

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

**GELENEKSEL YÖNTEMLE VE LAZERLE
HAZIRLANAN 5. SINIF KAVİTELERDE,
KOMPOZİT MATERYALLERİN
UYGULANMASI SONRASI GÖRÜLEN
MİKROSIZINTININ VE MİKROTENSİL
BAĞLANMA DAYANIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI VE KAVİTE
RESTORASYON YÜZEYLERİNİN SEM İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ
BURCU TOYDEMİR

DANIŞMAN
Prof. Dr. MÜBİN SOYMAN

İSTANBUL 2009

ÖZET

Bu in vitro çalışmanın amacı, geleneksel yöntem ve lazer ile hazırlanan 5. Sınıf kavitelere kompozit materyallerinin uygulanması sonrası görülen mikrosızıntı ve mikro tensile bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması ve kavite-restorasyon yüzeylerinin SEM ile değerlendirilmesidir.

Çalışmada 96 adet çürüksüz, herhangi bir restorasyon içermeyen ortodontik amaçlı çekilmiş küçükazı dişleri kullanılmıştır.

32 tane küçükazı diş rastgele seçilerek 2 guruba ayrılmıştır. Birinci grupta, her bir dişin bukkal yüzünde Er:YAG lazer ile, lingual/palatinal yüzeylerinde ise aeratör- mikromotor ile, 3mm yüksekliğinde, 4mm eninde ve 2mm derinliğinde 5. sınıf kavite hazırlanmıştır. İkinci grupta ise her bir dişin lingual/palatinal yüzünde Er:YAG lazer ile, bukkal yüzeylerinde ise aeratör- mikromotor ile 5. sınıf kavite hazırlanmıştır. Sonuç olarak, lazer ile 32 adet , geleneksel yöntemle 32 adet kavite meydana getirilmiştir.

Hazırlanan dişlerden her alt grupta 8 kavite (4 bukkal+ 4 lingual) olacak şekilde 4 alt grup oluşturulmuştur.

Kavite, 4 farklı kompozit materyaliyle (Clearfil Majesty Posterior, Silorane, Amaris ve Filtek Z250) üretici firmaların adeziv sistemleri ile kullanım önerileri doğrultusunda restore edilmiştir.

Dişler 24 saat distile suda bekletildikten sonra, 5°-55° C arasında 1000 kez termosiklus uygulanmış, bu işlem sonrasında örnekler %0.5'lik bazik fuksin çözeltisi içerisinde 24 saat bekletilmiştir.

Dişler, bukkal ve lingual/palatinalde hazırlanan kaviteyi birbirinden ayırmak için kesit alma cihazı ile mesiyö-distal yönde kesilmiştir. Sonuçta aynı yöntemle açılmış ve aynı materyal uygulanmış yeni 8 alt grup elde edilmiştir.

Elde edilen yeni örnekler, buko-lingual yönde kesildikten sonra, boya penetrasyon derecesi stereomikroskop ile incelenmiştir.

Geriye kalan 64 dişin bukkal yüzeylerine , 32 kavite lazerle, 32 kavite ise geleneksel yöntemle olacak şekilde 5. Sınıf kaviteler hazırlanmış ve her grupta 8 kavite olacak şekilde 4'er alt gruba ayrılarak, 4 farklı kompozit materyali ile (Clearfil Majesty Posterior, Silorane, Amaris ve Filtek Z250) üretici firmaların adeziv sistemleri ile kullanım önerileri doğrultusunda restore edilmiştir.

Hazırlanan grupların herbirinden bir adet diş SEM ile inceleme yapılabilmesi için ayrılmıştır.

Dişler 24 saat distile suda bekletildikten sonra 5-55° 'de 1000 kez termosiklus işlemi uygulanmıştır. Dişlere, mikrotensile bağlanma dayanımı değerlendirilmesi için, Universal test makinesiyle çekme deneyi uygulanmıştır.

Bağlanma dayanımı sonuçlarının istatistiksel analizi 'One Way ANOVA' ve 'post hoc çoklu karşılaştırmalar TUKEY' testi ile, mikrosızıntı sonuçları ki-kare testi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Çalışmanın sonucunda, lazer ile hazırlanan, Silorane ve Amaris ile restore edilen gruplardaki bağlanma dayanımı değerleri, lazerle hazırlanan ve Filtek Z250 ile restore edilen gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunurken; geleneksel yöntemlerle hazırlanan, Silorane ve Amaris ile restore edilen gruplardaki bağlanma dayanımı değerleri, geleneksel yöntemle hazırlanan, Clearfil veya Filtek Z250 ile restore edilen gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Oklüzalde ve gingivalde meydana gelen mikrosızıntı değerlendimesine bakıldığında, lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan Silorane ile restore edilen kavitelere beklenenden fazla mikrosızıntı meydana geldiği, Z250 ve Clearfil ile restore edilen gruplarda ise beklenenden daha az mikrosızıntı meydana geldiği gözlenmiştir. Lazer ile hazırlanmış kavitelere oklüzal ve gingivalde meydana gelen mikrosızıntı sonuçları arasında anlamlı bir fark bulunmazken, geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere gingivalde meydana gelen sızıntının oklüzaldekine göre istatistiksel olarak anlamlı derece fazla görülmüştür.

Kavite-restorasyon yüzeylerinin SEM incelemesinde, bütün gruplarda, lazer ile hazırlanan kavitelere kalın bir adeziv tabaka izlenirken, geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere Clearfil Majesty Posterior ve Z250 ile restore edilen kavite hariç, daha ince bir adeziv tabaka görülmüştür. SEM incelemelerinde, lazer ile hazırlanan kavitelere uzun ve sık rezin taglar dikkat çekerken, geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere, Clearfil Majesty Posterior dışındaki gruplarda seyrek ve kısa rezin taglar oluşmuştur.

Anahtar kelimeler: Lazer, 5. Sınıf Kavite, Mikrosızıntı, Mikrotensil Bağlanma Dayanımı

ABSTRACT

The aim of this in vitro study is to compare the micro-tensile bond strengths of different bonding systems and microleakages of Class V cavities prepared by conventional methods or lasers and restored with different composite materials and to evaluate the cavity-restoration surfaces by SEM.

96 premolars without caries and restorations extracted for orthodontic purposes were used.

32 premolar was selected randomly and divided into 2 groups. Class V cavities were prepared in each teeth with Er:YAG laser on the buccal surfaces and the lingual/palatal surfaces were prepared with conventional method in first group. In the second group, buccal surfaces were prepared with conventional method and lingual/palatal surfaces were prepared with Er:YAG laser. As a result, there were 32 cavities prepared with Er:YAG laser and 32 cavities prepared with conventional method. Cavity dimensions were 3 mm width and 3 mm height. The depth of the cavities were 2 mm.

All 32 teeth in each group were divided into four subgroups consisted 8 cavities (4 buccal + 4 lingual) in these subgroups.

4 different composite materials (Clearfil Majesty Posterior, Silorane, Amaris ve Filtek Z250) were applied on both subgroups with its adhesive system according to the manufacturer's instructions.

The specimens were stored in distilled water at 37 ° C for 24 hours. Then they were thermocycled for 1000 cycles between 5° C and 55 ° C. After being cycled, all specimen were immersed in a %0.5 basic fuchsin for 24 hours.

All teeth were sectioned in a mesio-distal direction to separate the cavities prepared with different techniques. Eventually, 8 new subgroups prepared with same techniques and materials were obtained.

Then the cavities were sectioned in a bucco-lingual direction through the centre of both cavities and were examined with stereomicroscope.

Class V cavities were prepared to the rest of the 64 teeth. 32 of those cavities will be prepared by Er:YAG laser and the other 32 were prepared by conventional methods on buccal surface. All teeth were grouped in 4 subgroups which consist of 8 cavities in each group and 4 different composite materials (Clearfil Majesty Posterior, Silorane, Amaris ve Filtek Z250) were applied with its adhesive system according to the manufacturer's instructions.

One tooth in each group was selected for SEM evaluation.

The specimens were stored in distilled water at 37 ° C for 24 hours. Then they were termocycled for 1000 cycles between 5° C and 55 ° C. The micro-tensile test was performed in a universal testing machine.

Bond strength was analysed statistically by 'One Way ANOVA' and post hoc 'Tukey' tests. The microleakage result was analysed with ki-square tests.

In conclusion, statistically, the cavities prepared with laser and restored with Silorane or Amaris showed significantly lower bond strengths than the cavities prepared with laser and restored with Z250; the cavities prepared with conventional methods and restored with Silorane or Amaris has also showed significantly lower bond strengths than the cavities prepared with conventional methods and restored with Z250 as well as Clearfil Majesty Posterior.

In the cavities that were prepared with laser or conventional methods it was observed that there were more leakage in the cavities that were restored with Silorane, on the other hand there were less leakage in the cavities that were restored with Z250 and Clearfil Majesty Posterior than it had been expected. While, at the cavities prepared with laser, there was no statistical difference between the occlusal and gingival margine, at the cavities prepared with conventional methods, gingival margins showed more leakage which was statistically significant.

In SEM evaluation, it was observed that while the cavities prepared with laser showed thicker adhesive layer; cavities prepared with conventional methods showed thin adhesive layer except the groups restored with Clerafil Majesty Posterior or Z250.

SEM examination indicated that while the cavities prepared with laser has frequent and long resin tags, the cavities prepared with conventional methods has sparse and short resin tags except the groups restored with Clerafil Majesty Posterior.

