dent.*14(3):316-9, 1999.
148. Wright GZ, Hatibovic-Kofman S, Millenaar DW, Braverman I. The safety and efficacy of treatment with air abrasion technology. *Int J Pediatr Dent.*9(2):133-40, 1999.
149. Moritz A, Gutknecht N, Schoop U, Goharkhay K, Wernisch J, Sperr W. Alternatives in enamel conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. *J Clin Laser Med Surg.*14(3):133-6, 1996.
150. Chan DC, Summitt JB, Garcia-Godoy F, Hilton TJ, Chung KH. Evaluation of different methods for cleaning and preparing occlusal fissures *Oper Dent.* Nov-Dec;24(6):331-6, 1999.



151. ISO/TS 11405 Dental materials – Testing of adhesion to tooth structure second edition 2003-02-01
152. Beun S, Bailly C, Deucux J, Leloup G. Rheological properties of flowable resin composite and pit and fissure sealant. *Dent Mater.* 24(4):548-55, 2008.
153. Fowler BO, Kuroda S. Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcif Tissue Int.* 38(4):197-208, 1986.
154. Üşümez A AF. Farklı asitler ve Er: Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine uygulanan porselen laminate veneerlerin makaslama bağlantılarının karşılaştırılması. *T Klin Diş. Hek. Bil.* 9(1):1-8, 2003.
155. Meurman JH, Voegel JC, Rauhamaa-Makinen R. Effects of carbon dioxide, Nd: YAG combination lasers at high energy densities on synthetic hydroxyapatite. *Caries Res.* 26(2):77-83, 1992.
156. Ganesh M, Shobha T. Comparative evaluation of the marginal sealing ability of Fuji VII and Concise as pit and fissure sealants *J Contemp Dent Pract.* May 1;8(4):10-8, 2007.
157. Papacchini F, Gorracci C, Sadek FT, Monticelli F, Garcia-Godoy F. Microtensile bond strength to ground enamel by glass-ionomers, resin modified glass-ionomers and resin composites used as pit and fissure sealants. *J dent.* 33(6):459-67, 2005.
158. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyos MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater.* 14(3):212-21, 1998.
159. Betamar N, Cardew G. Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *J Adhes. Dent.* 9(2):159-68, 2007.
160. Conniff JN, Hamby GR. Preparation of primary tooth enamel for acid conditioning. *ASDC J Dent Child.* May-Jun. 43(3):177-9, 1976.
161. Nordenvall KJ, Brännström M, Malmgren O. Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth. A comparison between 15 and 60 seconds of etching. *Am J Orthod.* Jul. 78(1):99-108, 1980.
162. Tandon S, Kumari R, Udupa S. The effect of etch-time on the bond strength of a sealant and on the etch-pattern in primary and permanent enamel: an evaluation. *ASDC J Dent Child.* May-Jun; 56(3):186-90, 1989.
163. Hosoya Y. The effect of acid etching times on ground primary enamel. *J Clin Pediatr Dent.* Spring. 15(3):188-94, 1991
164. Peutzfeldt A, Nielsen LA. Bond strength of a sealant to primary and permanent enamel: phosphoric acid versus self-etching adhesive. *Pediatr Dent.* May-Jun. 26(3):240-4, 2004.

165. Torres CR Silva GO, Barcellos DC, Pucci CR, Borges AB. Longitudinal bond strength evaluation using the deproteinized dentin technique. *Gen Dent.* Jul-Aug;57(4):328-33, 2009.
166. Lepri TP, Souza-Gabriel AE, Atoui JA, Palma-Dibb RG, P cora JD, Milori Corona SA. Shear bond strength of a sealant to contaminated-enamel surface: influence of erbium: yttrium-aluminum-garnet laser pretreatment *J Esthet Restor Dent.*20(6):386-92, 2008.
167. Brulat N, Leforestier E, Rocca JP, Darquet-Cerretti E, Bertrand MF. Shear bond strength of self-etching adhesive systems to Er:YAG laser-prepared dentine with and without pulpal pressure simulation. *Photomed Laser Surg.* Dec. 26(6):579-83, 2008.
168. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *J Dent.* Sep.27(7):523-30, 1999.
169. Barkmeier WW, Los SA, Triolo PT Jr. Bond strengths and SEM evaluation of Clearfil Liner Bond 2. *Am J Dent.* Dec.8(6):289-93, 1995.
170. Lessa FC, Mantovani CP, Barroso JM, Chinelatti MA, Palma-Dibb RG, P cora JD, Borsatto MC. Shear bond strength to primary enamel: influence of Er:YAG laser irradiation distance. *J Dent Child (Chic).* Jan-Apr;74(1):26-9, 2007.
171. A.E.Souza-Gabriel, M.A. Chinelatti, M.C. Borsatto, J.D.Pecora. SEM analysis of enamel surface treated by Er:YAG laser:influence of irradiation distance.*Microsc. Res. Tech:*71:536-541, 2008.
172. RizoIU IM, Eversole LR, Kimmel Al. Effects of an erbium, chromium:yttrium, scandium, gallium,garnet laser on mucocutaneous soft tissues.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*82(4):386-95, 1996.
173. Ariyaratnam MT, Wilson MA, Mackie IC. Acomparison of surface roughness and composite/enamel bond strength of human enamel following the application of the Nd:YAG laser and etching with phosphoric acid.*Dent Mater.*13(1):51-5, 1997.
174. Fuhrmann R,Gutknecht N, Maginski A, Lampert F, Diedrich P. Conditioning of enamel with Nd:YAG and CO2 dental laser systems and with phosphoric acid. An in-vitro comparison of the tensile bond strength and the morphology of the enamel surface. *J Orofac Orthop.* Sep;62(5):375-86, 2001.
175. De Munck J, Von Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P,Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium: YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin *Eur J Oral Sci.* Aug;110(4):322, 2002.
176. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater.* Jul; 21(7):616-24, 2005.

- 177.** Chimello-Sousa DT, da Souza AG, Chinelatti MA, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Influence of Er:YAG laser irradiation distance on the bond strength of restorative system to enamel. *J Dent.*34(3):245-51, 2006.
- 178.** Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Garcia-Godoy F, Flaitz C, Hicks J. ER-YAG laser pretreatment effect on in vitro secondary caries formation around composite restorations. *Am J Dent.* Feb;14(1):46-9, 2001.
- 179.** Wanderley RL, Monghini EM, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Shear bond strength to enamel of primary teeth irradiated with varying Er:YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology: an in vitro study. *Photomed Laser Surg.* Jun;23(3):260-7, 2005.
- 180.** P Francescut, A Lussi. Performance of conventional sealant and a flowable composite on minimally invasive prepared fissures. *Opert. Dent.* 31-5;543-550, 2006.
- 181.** Akyıl MS, Yılmaz A, Karaaliğlu OF, Duymuş . Shearbond strength of repair composite resin to an acid etched and a laser-irradiated Feldspathic ceramic surface. *Photomed Laser Surg* 2009
- 182.** Regan D, Van Noort R. Bond strenghts of two integral bracket –based combined an in-vitro comparison with foilmsh. *Eur J. Orthod:*11(2):144-53, 1989.
- 183.** Pecora N, Yaman P, Dennison J, Herrero A. Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. *J. Prosthet Dent.* 88(5):511-5, 2002.
- 184.** Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness and co-concentration vs. bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater.* 8(4):229-33, 1992.
- 185.** Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent.* Oct;72(4):355-9, 1994.
- 186.** Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater.* Jun;14(3):194-201, 1998.
- 187.** Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Carvalho R. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.*10(4):236-40, 1994.
- 188.** Miguez PA, Pereira MP, Swift EJ Jr. One year tensile bond strengths of two self etching primers to bovine enamel. *J Esthet Restor. Dent:*16(4);24-8, 2004.
- 189.** Nakfoor B, Yaman P, Dennison J, Herrero A. Effect of a light-emitting diode on composite polymerization shrinkage and hardness. *J Esthet Restor Dent:*17(2):110-6, 2005.