Key words: Laser, Class V cavities, Microleakage, Microtensile Bond Strengths

TEŞEKKÜR

Gerek doktora eğitimim, gerekse dış hekimliği eğitimim sırasında tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak bana her zaman yol gösteren, üzerimde büyük emeği olan, hiçbir zaman desteğini esirgemeyen, insan ve eğitimci olarak her zaman örnek aldığım ve yanında eğitim almaktan gurur duyduğum çok değerli danışman hocam Yeditepe Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dış Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Mübin Soyman'a**,

Fakültemizin, ülkemizin en modern ve çağdaş eğitim ve sağlık kurumu olmasında büyük emeği olan, bize her türlü çalışma imkanını sağlayan ve her türlü problemin giderilmesinde daima yardım ve desteğini biz doktora öğrencilerinden esirgemeyen değerli hocam, dekanımız Sayın **Prof. Dr. Türker Sandallı'ya**,

Tezimin gerek yazım gerek laboratuvar aşamalarında bütün bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, hem mesleki hemde özel yaşantıları ile örnek insanlar olarak düşündüğüm ve beraber çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum Yeditepe Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dış Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerinden Sayın **Doç. Dr. Esra Can Say** ve Sayın **Yrd. Doç. Dr. Haktan Yurdağüven'e**,

Doktora eğitimim boyunca bütün bilgilerini benimle paylaşan, bana her zaman anlayış gösteren Yeditepe Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dış Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerinden Sayın **Doç. Dr. Arzu Aykor'a**, Sayın **Yrd. Doç. Dr. Mustafa Ersoy** ve Sayın **Yrd. Doç. Dr. Kağan Gökçe'ye**,

Laboratuvar çalışmalarımın her aşamasında benimle birlikte olan,
bilgisini ve emeğini sonuna kadar paylaşan Sayın **İsmehan Dere**'ye

Beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili çalışma arkadaşlarım
MSc. Dt. Kumru öteli ve **Dt. Koralp Güner**'e,

Tüm yaşamım boyunca her konuda beni tereddütsüz destekleyen, her
zaman yanımda olduklarını bildiğim, bugünlere gelmemde büyük pay sahibi
olan **aileme**,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK.....	I
ÖZET.....	II
ABSTRACT.....	V
TEŞEKKÜR.....	VIII
İÇİNDEKİLER.....	X
KISALTMALAR ve SİMGELER.....	XII
GRAFİKLER.....	XIV
RESİMLER.....	XV
TABLolar.....	XXI
1) GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2) GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Lazer ile İlgili Genel Bilgiler.....	4
2.1.1 Lazerin Tarihçesi.....	4
2.1.2 Lazerin Fiziği.....	5
2.1.3 Terminoloji.....	7
2.1.4 Lazerin Doku İçindeki Davranışı.....	7
2.1.5 Dokularda Görülen Etkiler.....	8
2.2 Diş Hekimliğinde Lazer.....	10
2.2.1 Dişhekimliğinde Kullanılan Lazerler.....	11
2.2.2 Dişhekimliğinde Lazerlerin Kullanım Alanları.....	14
2.2.3 Mine Ve Dentinde Işık Etkileşimleri.....	18
2.2.4 Saçılma Ve Abzorbsiyon Parametreleri.....	19
2.2.5 Lazerin Mineye Etkisi.....	20
2.2.6 Lazerin Dentine Etkisi.....	21
2.2.7 Lazerin Pulpaya Etkisi.....	22

2.3	5. Sınıf Restorasyonlar.....	23
2.4	Lazer-Mikrosızıntı ilişkisi.....	25
2.5	Lazer- Bağlanma Dayanımı ilişkisi.....	29
2.6	Adeziv Sistemler.....	33
2.6.1	Total-etch Adeziv Sistemleri.....	33
2.6.2	Self-etch Adeziv Sistemler.....	34
2.6.3	Cam İyonomer Bazlı Adeziv Sistemler.....	35
2.7	Kompozit Restoratif Materyalleri.....	37
3)	GEREÇ-YÖNTEM.....	39
3.1	Mikrosızıntı çalışması için dişlerin hazırlanması.....	40
3.2	Mikrotensil çalışması için dişlerin hazırlanması.....	51
3.3	Örneklerin SEM için Hazırlanması.....	55
3.4	İstatistiksel Analiz.....	57
4)	BULGULAR.....	58
4.1	Bağlanma dayanımı ile ilgili bulgular.....	58
4.2	Mikrosızıntı ile ilgili bulgular.....	65
4.3	Stereomikroskop ile ilgili bulgular.....	77
4.4	SEM ile ilgili bulgular.....	89
5)	TARTIŞMA.....	113
5.1	Mikrotensil Bağlanma Değerleri Ve SEM Görüntülerinin Tartışması.....	119
5.2	Mikrosızıntı Tartışması.....	135
6)	SONUÇLAR.....	142
7)	KAYNAKLAR.....	145
8)	EKLER.....	166
9)	ÖZGEÇMİŞ.....	174

KISALTMALAR ve SİMGELER

Er:YAG lazer:	Erbiyum İtriyum Aluminyum Garnet Lazer
µm:	Mikrometre , mikron
nm:	Nanometre
°C:	Derece Celcius
Nd:YAG lazer:	Neodimiyum-doped İtrium Aluminyum Garnet Lazer
Ho:Yag lazer:	Holmiyum İtrium Aluminium Garnet Lazer
CO₂ LASER:	Karbondioksit Lazer
Mm:	Milimetre
Er-Cr:Ysgg:	Erbiyum Krominyum YSGG Lazer
mj:	Milijul
cm:	Santimetre
Ca:	Kalsiyum
P:	Fosfat
F:	Fluorür
BİS-GMA:	Bisfenol-A-polietilen glikol dieter metakrilat
UDMA:	Üretan dimetakrilat
TEG-DMA:	Trietilenglikol dimetakrilat
BIS-EMA:	Bisfenol-A-polietilen glikol dieter metakrilat
Hz:	Hertz
SEM:	Scanning Electron Mikroscope
mm²:	Milimetrekare
HEMA:	2-hidroksietilmetakrilat
SiO₂:	Silisyumdioksit

MDP:	10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
Mpa:	Megapaskal
KDK:	Kalan dentin kalınlığı
N:	Newton
DK:	Diş kesiti

GRAFİKLER

Grafik 1: Lazer veya geleneksel yöntemlerle açılan ve farklı kompozit materyalleri ile restore edilen gruplarda elde edilen mikrotensil bağlanma değerlerinin dağılımı.....	60
Grafik 2: Bütün gruplarda, oklüzalde meydana gelen mikrosızıntı değerlerinin dağılımı.....	67
Grafik 3: Oklüzalde lazer ve geleneksel yöntemlerle hazırlanan kavitelere meydana gelen mikrosızıntı değerlerinin dağılımı.....	69
Grafik 4: Bütün gruplarda, gingivalde meydana gelen mikrosızıntı skorlarının dağılımı.....	71
Grafik 5: Gingivalde lazer ve geleneksel yöntemlerle hazırlanan kavitelere meydana gelen mikrosızıntı değerlerinin dağılımı.....	73
Grafik 6: Bütün kavitelere oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerlerinin dağılımı.....	74
Grafik 7: Lazer ile hazırlanmış grupta oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerlerinin karşılaştırılması.....	75
Grafik 8: Geleneksel yöntemlerle hazırlanmış grupta oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerlerinin dağılımı.....	76

RESİMLER

RESİM 1: Aeratör veya Er:YAG lazer ile hazırlanan kaviteler.....	40
RESİM 2: Çalışmada kullanılan Er:Yag lazer resim.....	40
Resim 3: Silorane adeziv sistemi ve kompozit materyali.....	43
Resim 4: Voco Futurabond NR- Voco Amaris.....	44
Resim 5: Clearfil SE Bond Adeziv Sistemi- Clearfil Majesty Posterior Kompozit Materyali.....	45
Resim 6: 3MESPE Adper™ SE plus adeziv sistemi ve Filtek Z250 kompozit materyali.....	46
Resim 7: Çalışmada kullanılan bitirme frezleri.....	47
Resim 8: Termosiklus Cihazı.....	48
Resim 9: Dişlerin koyu renk tırnak cilası uygulaması sonrası olan görüntüsü.....	48
RESİM 10: Dişlerin kesilmesinde kullanılan kesit alma cihazı.....	49
Resim 11: Dişlerin köklerinin ayrılması ve mesio-distal yönde kesilmesi.....	50
Resim 12: Çalışmada kullanılan Leica Stereomikroskop.....	51
Resim 13: İzomet ile dişlerin mesio-distal ve vestibulo-lingual/palatinal yönde kesilmesi.....	53
Resim 14: Kumpas.....	54
Resim 15: Elde edilen çubuklarının universal test cihazına bağlanması.....	55
Resim 16: Çalışmada kullanılan aşındırma Cihazı.....	56
Resim 17: Çalışmada kullanılan taramalı electronmikroskopu.....	56
Resim 18: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	77

Resim 19: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).....	77
Resim 20 Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'sızıntı yok' görüntüsü (X50).....	78
Resim 21: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı', gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).....	78
Resim 22: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'çok sızıntı', gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	79
Resim 23: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Futurabond- Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).....	79
Resim 24: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior' ile restore edilmiş grupta oklüzal 'sızıntı yok', gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	80
Resim 25: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior' ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı', gingivalde ise 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).....	80
Resim 26: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior' ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).....	81
Resim 28: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'sızıntı yok , gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	81
Resim 29: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus- Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzal ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	82
Resim 30: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı', gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).....	82

Resim 31: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	83
Resim 32: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).....	83
Resim 33: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemlerle Hazırlanmış Futurabond- Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'sızıntı yok' görüntüsü (X50).....	84
Resim 34: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Futurabond- Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı' ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).....	84
Resim 35: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Futurabond- Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzal ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	85
Resim 36: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Futurabond- Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzal ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).....	85
Resim 37: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'sızıntı yok', gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	86
Resim 38: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş grupta oklüzal ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	86
Resim 39: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı', gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü.....	87
Resim 40: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'sızıntı yok', gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	87
Resim 41: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı', gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (x50).....	88

Resim 42: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzal ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).....	88
Resim 43: Lazer ile hazırlanmış ve Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü	89
Resim 44: Geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü.....	90
Resim 45: Lazer ile hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	91
Resim 46a: Lazer ile hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	92
Resim 46b: Lazer ile hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	92
Resim 47: Geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	93
Resim 48a: Geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	94
Resim 48b: Geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	94
Resim 48c: Geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	94
Resim 49: Lazer ile hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü.....	95
Resim 50: Geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü.....	96
Resim 51: Lazer ile hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	97

Resim 52: Lazer ile hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	97
Resim 53: Geleneksel yöntemle hazırlanmış ve Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	98
Resim 54a: Geleneksel yöntemle hazırlanmış ve Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	99
Resim 54b: Geleneksel yöntemle hazırlanmış ve Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	99
Resim 54c: Geleneksel yöntemle hazırlanmış ve Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	99
Resim 55: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü.....	100
Resim 56: Geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü.....	101
Resim 57: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	102
Resim 58a: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	103
Resim 58b: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	103
Resim 58c: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	103
Resim 58d: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	103
Resim 58e: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	103

Resim 59: Geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	105
Resim 60a: Geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	106
Resim 60b: Geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	106
Resim 61: Lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü.....	107
Resim 62: Lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü, (X4000).....	108
Resim 63: Geleneksel yöntemlerle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü.....	109
Resim 64: Lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	110
Resim 65: Lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	110
Resim 66: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	111
Resim 67a: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	112
Resim 67b: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü.....	112

TABLOLAR

Tablo 1: Mikrosızıntı çalışması için kavite hazırlama yöntemleri ve kullanılan restoratif materyaller.....	42
Tablo2: Mikrotensil bağlanma çalışması için kavite hazırlama yöntemleri ve kullanılan restoratif materyaller.....	52
Tablo3: Lazer veya geleneksel yöntemlerle açılan ve farklı kompozit materyalleri ile restore edilen gruplarda elde edilen mikrotensil bağlanma değerlerinin (MPa) aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri.....	59
Tablo4: Lazer veya geleneksel yöntemlerle açılan ve farklı kompozit materyalleri ile restore edilen gruplarda elde edilen mikrotensil bağlanma değerlerinin farklarının karşılaştırılması.....	61
Tablo 5: Materyallerin farklı kavite açma yöntemlerine göre ortalamalarının farklarının karşılaştırılması.....	63
Tablo 6: Lazer ve geleneksel yöntemlerle hazırlanmış bütün kaviteilerin mikrotensil bağlanma değerlerinin aritmetik ortalamaları, standart sapma değerleri ve mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamalarının farklarının karşılaştırılması.....	64
Tablo 7: Bütün gruplarda, oklüzalde meydana gelen mikrosızıntı skorları.....	66
Tablo 8: Oklüzalde lazer ve geleneksel yöntemlerle hazırlanan kavitelere meydana gelen mikrosızıntı değerleri arasındaki fark.....	69
Tablo 9: Bütün gruplarda, gingivalde meydana gelen mikrosızıntı skorları.....	70
Tablo 10: Gingivalde lazer ve geleneksel yöntemlerle hazırlanan kavitelere meydana gelen mikrosızıntı değerleri arasındaki fark.....	73
Tablo 11: Bütün kavitelere oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerleri Karşılaştırılması.....	74
Tablo 12: Lazer ile hazırlanmış grupta oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerleri arasındaki fark.....	75
Tablo 13: Geleneksel yöntemlerle hazırlanmış grupta oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerleri arasındaki fark.....	76

1 GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinin amacı, doğru tanı ve tedavi planı sonucunda, dişlerde oluşan fonksiyon, fonasyon ve fonetik kaybının yeniden kazandırılmasıdır.

Günümüzde gelişen teknolojik olaylar, diş hekimliği bilimine uyarlanarak daha uygar, daha kaliteli ve sonuç olarak daha güvenli tedavilere doğru bir yöneliş kazandırmaktadır.

Modern restoratif dişhekimliği; yeni materyallerin bulunması, yeni çürük temizleme ve kavite preparasyonu yöntemlerinin gelişmesiyle sürekli ilerlemektedir. Konservatif diş tedavisinde, “minimal invaziv tedavi” yaklaşımları günümüzde ön planda bulunmaktadır. Minimal invaziv tedavi yöntemleriyle birlikte diş sert dokularının mümkün olduğunca korunmaya çalışılması, araştırmacıları daha konservatif olan lazer sistemlerinin kullanımına yönlendirmiştir(1).

Son yıllarda diş sert dokularının hazırlanmasında lazer uygulaması gibi alternatif yöntemler üzerinde çalışılmaktadır. Lazerin en büyük avantajı geleneksel yöntemlere göre ağrı yaratmaması, vibrasyonu engellemesi ve çoğu olguda lokal anestezi gerektirmeden preparasyon yapılabilmesidir(2).

Ayrıca lazer kullanarak başlangıç lezyonların konservatif olarak uzaklaştırılmasıyla sağlam diş yapısının korunması da amaçlanmıştır. Yapılan çalışmalarda, diş hekimliğinde lazer uygulaması farklı ufuklar açmıştır. Er:YAG lazerin çürük uzaklaştırma, kavite preparasyonu, yüzey pürüzlendirme uygulamaları ve periodontal işlemler için kullanılmasıyla ilgili araştırmalar yapılmaktadır. Er:YAG lazerin diş sert dokularını minimum zararla kaldırdığı pulpa ve çevre dokulara zarar vermediği gösterilmiştir(3).

Restorasyonların ömründe başarısızlığına yol açan en önemli problemlerden biri mikrosızıntıdır. Dişhekimliğinde kullanılan restoratif materyaller ile kavite duvarları arasında meydana gelen mikroaralıktan bakteriler, ağız sıvıları, moleküller ve iyonlar ile havanın geçişi gerçekleşmektedir. Bu durum, mikrosızıntı şeklinde adlandırılmaktadır. Tüm restoratif materyaller, özellikle kompozitler yerleştirildikten sonraki kısa dönemde büzülme göstermekte ve diş yapıları ile aralarında boşluklar oluşturmaktadır. Bu boşluklara da, ağız ortamındaki bakteriler sızıp, çoğalabilmektedir. Bu durum, restorasyon ile diş arasında önlenemeyen mikrosızıntı ve devamında kavite duvarında renkleşme, sekonder çürükler, postoperatif ağrı ve pulpa iltihabı gibi komplikasyonları oluşturabilmektedir. İleri durumlarda ise restoratif materyalde kırılmalar ve restorasyon kaybı görülebilmektedir(4). Bu nedenle ideal bir restoratif materyal, diş dokularına adezyon ile bağlanarak mikrosızıntıyı önlemelidir.

1980'li yıllarda kompozit materyalleri; daha konservatif kavite preparasyonu gerektirmeleri ve estetik özelliklerinin daha üstün olması nedeniyle amalgamlara alternatif olarak sunulmuştur. Polimerizasyon büzülmesine rağmen, dişe mikromekanik olarak tutunması kompozitlerin klinikteki başarısını arttırmıştır. İlerleyen yıllarda, bu materyaller, mekanik ve fiziksel özelliklerinin geliştirilmesiyle, amalgamların yerine geçmiş, günümüzde kullanımı yaygınlaşmıştır. Yeni adeziv sistemler ve yeni kompozit materyallerinin geliştirilmesine karşılık, hala mikrosızıntının önlenmesi mümkün olamamıştır.

Materyallerin mekanik ve fiziksel özellikleri, restorasyonların klinik performanslarının belirlenmesinde önemli bir yere sahiptir. Son yıllarda kullanılan kompozitlerin inorganik yapısındaki partikül büyüklüğü, şekli, sayısı, hacmi ve organik matriksinde yapılan değişiklikler ile fiziksel ve mekanik özelliklerinde iyileştirmeler yapılmıştır. Yapılan değişikliklerle kompozitlerdeki polimerizasyon büzülmesi, aşınma ve su emilimi gibi olumsuz özellikleri minimum düzeye getirilmeye çalışılmış, mükemmel yakın marjinal uyum, direnç ve dayanıklılığın artırılması hedeflenmiştir.

Bu in vitro çalışmanın amacı, lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan 5. Sınıf kaviteelerde, dört farklı kompozit materyalin uygulanması sonrası görülen mikrosızıntı ve mikro tensil bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması ve kavite-restorasyon yüzeylerinin SEM ile değerlendirilmesidir.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 LAZER İLE İLGİLİ GENEL BİLGİLER

2.1.1 LAZERİN TARİHÇESİ

Lazer 'light amplification by stimulated emission of radiation' kelimelerinin baş harflerinden oluşmuş ve radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi anlamına gelen bir kelimedir. Bu terimde kullanılan radyasyon kelimesiyle, lazerde kullanılan tek ışık formu olan optik ama iyonize olamayan radyasyondan söz edilmektedir (5).

1960'larda ilk kez Maiman tarafından geliştirilen lazer cihazı, günümüzde gerek teknik dallarda, gerekse tıp alanında oldukça geniş bir sahada uygulama alanı bulmuştur (6). 1960 yılında Theodore Harold Maiman lazeri, yüksek güçlü bir lamba yardımıyla yakut (ruby) kristalinden çıkan 2 dalga boyundaki derin, kırmızı renkte görülen ışık oluşumu olarak tanımlanmıştır(6). İlk gaz lazeri ise 1961 yılında Bennet ve Harriott tarafından neon atomunun iki uyarılmış düzeyi arasındaki geçişle, 1.15mm dalga boyunda elde edilmiştir (7).

Yakut laserler üzerinde çalışmalara devam edilmiş, 1968 yılında argon lazeri(8), 1972 yılında karbondiyoksit lazeri (CO₂) (9), 1977 yılında Nedmium:itrium alüminyum garnet lazeri (Nd:YAG) (10) kullanılmaya başlanmıştır. İntra-oral kullanımı FDA tarafından kabul edilen ilk lazerler Nd:YAG ve CO₂ lazerlerdir. Bunları daha sonra Argon lazerler izlemiştir(11).

Günümüzde lazer, tıp, ilaç endüstrisi, silah sanayi, metroloji, halografi, bilgisayar, malzeme işlenmesi, telekomunikasyon gibi dünyadaki uygulamalarının yanı sıra, uzayda da yıldız savaşları projesiyle yerini almıştır (12,13).

2.1.2 LAZERİN FİZİĞİ

Lazer ilk olarak 1917'de Einstein tarafından tanımlanmıştır (14).

Normalde sahip olduğu enerjiden daha fazla enerjiye sahip olan bir elektron, enerji kaybettiğinde bir foton yayar (ışınım) Eğer bu foton başka bir fotonla uyarılırsa enerji kaybedilirken, aynı özellikte başka bir foton elde edilir ve uzayda beraber ilerlerler (uyarılmış yayılım). Bu olay lazerin rezonatör denilen kısmında meydana gelir. Burada iki ayna arasında uyarılabilen elektronları olan atomlardan oluşan bir aktif ortam vardır. Bu aynı zamanda lazerin ışık kaynağıdır.

Lazer sistemi, bir tarafta %100, diğer tarafta %90 yansıtıcı ayna bulunan optik rezonans odası ve içerisinde lazer aktif maddesinin bulunduğu ve rezonans odasına enerji yollayan bir pompa sisteminden meydana gelir. Pompa sisteminden gelen enerji ile lazer aktif maddesinin atomları ve molekülleri uyarılır, atomlar eski konumlarına dönerken hafif bir enerji açığa çıkarırlar. Fotonlar, optik rezonans odası içerisindeki ayna sisteminde ileri-geri yansıtılırken oluşan enerji gitgide büyür. Güçlenmiş olan ışınlar belli bir konsantrasyona ulaştıklarında, aynaların yarı geçirgen olanından(%90) geçerek iletici kol aracılığı ile istenen dokuya doğru ilerlerler (15).

Işık, Maxwell tarafından 1880 yılında tanımlanmıştır(14). **Işık**, kuantumlu bir yapıya sahiptir ve doğrusal dalgalar halinde yayılan elektromanyetik dalgalara verilen addır. Işık enerjisinin birimi fotondur. 380-780 nm. arası dalga boyları gözle görülebilir ancak bilimsel terminolojide gözle görünmeyen dalga boylarına da ışık denilebilir. Beyaz ışık görülebilen spektrumdaki bütün renklerin toplamıdır. Işığın özellikleri, radyo dalgalarından gamma ışınlarına kadar gidebilen, elektromanyetik dalganın boyuna göre değişir.

Işığın, ve tüm diğer elektromanyetik dalgaların temel olarak üç özelliği vardır:

Frekans: Dalgaboyu ile ters orantılıdır, insan gözü bu özelliği renk olarak algılar.

Şiddet: Genlik olarak da geçer, insan gözü tarafından parlaklık olarak algılanır.

Polarite: Titreşim açısıdır, normal şartlarda insan gözü tarafından algılanmaz.

Lazer, infredden(10µm) ultravioleye (200nm) kadar elektromanyetik enerji yayar.