190. Hinoura K, Miyazaki M, Onose H. Dentine bond strength of light cured glass ionomer cement. *J Dent Res.*70:1542-1544, 1991.
191. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of light cured glass-ionomer liner/based. *J Dent Res.* 70:72-74, 1991
192. Davis E.L., Yu X, Joynt R.B., Wiecekowski J, Gradono L. Shear strength and microleakage of light cured glass ionomer. *Am J Dent.*6:127-29, 1993.
193. Davidson CL, Abdalla AI. Effect of occlusal load cycling on the marginal integrity of adhesive Class V restorations. *Am J Dent.* Apr;7(2):111-4, 1994.
194. El-Kalla IM, Garcia-Godoy F. Bond strength and interfacial micromorphology of compomers in primary and permanent teeth. *Int J Pediatr. Dent.* 8(2):103-114, 1998.
195. Juliana Machado Barroso, DDS, MS, Fernando Campos Rosetti Lesso DDS, Carolina Paes Torres DDS. Shear bond strength of pit and fissure sealants to saliva-contaminated and noncontaminated enamel. *J Dent Child.*72: 95-99, 2005.
196. Federica Papacchini, Alvaro H.Cury, Cecilla Gorracci. Non invasive pit and fissure sealing: microtensile bond strength to intact bovine enamel of different pit and fissure sealants in a simplified fissure model. *J Adhes Dent.* 8:375-380, 2006.
197. Fabiana Sodrede Oliveira, DDS, MS, Maria Aparecida de Andrade Moreira Machodo, DDS, MS. Resin modified glass-ionomer cement and a resin-based material as occlusal sealants: a longitudinal clinical performance. *J Dent Child.*75: 134-43, 2008
198. Yazıcı Ar, Karaman E, Basera M. Clinical evaluation of a nanofilled fissure sealant placed with different adhesive systems: 24 month results. *Oper Dent.*34(6):642-7, 2009.
199. Dukic W, Dukic OL, Milardovic S. The influence of healozone on microleakage and fissure penetration of different sealing materials. *Coll Antropol.* 33(1);157-62, 2009.
200. Pelka MA, Altmaier K, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of air-polishing abrasives on wear of direct restoration materials and sealants *J Am Dent Assoc.* Jan;141(1):63-70, 2010.

## ÖZGEÇMİŞ

Azize Berna Mercangöz 04.03.1979 yılında İstanbul'da doğmuştur. İlköğrenimini Maçka İlköğretim Okulu'nda, lise öğrenimini Terakki Vakfı Özel işli Terakki Lisesi'nde tamamlamıştır. 2005 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun olmuştur. 2006 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda master programına başlamıştır.

<b>Resim 23.</b>	Field Emission elektron mikroskobu (JEOL JSM 6335 F).....	56
<b>Resim 24.</b>	Asit uygulanmış mine yüzeyi SEM görüntüsü (x500).....	65
<b>Resim 25.</b>	15 mJ-120Hz enerji düzeyinde Lazer uygulanan mine yüzeyi SEM görüntüsü (x500).....	66
<b>Resim 26.</b>	15 mJ-120Hz enerji düzeyinde Lazer+Asit uygulanan mine yüzeyi SEM görüntüsü (x500).....	66
<b>Resim 27.</b>	C3b gurubunda karışık kopmaları gösteren yüzeyin SEM görüntüsü (x80).....	67
<b>Resim 28.</b>	C3b gurubunda karışık kopmaları gösteren yüzeyin SEM görüntüsü (x1.000)..	67
<b>Resim 29.</b>	C3c gurubuna ait bir örnekte materyelden kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x80).....	68
<b>Resim 30.</b>	C3c gurubuna ait bir örnekte materyelden kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x1.000).....	68
<b>Resim 31.</b>	C3e gurubuna ait bir örnekte materyalden kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x1.000).....	69
<b>Resim 32.</b>	G2d gurubuna ait bir örnekte karışık kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x80)..	70
<b>Resim 33.</b>	G2d gurubuna ait bir örnekte karışık kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x1.000).....	70
<b>Resim 34.</b>	G3c gurubuna ait bir örnekte materyalden kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x80).....	71