Elektromanyetik ışın bir enerji biçimidir. Dalga boyuna bağlı olarak elektromanyetik dalgalar, radyo dalgaları, infrared, uv ışınları, röntgen ışınları, alfa ısınları ve kozmik ışınlardır.150 nm ile 10.000 nm arasındaki elektromanyetik dalgalar ışık diye adlandırılır. Lazer ışınlarının en önemli özelliklerinden birisi monokromatik olmasıdır.

Fotonlar 3 farklı şekilde ilerlerler.

Monokromatik: Fotonlar aynı dalga boyunda çıkar. Hedef dokunun çok küçük olması o alanda odaklanmaya izin verir ve lazerin kesici özelliği sağlar

Paralel: Fotonlar birbirine paralel olarak, tek bir çizgi hareket ederler. Bu sayede ulaşılması güç olan yerlere varmak mümkündür.

Eş evreli: Fotonlar birbirine uyumlu çıkar aynı doğrultuda ve aynı hızda hareket ederler ve tek noktada fokuslanır. Bu eş hareketlilik sonucunda hedef nokta üzerine daha güçlü bir şekilde etki ederler (16).

2.1.3 TERMINOLOJİ

Dışhekimliğinde kullanılan bütün lazer cihazları, hekimler tarafından ayarlanabilen parametrelere sahiptir. Enerji, iş yapabilme yeteneğidir ve jul veya mikrojul olarak ifade edilir. Güç belirli bir zaman içerisinde tamamlanan ışın ölçümüdür ve watt olarak ölçülür. Bir saniyede üretilen 1 jul değerindeki enerji 1 watt değerinde güç olarak ifade edilir.

Ortalama güç ise belirli bir zaman dilimi içerisinde dokuyu etkileyen güçtür.

Lazer sistemleri bir saniyede çok sayıda atım üretir. Atım genişliği olarak bilinen atım süresi saniyeler ile ölçülür. Hertz terimi saniye başına düşen atımı tanımlar. Işın çapı lazer üretim sistemleri tarafından belirlenir ve dokudaki hedef nokta ile etkileşir.

2.1.4 LAZERİN DOKU İÇİNDEKİ DAVRANIŞI

Lazer enerjisi dokuya ulaştığında, 4 farklı olay meydana gelir(15).

Transmission (geçiş): Lazer ışını dokuya ulaştığında, dokuyla herhangi bir etkileşime girmez. Işın, derin dokulara doğru ilerler.

Scatter (yayılma): Doku ve ışın arasında bir etkileşim olur ama bu yeterli değildir. Işın dokunun içinde farklı yönlere doğru yayılır. Bu, lazer ışınının güç yoğunluğunu azaltır.

Reflection (yansıma): Yansıyan lazer enerji miktarı, uygulanan dokuya ve enerji miktarına göre değişir. Enerji miktarı fazlaysa veya dokular parlaksa çevre dokulara zarar verir. Lazerin güvenliği açısından önemlidir.

Abzorbsion (emilim): Enerjinin hedef dokuda emilmesidir. Bu etki lazerin işlevini belirler. Meydana gelen etki dokunun biyolojik yapısı ve lazerin dalga boyuna bağlıdır. Belirli dalga boyları belirli dokularca abzorbe edilir. Abzorbe edilen enerji dokuda termal enerjiye dönüşerek buharlaşma ve kömürleşmeye sebep olur. Abzorbe edilen enerji dokudaki kovalent bağları kırarak buharlaşmaya (17) sebep olabilir.

Abzorbsiyonu etkileyen ikincil faktörler; dalgaboyu, dokunun biyolojik özellikleri, dokunun kalınlığı, yüzey nemliliği, ışının geliş açısı, ışınlanma süresi, contact/non-contact mod şeklinde açıklanmıştır (18).

2.1.5 DOKULARDA GÖRÜLEN ETKİLER

Lazer ışığı dokuda 3 tip etki meydana getirir.

Fotokimyasal etki: Dokuda termik özellik göstermeyerek, fotokimyasal olaylar oluşturur. Moleküller lazer ışığının yüksek foton enerjisi ile çözünür. Bu fotokimyasal etki için daha güçlü lazer kullanılması gerekirse, dokuda ısı artışı da beraberinde gözlemlenebilir.

Fototermal etki: Fiziksel olarak, ışığın ısıya çevrilmesidir. Dokuda infrared ışığın emilimi sonucunda termal buharlaşma meydana gelir. Bu olay, dokunun elektromanyetik dalgaları emmesiyle gerçekleşir. Foton emilimi dokudaki atomların rotasyonuna ve osilasyonuna sebep olur, bu uyarılma sonucu elastik olmayan çarpışmalarla meydana gelen kinetik enerji, ısı oluşturur(15). Lazer ışınları doku yüzeyine gelince 45-60 ° de denatürasyon yapar, 60 ° üstünde koagülasyona ve nekroza sebep olur. 100 °de dokudaki su buharlaşır ve kömürleşme meydana gelir(19).

Fotomekanik etki: Çok yüksek enerjili ve kısa süreli lazer uygulamaları diş dokusunda hızlı ısınma meydana getirir. Enerji, çok dalgalar şeklinde dağılıp basıncın yükselmesine ve dokuda parçalanmaya sebep olur. Kısa etkileşim zamanı ve yüksek enerji yoğunluğundan dolayı ışınlanan dokuda doğrusal olmayan değişiklikler olur ve optik özellikler değişir.

Lazerin oluşturduğu ısı dokunun buharlaşma sıcaklığından fazla ise, ısı enerjisi doku tarafından absorbe edilir ve minik patlamalarla dokuda buharlaşma meydana gelir. Buna fotoablasyon denir. Bu olay derin tabakalarda meydana gelirse bu reaksiyona foto-parçalayıcı etki denir.

Bu tür uygulamaların sonucunda dokuda meydana gelen çok dalgaları çukurlar oluşturur. Yüksek enerjili lazerlerin kullanılması sonucu dokuda fotoablasyon ve foto-parçalayıcı etki oluşur.

2.2 DİŞ HEKİMLİĞİNDE LAZER

Diş hekimliğinde lazer kullanımı Stern ve Sognaes tarafından 1964 yılında diş kesiminde lazer kullanımı ile başladı (20). Gordon 1966 yılında aynı enerji yoğunluğuna sahip lazer ile, koyu renkli ve/veya çürük içeren mineye kıyasla sağlam minede daha fazla krater oluştuğunu gözlemlemiŐtir. Bu sonuca dayanarak, çürük dişlerin sağlam dişlere göre lazer enerjisini daha iyi abzorbe ettiği sonucuna varılmıŐtır(21).

Diş hekimliğinde kullanılan modern lazer teknolojisi ise Terry Myers tarafından geliştirilmiştir (7).

Pratikte ilk olarak laboratuvar ve klinik tanı için ve küçük cerrahi işlemlerde kullanılan lazerin, daha sonra çürük tanısı, önlenmesi, kaldırılması, mine yüzeyinin dirençlendirilmesi, pürüzlendirilmesi, pulpanın açığa çıktığı durumlarda hemostazisi ve sterilizasyonu için, periodontolojide ceplerin temizlenmesi sterilizasyonu ve daha birçok alanda kullanılabilirliği ortaya çıkmıştır (22).

Dişhekimliği uygulamalarına karşı fobisi olan yetişkinler veya huzursuz ve endişeli küçükler için lazer kullanımıyla; stressiz, korkusuz ve hem hasta hem de diőhekimi açısından daha konforlu ve daha çağdaş bir tedavi imkanı sunulmaktadır (23).

Lazer atım süresinin sadece 30 pikosaniye ve bunun bir aksiyon potansiyelini başlatmak için gereken zamandan daha kısa olması sebebiyle, lazerle çürük lezyonların uzaklaştırılması sırasında hastaların ya hiç ağrı hissetmemeleri ya da çok hafif duyarlılık duydukları görülmüştür (24).

Lazerle yapılacak işlemler için, kullanılan lazerin dalga boyu ve dokunun optik özellikleri kadar parametrelerin değiştirilebilmesi ve kullanıcının kontrolünde olması da tedavinin başarısını arttırabilecek özelliklerdendir. Er:YAG lazerler sert dokuda ablatif, yumuşak dokuda termal özelliği ile etkilidir. Bu iki özelliği oluşturmada iki parametre vardır.

Bunlardan birincisi enerji miktarıdır. Enerji miktarı arttıkça ablatif etki artmaktadır. Yani sert dokulardaki emilim artmaktadır. Fakat istenilen sadece her atımdaki enerji miktarını arttırmak değildir. Çünkü her atımdaki enerji miktarı arttıkça hissedilen ağrı artmaktadır. Etkiyi arttırmak için frekans artımı ile total gücü arttırmak da mümkündür. Fakat frekans artımı doku emilimini yani ablatif etkiyi arttırıcı bir etki değildir. Frekans arttırılması daha derin dokulara ulaşılmasını sağlar (25).

İkinci parametre ise enerjinin dokuya iletim süresidir. Buna atım aralığı (pulse duration) denmektedir. Atım aralığını değiştirerek aynı frekans ve aynı enerji ayarları ile verilen etkiyi farklı dokularda efektif olarak kullanmak mümkündür. Atım aralığı kısaldıkça ablatif etki artmakta, atım aralığı genişledikçe termal etki artmaktadır (25).

2.2.1 DİŞHEKİMLİĞİNDE KULLANILAN LAZERLER

ARGON LASER: Görünen mavi-yeşil argon lazerlerin dalga boyları 488-514.5'dir. Fiziksel olarak açıklanırsa, mavi-yeşil ışık en çok hemoglobin gibi kırmızı ışıkta abzorbe olur, dolayısıyla argon lazerler pigmente dokular tarafından daha iyi abzorbe edilir. Mavi renk, kompozit materyallerin polimerizasyonunu başlatıcı ajan olan kamforokinonun uyarılması için gerekli dalga boyuna sahiptir (26). Mine ve dentin tarafından iyi abzorbe edilmez. Buda yumuşak doku cerrahisi sırasında diş sert dokularının lazerden etkilenmesini önler. Bu özellikleri argon lazerin kesme, buharlaştırma, koagüle etme ve gingivanın hemostazını sağlamada uygun olduğunu gösterir (27).

Nd:YAG LASER: 1977 yılında Adrian ve arkadaşları Nd:YAG lazerin diş pulpası üzerindeki etkilerini bulmuştur (28). Nd:YAG lazerler 1064 nm dalga boyundadır. Aktif maddesi neodiyum ile kaplanmış yitrium, alüminyum ve garnet kristalleridir. Koyu ve pigmente dokulardan daha fazla abzorbe edilirler.

Nd:YAG lazerlerin mine yüzeyine uygulanması ile dekalsifikasyona direncin arttığı, ancak dentinde mineralizasyonu sağlamadığı bulunmuştur (29).

Matos ve ark. (1999), Nd:YAG uygulamasını takiben mikro-tensile bağlanma dayanımının arttığını, Nd:YAG lazer sonrasında adeziv sistem uygulandığında, uygulanmamış gruba göre daha yüksek değerlerin bulunduğunu göstermiştir (30).

Holmiyum:Yag lazerler (Ho:Yag) : Holmiyumla kaplanmış olup aktif maddeleri itriyum, alüminyum ve garnet kristalleridir. Dalga boyu 2100 nm'dir. Ho:Yag lazerlerin su abzorbsiyonunun Nd:Yag lazerlerden daha iyi olduğu bilinmektedir. Dokuyla temas halinde çalışılan bu lazerlerde hemostatik etki zayıftır (31). Holmiyum lazerlerin dentinde eritme etkisi Nd:Yag lazerlere göre daha azdır Her iki lazerle de, dentinde erime ve kristalizasyon meydana gelmesine rağmen diş sert dokularında çalışmak mümkündür (31).

CO₂ LASER: CO₂ lazerler diğer lazerlerle benzer olarak kanama kontrolünü, koagülasyonu, iyi görüş sahasını, kuru çalışma alanını sağlama, ağrıyı azaltma, skar dokusunu azaltma, suture ihtiyacını kaldırma, mekanik travmayı azaltma, bakteriyemiye önleme, ve hasta memnuniyetini sağlama gibi özelliklere sahiptir. Aktif maddesi gaz olan lazerlerdir. Dalga boyu 10600 nm'dir (32). Fototermik etkisiyle yumuşak dokuda kullanılan lazerlerdir. Lazerler, dokudan 1-3mm uzak uygulandığında (Focused) gücün artmasıyla insizyon ve eksizyon yaparlar. Dokudan 4-5mm uzak (defocused) gücün azalmasıyla koagülasyon ve buharlaşma oluştururlar. Yumuşak doku ve bakteriler üzerinde buharlaşmaya sebep olur ve komşu dokulara zarar vermez (33).

Konishi ve ark. (1999), geleneksel çürük temizleme yöntemlerine kıyasla CO₂ lazer ile çürük temizleme sonrasında ikincil çürüğe karşı direnç kazanıldığını göstermiştir (34).

ERBİYUM KROMİYUM: YSGG (Er-Cr:Ysgg) LAZERLER: Er-Cr:Ysgg lazerlerin dalga boyu 2780 nm'dir. Aktif maddeleri olan erbiyum ve kromiyum üzerine itriyum, skandiyum, galyum ve garnet solid lazerlerin kaplanması ile oluşmuştur. Er:yag lazer sistemlerinin Er-Cr:Ysgg lazerlere göre hidroksiapatit ve suda daha fazla abzorbe edildiği gösterilmiştir (35).

Yapılan bir çalışmada Er:Yag ve Er-Cr:Ysgg lazer ile açılan kavitelerde bağlanma dayanımları karşılaştırılmış, Er:YAG lazerlerin istatistiksel olarak daha iyi sonuçlar verdiği gösterilmiştir (35).

Bu sonuçlar, operatif işlemlerde Er.Yag lazerlerin tercih edilmesinin daha mantıklı olduğunu göstermektedir ancak Er-Cr:Ysgg'de klinik olarak başarısı kanıtlanmış bir lazerdir.

Er:YAG LAZER: Er:YAG lazer 1997 yılında FDA tarafından onaylanmış, diş sert dokularını kesme, çürük temizleme, mine ve dentin yüzeylerini tedavi etmede güvenilir bir yol olduğu açıklanmıştır (36,37,38). Er:YAG lazerlerin dalga boyu 2.94mikrom(2940nm)dir (38).

Er:YAG lazerlerin dalga boyu su ve hidroksiapatit kristalleri üzerine etkilidir. Sert dokudaki su tanecikleri, lazerin yaydığı enerjiyi abzorbe ederek küçük patlamalar meydana getirir ve bu arada dokular arasındaki bağlar çözünür. Böylece doku ortamdan buharlaşarak uzaklaşır. Düşük derinlikte etkin olarak çalışan Er:YAG lazerler derin dokulara zarar vermez. Dokuya penetrasyon özelliklerinin zayıf olmasından dolayı koagülasyon özelliği de zayıftır.

Son yıllarda erbiyum ittrium aluminium garnet (Er:YAG) lazerlerin çürük uzaklaştırma, kavite preparasyonu, yüzey pürüzlendirme uygulamaları ve periodontal işlemler için kullanımıyla ilgili çalışmalar yapılmıştır (39,40,41).

2.2.2 DİŞHEKİMLİĞİNDE LAZERLERİN KULLANIM ALANLARI

Polimerizasyon: Yapılan bazı çalışmalarda, Argon lazer ile kompozitin kısa sürede polimerize edilmesinden yararlanılarak, sertleşme esnasındaki polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan mikrosızıntıya bağlı sorunların ortadan kaldırılabildiği ileri sürülmüştür (7).

Blankenau ve ark. (1991), konvansiyonel görülebilir ışık kaynakları ile argon lazeri kompozit polimerizasyonu açısından karşılaştırdıkları çalışmada, argon lazerin daha üstün sonuçlar verdiğini gözlemlemişlerdir (42).

Yumuşak Doku Cerrahisi: Yumuşak doku cerrahisinde kullanılan geleneksel bistüri ve koter gibi el aletleri kanamaya ve bunun sonucunda operasyon alanının net görülememesine sebep olurken, bu problemler lazer ile ortadan kaldırılmıştır. Uygulama sırasında anesteziye ihtiyaç duyulmaması lazerin en önemli avantajlarından biridir. Operasyon sırasında yara kenarları lazer ile birleştirildiği için süturlara ve periodontal bandajlara gerek yoktur (43).

Gingivektomi, gingivoplasti, biyopsi, insizyon, drenasyon, frenilektomi, selim ve prekanseröz lezyonların tedavisi, aftöz lezyonların ağrısının azaltılması ve iyileştirilmesinde başarıyla uygulanmıştır(44).

Yumuşak doku cerrahisi için uzun yıllar CO₂ lazerler kullanılmıştır. Ama bu lazerlerin ağız da kullanımlarının zor olması, ağzın bütün bölgelerine ulaşamaması, çok kaba bir ağız apareyinin olması araştırmacıları yeni lazer sistemlerine itmiştir. Özellikle fiber optik uç kullanılan sistemlerle birçok operasyon başarıyla yapılabilmektedir (44).

Çürük Tanısı: Argon lazerler diş sert dokularındaki çürük olan bölgelerde Floresan özellik göstererek turuncu veya kırmızı bir renk alırlar ve klinikte çürük tespitini kolaylaştırırlar (45).

Diş Taşı Temizliği: Folwaczny ve ark. (2000), düşük seviyeli Er:YAG lazer kullanımı ile diştışı temizliğinin gerçekleştirebileceğini göstermiştir (46). Nd:YAG lazerin, diştışı temizliği ile birlikte periodontal cep içindeki bakteri sayısının düşürülmesinde etkili olduğunu belirtilmiştir (47).

Dentin Duyarlılığı: Nd:YAG lazerlerin analjezik-immediyat etki ile beraber dentin kanallarını eriterek tıkadığı gösterilmiştir (48).

CO₂ lazerlerin, dentin kanallarını daraltarak, geçirgenliği azalttığı bildirilmiştir (49). Ancak CO₂ lazerlerin, Nd:YAG ile beraber uygulanması, termik bir zarara yol açma olasılığına karşı dikkatle kullanılmalıdır(50).

Er:YAG lazerler mekanik etkisi ve suda yüksek emilimi ile farklılık gösterir. Er:YAG uygulanması, dentin sıvısının buharlaşmasına yol açarak, direkt olarak duyarlılığın azalmasını sağlamaktadır (51). Diğer bir yaklaşım ise klasik yöntemlerin lazer ile kombine kullanımı şeklindedir (52).

Florürün ve Er:YAG-CO₂ lazerlerin tek başına veya kombine kullanımlarının duyarlılık üzerindeki etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada, lazer destekli florür uygulamasının, florürün dentin duyarlılığı üzerindeki etkisini arttırdığı ve etkinlik süresini uzattığı gösterilmiştir (53).

Diş Çürüklerini Önleme: Lazer ışığının çürük önlemedeki etkinliği lazer ışığı ve diş sert dokuları arasındaki etkileşimle ilgilidir.

Sognaes ve Stern (1965), minenin çözünebilirliğinin azaldığını önerdikten sonra (54), Argon, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve karbondiyoksit lazerle bir çok çalışma yapmıştır. Argon ve Nd:YAG lazerler hariç, diğer lazerlerin su ve hidroksiapatit tarafından çok iyi abzorbe edildiklerini bildirmişlerdir (37,55).

Çürük lezyonunun diş üzerinde en çok risk olarak görüldüğü yerler, pit ve fisürlerdir. Lazerin bu bölgelerdeki çürük önleme etkisinin temelini, mikroorganizma sayısını azaltması(56), sert dokuyu uzaklaştırması (57), minenin kimyasal ve morfolojik(58,59) özelliklerini değiştirmesi oluşturur.

Jeng-fen Liu ve ark. (2006), 10 çürüksüz büyükazı diş üzerinde yaptıkları bir çalışmada farklı lazer enerjilerinin çürük önlemedeki etkisini araştırmışlar; 100 mJ ve 200 mJ lazer enerjisiyle mine demineralizasyonunun önlendiği, 300 mJ ile herhangi bir değişiklik olmadığını bulmuşlardır(60).

Pürüzlendirme: Restoratif sistemlerde mineye adezyon, asit ile sağlanmaktadır ve etkinliği yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır (61,62). Bununla birlikte dentinin tübüler yapısı, su içeriği, smear tabakası varlığı ve hipermineralizasyon, skleroz gibi patofizyolojik değişikliklerin meydana gelmesinden dolayı dentinde bağlanmanın mineye göre daha komplike olduğu bilinmektedir (62).

Birçok çalışma geleneksel yöntem alternatif, daha iyi sonuç verebilecek yöntemler geliştirmeye çalışmıştır. Er:YAG lazerin yüzey uygulamasında etkinliği araştırılmıştır (36,63,64).

Er:YAG lazerin diş yüzeyinde mikro-retansiyon alanları oluşturduğu ve restoratif materyalin adezyonunu sağladığı bilinmektedir (37, 63). Er:YAG lazerin yüzeyde oluşturduğu etkiler, lazerin enerji, frekans, atım modu, ışın zamanı ve su soğutması gibi bir çok parametreye bağlı olarak değişmektedir. (36,63,64).

Lazerin atım sıklığının kompozitin bağlanmasında daha etkili olduğu, yüksek atım sıklığında (pulse frequency) daha fazla ısı meydana geldiği ve dış sert dokularında yapısal yüzey değişikliği oluşturduğu bilinmektedir (63). Lazerin, yüzeyi demineralize etmediği ve kollajen matrisi açığa çıkarmadığı gösterilmiştir (64).

Bazı çalışmalarda, lazer ile prepare edilen yüzeylerde asit uygulamasının gereksiz olduğu düşünülmüştür. Lazer uygulamasını takiben asit uygulanmamış yüzeylerde bağlanma değerleri, geleneksel yöntemlerle açılıp asit uygulanmış yüzeylerin bağlanma değerleri ile benzer çıkmıştır (65,66). Bununla birlikte son yıllarda yapılan çalışmalar asit uygulanmayan lazerle prepare edilmiş kavitelere, asitlenmiş kavitelere göre daha düşük bağlanma değerleri olduğunu bildirmiştir (67,68).

Lazer uygulaması sonrası fosforik asit uygulaması mikrosızıntının azaltılması, bağlanma dayanımının artması gibi birçok avantaj sağlamaktadır (41,69).

Yapılan SEM çalışmalarında, Er:YAG lazer uygulaması sonucunda, minede hidroksiapatit kristallerinin yapısal değişimiyle birlikte pullu ve pürüzlü bir yüzey meydana geldiği gösterilmiştir (70,71). Bazı yazarlar, lazer uygulaması sonucu görülen mikropürüzlü görünüme sahip yüzey topografisinin asit ile benzer görünümde olduğunu savunmuştur (70,72). Mine yüzeyinin lazerle hazırlanması sonucunda, asit ile benzer veya daha fazla bağlanma sonuçlarının çıktığı belirtilmiştir(70).

Endodontide Lazer Kullanımı: Smear tabakasının endodontik tedaviye etkisi birçok kere tartışılmıştır. Bazı çalışmalarda smear tabakasının kaldırılmasının endodontik tedavinin başarısını etkilediğini savunulurken(73,74), diğerlerinde, smear tabakasının kaldırılması ile daha az mikrosızıntı ve daha iyi duvar adaptasyonu sağlandığı gösterilmiştir (75,76).

Dederich ve ark (1984) yaptıkları çalışmada Nd:YAG lazerin smear tabakasını ortadan kaldırdığını gözlemlerken aynı zamanda dentinde erime ve tekrar kristalleşme yaptığını göstermişlerdir. Burada, lazerin gücü, uygulanan süre ve dentinin rengi de önem taşımaktadır (77).

Levy(1997), çalışmasında Nd:YAG lazer kullanılması ile daha temiz dentin duvarları elde edilebileceğini göstermiştir(78).

2.2.3 MİNE VE DENTİNDE IŞIK ETKİLEŞİMLERİ

Etkin ve güvenilir bir tedavi sağlanması için lazer ile yapılan işlemlerde, ışın ve doku arasındaki optik etkileşim iyi anlaşılmalıdır. Lazer - doku mekanizması, ışınlama parametreleri ile kontrol edilir. Bunlar, dalga boyu, devamlı veya atımlı yayılım, tekrarlama oranı, atım süresi, atım enerjisi, lazer ışın demetinin hacmi ve taşınma yöntemi, ışının uzaysal ve zamana bağlı özellikleri ve dokunun optik özellikleri olarak sayılabilir. Uzun yıllardır yapılan çalışmalar, bugün diş hekimlerine planladıkları tedavi için uygun dalga boyunda ve tipinde lazer ışını seçme şansını sunmaktadır (79).

Işın abzorbe edildiğinde, dokunun atomları ile etkileşime girerek ısıya dönüşür. Abzorbsiyonun derecesi, penetrasyonun derinliğini ve açığa çıkan ısı miktarını belirler (79).

Lazer ışınının diş dokusu üzerindeki etkisi, enerjinin nasıl yayıldığına ve ne kadarının tutulduğuna bağlıdır. Isı artışı ise belirli zaman diliminde ve enerji düzeyinde tutulan enerji ile ısıya dönüşen enerji arasındaki dengeye bağlıdır. Dokunun morfolojik ve kimyasal özelliklerinin değişmesini meydana gelen ısı artışı belirler (80).

2.2.4 SAÇILMA VE ABZORBSİYON PARAMETRELERİ

Lazer ışını yüksek abzorbsiyon katsayısına sahip materyaller (≥ 100 cm-1) tarafından yüzeyin $10 \mu\text{m}$ altına kadar emilir ve ısıya dönüşür. Atımlı lazer kullanıldığında atım süresi kısa ise uygulanan alanda tüm enerji ısı olarak tutulur, eğer atım süresi uzun ise bir miktar ısı tutulur, kalan enerji ise daha derin dokulara iletilir. Dokuya enerji transferi ısı iletimi ile gerçekleşir. Dokunun ısı geçirgenliği ve ısı tolere edebilme kapasitesi transferin miktarını belirler. Mine dokusu $400 - 700$ nm arasındaki görünür ışığa zayıf abzorbsiyon gösterirken, $240 - 300$ nm arasındaki ultraviyole ışığına ise orta dereceli abzorbsiyon gösterir.

Dentin dokusu mine ile kıyaslandığında daha az mineral daha fazla, su ve protein içermektedir. Görünür ışık düzeyinde ($400-700$ nm). dentinin abzorbsiyon katsayısı düşüktür fakat saçılma katsayısı mineye oranla artmıştır. Mine ve dentinin mineral yapısı kalsiyum, sodyum, fosfat, karbonat, hidroksil ve florür iyonları içerir. Mine ve dentinin yapısında su da bulunur. Abzorbsiyon sınırları su için yaklaşık $3 \mu\text{m}$, hidroksil iyonu için $2.8 \mu\text{m}$, karbonat iyonu için $7 \mu\text{m}$ ve fosfat iyonu için $9 - 11 \mu\text{m}$ 'dir(81).

Lazer uygulaması sonucu, ışın, yoğunlukla dokuların su içeriği tarafından abzorbe edilmekte ve çok kısa süre içinde su buharlaşmaktadır. Biyolojik dokular yüksek oranlarda su içerdiklerinden lazer ışını ile ışınlama sonucunda yıkıma uğrarlar ve dokudaki su içeriği buharlaşarak karbon esaslı bir artık bırakırlar. Çürük lezyonu, kendisini çevreleyen sağlam mineye oranla daha fazla organik materyal içerir. Lazer ışınlanmasından sonra organik materyal buharlaşınca, geriye karbonize bir artık doku kalacaktır ve bu alan daha koyu olarak görünecektir. Düşük güç seviyeleri ve kısa zaman aralıkları kullanıldığında sağlam minede inorganik içeriğin fazla olması sebebiyle yıkım daha az olacaktır.

2.2.5 LAZERİN MİNEYE ETKİSİ

Diş minesini üzerine lazerin ışımalarının etkileri hakkında yapılan bir çok çalışma vardır. Ancak bunları kıyaslamak çok güçtür. Bunun sebebi lazer sistemlerinin farklı enerji yoğunlukları, dalga boyları, interaksiyon zamanlarındaki değişikliklerdir. Fakat, bir genelleme yapılacak olursa, lazer ışımalarının mine yüzeyinde meydana getirdiği 2 olay çok önemlidir. Bunlardan ilki kesme ve delme, ikincisi ise eritme ve rekristalizasyondur (82).

Delme ve kesme büyük birikimli atım enerjileri ile uzun interaksiyon zamanıyla meydana gelirken, eritme ve rekristalizasyon kısa interaksiyon zamanı ve göreceli olarak düşük atım enerji yoğunluğu ile meydana gelir (82).

Er:YAG lazerle prepare edilen dişin yüzeyinin geleneksel uygulamalara kıyasla daha farklı olduğu kanıtlanmıştır. Geleneksel yöntemlerde yüzey-altı çatlaklar oluşurken (83), dentinde belirgin olukların meydana geldiği ve smear tabakasının görüldüğü bilinmektedir (84). Birçok çalışmada Er:YAG lazer ile hazırlanan mine ve dentin yüzeyleri araştırılmıştır (36,84).

Çatlama veya erime, Nd:YAG ve CO₂ lazerde görülmesine karşın Er:YAG da oluşmaz (36). Sadece kristalin partikülleri olarak isimlendirilen bir debris tabakası yüzeyi örter.

Er:YAG lazer radyasyonu ince bir mine yüzeyi tarafından absorbe edildiğinde, suyun hızla ısınmasına ve buharlaşmasına neden olur. Oluşan yüksek buhar basıncı, mikropatlamalar oluşturarak, partiküller arası bağların kopmasına ve krater şeklinde bir morfoloji oluşmasına sebep olur (29). Doku tam olarak buharlaşmadığı, sadece parçalara ayrıldığı için, radyasyon enerjisi etkili bir şekilde ablasyon yapabilme özelliği gösterir ve dokuda morfolojik değişiklik yapar (29).

Er:YAG ile hazırlanan mine ve dentin bir çok araştırmacı tarafından incelenmiştir (36,37). Yapılan SEM analizleri minede düzensiz olukların olduğunu göstermiştir (37).

Bazı alışmalar ise, diş yüzeyine uygulanan lazer işımasıyla mineden suyun, karbonatın ve organik maddelerin kaybının mikroaralık formasyonuna sebep olduğunu ve bu mikroaralıkların bir asit uygulaması sonucu salınacak iyonların çökeltmesi için uygun alanlar oluşturduğunu söylemektedir. Bu mikroaralıklara çöken Ca, P, ve F gibi elementlerin mine yüzeyini asitlere karşı dirençli hale getirdiği düşünülmektedir (85).

2.2.6 LAZERİN DENTİNE ETKİSİ

Çıplak dentin yüzeyine lazer uygulanması ile enerji yoğunluğuna bağlı olarak 20-70 mikron kalınlığında kanal yapısını kaybetmiş bir dentin tabakası oluşturulmaktadır. Lazerlenmemiş dentine kıyasla asitlere çok dayanıklı olan bu tabaka dentin smear tabakasının eriyerek tekrar sertleşmesi ile meydana gelir (86).

Kataumi ve ark. (1998), Er:YAG lazerle hazırlanan dentinde smear tabakasının ve smear tıkaçlarının var olmadığını göstermiştir (85). Er-YAG ile hazırlanan dentin, aside dirençli bir yapıdadır, özellikle peritübüler dentinin aside direnci intertübüler dentine göre daha fazladır.

Er:YAG lazer, ablasyon sırasında diş yüzeyinde mikropatlamlar meydana getirirken, intertübüler dentinde peritübüler dentine göre daha fazla buharlaşma oluşturur. Bunun sonucunda dentin kanallerinin açık olduğu gözlemlenir (87).

Er:YAG lazerle yapılan uygulamalar sonrasında, dentin kanallarının açık olduğu, smear tabakasının var olmadığı ve pürüzlü dentin yüzeyinin varlığı bir çok çalışmada gösterilmiştir (16,84). Dentin yüzeyi mineye göre daha düzenlidir ve bu dokuda daha küçük oluklar mevcuttur (16).

Er:YAG lazer tedavilerinde, lazer radyasyonu sonucu dentinin kurummasından dolayı oluşan kahverengimsi kenarlar hariç herhangi bir termal değişiklik söz konusu değildir. Bu kahverengi yüzeyler, su spreyi kullanıldığında engellenebilir.

Mine ve dentinde varolan bu olukların derinliği kullanılan atım enerjisi ile ilgilidir. Düşük atım enerjili lazerde daha sığ örnekler oluşurken, aynı atım enerjisi ile dentinde mineye oranla daha derin ve geniş oluklar meydana gelir (37).

2.2.7 LAZERİN PULPAYA ETKİSİ

Uzun seneler lazer kullanımının en önemli probleminin uygulama esnasında diş pulpasına zarar verebilecek ısı artışı meydana getirmesi olarak düşünöldü. Fakat lazerin güç ve frekansı ile kalan dentin kalınlığına bağlı olarak interpulpal ısının artışı arasındaki ilişkiler göz önüne alınarak daha sonraki yapılan çalışmalarda interpulpal ısı artışının devitalizasyona sebep olmadığı gösterilmiştir (3).

Lazerin diş sert dokularında güvenli ve etkili bir yol olduğu ve pulpada termal yıkıma yol açmadığı bilinmektedir (3,36). Er:YAG lazerin diş pulpası ve çevre dokulara zarar vermediğı ama bir miktar ısı artışı meydana geldiğı (<5.5°) bildirilmiştir (36).

Ayrıca, lazer sistemlerinin antibakteriyel etkisi kanıtlanmıştır (88).

2.3 5.SINIF RESTORASYONLAR

Kole defektleri adından da anlaşılacağı gibi dişlerin servikal kısmını bir ya da birkaç yönde saran madde kaybıdır. Genellikle klinik olarak kama şeklinde veya V harfi şeklinde görülürler (89). Dişlerin servikal bölgesinde meydana gelen defektler servikal abrazyon, servikal erozyon, servikal atrizyon ve abfraksiyonlar olarak sınıflandırılabilir.

Periodontal iltihap ve agresif periodontal tedaviler sonucunda oluşan dejenerasyonlar ve gingival çekilmeler kök yüzeyinin açılmasına sebep olur. Yanlış diş fırçalama alışkanlığı kök yüzeyinde kama şeklinde defektlere sebep olur. Bu kişilerde, kök yüzeyi çürükleri daha hızlı gelişir (90).

Bununla beraber, servikal lezyonların etyolojisi multifaktöriyeldir. Çürük dışı servikal lezyonlar mine-sement sınırında meydana gelen diş sert dokuları kaybıdır (90,91). Dişlerin boyun bölümünde oluşan defektler plak birikimine, hava, su, ısı gibi uyaranlar karşısında duyarlılığa sebep olabilir (92).

Servikal lezyonlar genellikle mine, dentin ve sement gibi üç farklı yapıdaki diş dokusunda sonlanabilen kenarlara sahiptir. Her üç dokuyada aynı derecede güçlü bağlanabilen restoratif materyal eksikliği nedeniyle bu tip kavitelelerin restorasyonları zordur (93).

5.sınıf kavitelelerde karşımıza çıkan en önemli problemler, servikalde dentin kanallarının kompozisyonundan dolayı bağlanmanın azalması, ağızdaki termal değişikliklerden dolayı restoratif maddenin dişle aynı oranda genişip-büzülmemesi sonucu diş-restorasyon arası mikro boşlukların oluşması ve polimerizasyon büzülmesi sonucu ortaya çıkan sorunlardır.

Bu tip lezyonların tedavisi restoratif dişhekimliğinde çok önemli bir yere sahiptir. Tedavisinde derinlik ve lokalizasyon önemlidir. Mine ile sınırlı defektler florür uygulaması ile tedavi edilirken, dentine ilerlemiş defektlerde restoratif maddelerin kullanımı devreye girer (94).

Kompozit materyaller 5. sınıf lezyonların tedavisinde en çok kullanılan materyallerdir. Polimerizasyon büzülmesi sonucu meydana gelen marjinal uyumsuzluk sonucu olan mikrosızıntı kompozit materyallerin en önemli dezavantajıdır (95). Bu sorun klinikde karşımıza marjinal renkleşme, duyarlılık ve ikincil çürük olarak karşımıza çıkar (94).

Çalışmalarda gingivalde olan mikrosızıntının oklüzale nazaran daha fazla olduğu gösterilmiştir (96,97).

2.4 LAZER-MİKROSIZINTI İLİŞKİSİ

Dişhekimliğinde kullanılan restoratif materyaller ile kavite duvarı arasında meydana gelen mikroaralıktan bakteri, ağız sıvıları, molekül ve iyonlar ile havanın geçişi gerçekleşmektedir. Bu durum, mikrosızıntı şeklinde adlandırılmaktadır (98). Tüm restoratif materyaller, özellikle kompozitler yerleştirildikten sonraki kısa dönemde büzülme göstermekte ve diş yapıları ile aralarında boşluklar oluşmaktadır. Bu boşluklara, ağız ortamındaki bakteriler sızıp, çoğalabilmektedir (99). Son yıllarda yapılan çalışmalar, pulpa iltihabının en önemli sebebi olarak, bakteri ve bakteri ürünlerinin diş-dolgu materyali arasından oluşan sızıntı sonucu meydana geldiğini belirtmektedirler (100,101).

Mikrosızıntının nedenleri arasında kullanılan dolgu materyali ile diş dokuları arasındaki termal genişleme kat sayısı farklılığı, kullanılan dolgu materyalinin polimerizasyonu esnasında büzülmesi, zaman içerisinde dolgu yüzeyinin aşınması, dolgunun okluzal kuvvetler ile elastik deformasyona uğraması, restorasyonun yerleştirilmesi esnasında gerekli kurallara uyulmaması ve hekimin dikkatsizliği sayılabilir (100).

Restorasyonlarda meydana gelen mikrosızıntının en önemli sebeplerinden birisi polimerizasyon büzülmesidir. Özellikle 5. sınıf kavitelerde konfigürasyon faktörünün yüksek değerinde olması polimerizasyon büzülmesinin daha fazla olmasına sebep olmaktadır.

Konfigürasyon faktörü yani C faktörü restorasyonun bağlandığı yüzeylerin, bağlanmamış yüzeylere oranıdır (102). C faktörü ne kadar az olursa, polimerizasyon büzülmesi de o kadar az olmaktadır. 5. sınıf kavitelerde konfigürasyon faktörü 5'dir. Bu sebeple bazı önlemlerin alınması bu tip kavitelerde önem kazanır.

C faktörü arttığında bir restorasyonun kontraksiyon streslerinin de arttığı iddia edilmektedir(103).

Bugünkü materyallerle çözülemeyen bir problem olan mikrosızıntı, klinikte ki en önemli problemlerden birisidir. Adeziv dişhekimliğinde restoratif materyaller ve bağlayıcı ajanlar üzerine mikrosızıntı çalışmaları önemli bir çoğunluğu oluşturmaktadır. Daha düşük pH'lı adeziv sistemlerin mikrosızıntıya daha az sebep olduğu gösterilmiştir (97).

Kenneth ve ark. (1997), abrazyon kuvvetlerine daha dayanıklı olduğundan mikrodoldurucu kompozitleri tercih etmektedir(104).

Bugüne kadar pek çok sızıntı çalışması yapılmış, sızıntı tespiti için birçok yöntem kullanılmıştır. Bunlar arasında, boya sızıntısı çalışmaları, spektrofotometrik sızıntı ölçümü, bakteriyel mikrosızıntı çalışmaları ve otoradyografik teknikler gibi yöntemler başta gelmektedir. Boya penetrasyonu ile sızıntı tespiti, ucuz, basit, kantitatif olması nedeniyle en yaygın olarak kullanılan ve tercih edilen yöntemdir (105).

Son yıllarda, araştırmacılar lazer uygulanmasını takiben mikrosızıntı değerlerine bakmış ve geleneksel yöntemlerle karşılaştırmıştır. Çalışmaların sonuçları lazerin geleneksel yöntemlere bir alternatif olduğunu gösterebilir bunun aksini gösteren belirten çalışmalar da bulunmaktadır (106,107).

Aranha ve ark. (2005), lazer ve geleneksel yöntemlerle kavite hazırlayıp farklı adeziv sistemlerle kapattığı 5. sınıf kaviteelerde meydana gelen mikrosızıntıyı değerlendirmiştir. Çalışmanın sonucunda, preparasyon teknikleri arasında herhangi bir istatistiksel fark bulunmazken, kullanılan adeziv sistemler arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur (106).

Yamada ve ark. (2002), yaptıkları bir çalışmada sürekli dişlerde Er:YAG lazer ve geleneksel yöntemlerle kavite hazırlamış ve kompozit ile restorasyonu sonrasında mikrosızıntı değerlerini karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonucunda, istatistiksel olarak bir fark bulunmamış ve Er:YAG lazerle hazırlanan kavite için mikrosızıntı bakımından geleneksel yöntemlere alternatif bir yöntem olduğu belirtilmiştir (107).

Setien ve ark. (2001), yaptıkları in vitro çalışmada çekilmiş dişlere farklı yöntemlerle 5. sınıf kavite hazırlamış ve kompozitle restore ederek mikrosızıntı değerlerini karşılaştırmışlardır. Yapılan çalışmanın sonucunda, preparasyon tekniklerinin mikrosızıntıyı etkilemediği, lazerle hazırlanan kavite için minenin pürüzlendirilmesinin mikrosızıntıyı azaltacağı öne sürülmüştür (108).

Buna karşılık, Esteves-Oliveira ve ark. (2008) lazerle hazırlanan 5. sınıf kavite için pürüzlendirme sonrası mikrosızıntıyı değerlendirmiştir. Çalışmada dişler geleneksel yöntemlerle, Er:YAG lazerle ve lazerle kavite preparasyonu sonrası pürüzlendirme işlemi yapılarak hazırlanmıştır. Dişlerin gingival kısmında, asitleme işlemi yapılmadan açılan lazer kavite için geleneksel yöntemlere kıyasla daha az mikrosızıntı gözlemlenirken; oklüzal kenarlarda, gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Sonuç olarak, lazerle hazırlanan kavite için pürüzlendirmenin mikrosızıntı üzerinde bir etkisi olmadığı öne sürülmüştür (109).

Borsatto ve ark. (2006) süt dişlerinde üç farklı kavite preparasyon yöntemiyle kavite hazırlamış ve meydana gelen mikrosızıntıyı değerlendirmişlerdir. Er:YAG ile hazırlanan kavite için mikrosızıntının geleneksel ve air abrazyon ile hazırlanan kavite için göre daha fazla mikrosızıntı oluşturduğunu göstermişlerdir (110).

Roebuck ve ark. (2000), farklı enerji seviyelerinde Er:YAG lazerle kaviteler hazırlamış, kompomer ile restore etmiş ve mikrosızıntı değerlerini karşılaştırmışlardır. 240 mj ile prepare edilen dişlerde, 300mj ve 200mj ile hazırlananlara göre istatistiksel olarak daha az mikrosızıntı gözlemlenmiştir. Sonuç olarak, mine ve dentinde daha iyi bir kapanma sağlamak için lazerin enerji seviyesinin kullanılan materyal kadar önemli olduğunu bildirmişlerdir(111).

2.5 LAZER- BAĞLANMA DAYANIMI İLİŞKİSİ

1995 yılında Buonocore'un minenin asitlenmesinin bağlanmayı arttırdığını öne sürmesi (103), adeziv dişhekimliğinde yeni bir çağ yaratmıştır (103). Artık, asitleme tekniği ile mineye bağlanma, etkinliği kabul edilmiş bir yöntemdir (112,113). Bununla beraber, dentine bağlanmanın mineye bağlanmaktan daha karmaşık olduğu bilinmektedir. Bu olay; dentin kanalları, yüksek su içeriği, smear tabakasının varlığı ve sklerotik dentin, hipermineralizasyon gibi patofizyolojik değişikliklerin varlığıyla açıklanabilmektedir (114).

Mine dokusu ağırlıkça %96-97 kristal yapı, %1 organik yapı ve %2-3 sudan oluşur. Minedeki su içeriğinin az olması bağlanmayı kolaylaştırmaktadır (115).

Dentin dokusu ağırlıkça %68-79 arasında kristal yapı ve yaklaşık %20 organik yapı ve %10 sudan meydana gelir. (116). Dentine bağlanmada sorun; kompleks yapısı ve kimyasal içeriğinin farklı olmasından kaynaklanmaktadır (112).

Dentine bağlanma, dentinin derinliğine bağlı olarak değişir. Yüzeysel dentinle, derin dentinin nemliliği çok farklıdır. Derin dentinde kanal sayısı mm²'de 45000 iken, yüzeysel dentinde 25000'dir. Derin dentinde yüzeysel dentinden daha geniş kanallar vardır. Bundan dolayı derin dentin yüzeysel dentinden daha nemli bir yapıya sahiptir.

Diş dokularına yeterli bir bağlanma, dental materyallerin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir (117).

Bağlanma dayanım testleri, restoratif ve adeziv sistemlerin klinik performansını değerlendirmede sıklıkla kullanılan yöntemlerdendir (116). Bir çok bağlanma dayanımı testi geliştirilmiştir (118).

Diş dokuları ile restoratif materyaller arasındaki bağlanma dayanımını belirlemek için klasik makaslama ve gerilme test metotlarının yanı sıra ortalama 1 mm² lik yüzey alanının kullanıldığı mikro test yöntemleri de uygulanmaktadır (114). Bu yöntemler diğer testlere göre daha güvenilirdir (115).

Diğer bağlanma testleri, adeziv içerisinde meydana gelen porozite ve hataları göstermemektedir (119). Bu testlerdeki başarısızlıklar daha çok dentinde koheziv şeklinde olup, bağlanma arayüzeyi hakkında kesin sonuçlar vermemektedir. Bu nedenle günümüzde mikrotensile test yöntemi tavsiye edilmektedir (114). Bu testlerdeki kırılmalar daha çok adezivdir. Koheziv kırılmaların sayısı önemli miktarda azalmıştır. Bu durum, örnek genişliğinin azalması sonucu olarak çatlakların sayı ve büyüklüğünün azalmasına bağlıdır (114).

Bu test yöntemlerinde küçük yüzey alanına sahip örneklerin kullanılması sayesinde, adeziv sistem ile diş dokusunun ara yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımlarının elimine edilebileceği belirtilmiştir (114).

Er:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyi ve rezin bonding arasındaki adezyon klinik başarı için önemlidir (120).

Lazer uygulanmış dentinde, smear tabakasının kaldırılması ve yüzey pürüzlülüğü, monomerin yapı içine infiltrasyonunu kolaylaştırmakta ve böylelikle adezyonu arttırmaktadır (68).

Bazı alışmalar (68,121) lazer uygulanmış tabakanın aside dayanıklı, daha stabil ve daha az çözünmeye eğilimli olduğunu göstermektedir. Çözünmenin azalmasının sebebi olarak yüzeydeki değişiklik ve ısının etkisiyle yüzey kompozisyonunun değişmesi sonucu asit etkisine olan dayanıklılık olarak bildirilmiştir (121).

Lazer ile hazırlanan dentinde; smear tabakası olmayan, dentin kanalları açık pullu bir yüzey izlenmektedir (122). Bu özellikler bazı yazarlara göre lazerle asitlemenin bağlanmayı arttırdığı yönünde sonuçlar çıkarmasına yol açmıştır (72,122).

Pashley ve ark. (1995) derin dentinde tubuler duvar alanının daha fazla olması ve intra-tubular dentin hibridizasyonunun yükselmesi dolayısıyla daha fazla bağlanma olduğunu savunmuştur (123).

Diğer taraftan, Prati ve ark. (1991) dentin kanallarındaki sıvının kritik önemi olduğunu savunmuşlar ve bağlanmayı olumsuz etkileme ihtimali üzerinde durmuşlardır (124).

Oliviera ve ark. (2005), Er:YAG ve geleneksel yöntemlerle hazırladıkları kavitelere iki farklı adeziv sistem kullanılması sonrası termalsiklus uygulamasının mikrotensile bağlanma dayanımı üzerine olan etkilerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, self-etch adeziv sistemlerinin total etch sistemlere göre daha stabil bir bağlanma sağladıklarını, geleneksel yöntemlerle hazırlanan kavitelere total etch sistemlerin daha başarılı olduğunu ama Er:YAG lazerle hazırlananlarda dentinin adeziv sistemlerden etkilenmediğini, termal siklusun ise mikrotensile bağlanma dayanımını negatif olarak etkilediğini bildirmişlerdir(125).

Otsuki ve ark. (2002), Er:YAG lazer uygulaması sonrası yapılan yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı üzerine etkisini incelemişler, lazer sonrası fosforik asit uygulamasının mikrotensile bağlanma dayanımını anlamlı bir şekilde arttırdığını göstermişlerdir(121).

de Souza ve ark. (2004), Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelerde farklı dentin derinliklerinde farklı bir uygulama yapmanın mikrotensile bağlanma dayanımına etkisine bakmışlardır. Bu çalışmalarının sonucunda, yüzeyel dentinde daha fazla bağlanma olduğunu, derin dentinde ise Er:YAG lazer sonrasında pürüzlendirme yapılmasının bağlanmayı arttırdığını gözlemlemişleridir(126).

2.6 ADEZİV SİSTEMLER

Adeziv restorasyonlar, zayıflamış diş dokusunu kuvvetlendirme potansiyelleri ile fonksiyonel streslerin dişe daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını sağlamakla beraber marjinal renklenme ve kırıklara, tekrarlayan çürüklere, hatta pulpal patoloji gelişimine neden olabilen mikrosızıntıyı da azaltırlar(127).

Adeziv sistemler; Total-etch adezivler, Self-etch adezivler ve Cam iyonomer bazlı adezivler olarak sınıflandırılabilirler.

2.6.1 TOTAL-ETCH ADEZİVLER: Total-etch adezivler, uygulama şekillerine göre üç basamaklı total-etch sistemler ve iki basamaklı(one-bottle) total-etch sistemler olmak üzere iki gruba ayrılırlar. “Total-etch” terimi mine ve dentin dokusunun birlikte farklı sürelerde pürüzlendirilmesini ifade etmektedir. Bu sistemlerde adezivlerin mekanik olarak bağlanmalarını sağlamak amacı ile ilk aşamayı asit uygulama ve yıkama işlemleri oluşturur (128).

Dentin dokusunun asit ile pürüzlendirilme nedeni mikromekanik tutuculuğun, rezin-dentin bağlantısındaki en önemli mekanizma olmasıdır (129). Asit uygulanması; smear tabakası ve smear tıkaçlarını ortadan kaldırarak dentinin 3-5 µm veya daha fazla derinlikte dekalsifiye olmasını sağlar (128).

Yoğun bir şekilde mineralize olan peritübüler dentinin demineralizasyonu ile tübül ağzları huni şeklinde açılır (130). Böylece dentinin geçirgenliği artar (116). Oluşan demineralizasyon; uygulanan asitin konsantrasyonuna, etki süresine ve türüne göre değişir (116,130). Demineralizasyon sonucunda minerallerin çözünmesi ile kollajen fibriller açığa çıkar ve intertübüler dentinin mikroporözitesi artar. Rezinin, intertübüler ve intratübüler penetrasyonu kolaylaşır (130,131). Bu işlemi takiben primer ve bonding ayrı ayrı veya bir şişe içerisinde uygulanır.

2.6.2 SELF-ETCH ADEZİVLER: Total-etch sistemler ile ilgili devam eden problemler, self-etch adezivlerin geliştirilmesine neden olmuştur (132). İlk self-etch sistemler, HEMA-su bazlı adezivlerde asidik monomer miktarının artırılması ile üretilmiştir.

Self-etching adeziv sistemler, smear tabakasını kaldırmaz, yalnızca çözerler; smear tabakasının altındaki dentini de kısmen demineralize ederler (133). Bu sistemler ayrı bir basamakta asitleme ve yıkama fazı gerektirmezler. Onlar mine ve dentini eş zamanlı demineralize eden ve primerin infiltrasyonunu sağlayan asidik monomerler içerirler. Böylece klinik uygulama zamanını azaltmakla birlikte işlem süresince hata yapma olasılığını da düşürürler (128). Asit uygulaması yıkama işlemi yapılmadığından smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdaki uzaklaşmaz, adeziv rezin içerisine dahil olur (127). Buna ek olarak, yüzeyin fazla kurutulmasıyla açığa çıkmış kollajen yapıda, çökme veya bağlanmayı engelleyecek derecede ıslak kalma riskini de azaltılmaktadır (134). Asitleme ve rezin infiltrasyonu eş zamanlı olduğundan eksik infiltrasyon olasılığı düşüktür ya da yoktur. Buna bağlı olarak post operatif duyarlılığın oluşmaması beklenir (128).

İki basamaklı self-etch adezivlerde, birinci basamağı asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer çözeltisi uygulaması, ikinci basamağı ise hidrofobik adeziv rezin uygulaması oluşturur(128). Tek basamaklı self-etch adezivlerde, asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv birlikte yer almakta ve aynı anda uygulanmaktadır. Hidrofilik ve hidrofobik komponentlerin karışımıdır (128).

Self-etch adezivler uygulama prosedürleri ve asiditelerine göre alt gruplara ayrılabilirler (128). Uygulama prosedürlerine göre, iki basamaklı self-etch adezivler ve tek basamaklı (all-in-one) self-etch adezivler; asiditelerine göre ise, hafif ($pH \approx 1.5$), orta ($pH \leq 1$) ve kuvvetli ($pH \geq 2$) self-etch adezivler olarak 3 sınıfa ayrılır.

Hafif self-etching adezivler, dentini oldukça sığ demineralize ederek olası kimyasal etkileşim için kollagen fibriller etrafında hidroksiapatitin kalmasına izin verirler. Dentinde oluşan demineralizasyon derinliği sadece 1 µm'dir. Genellikle smear tıkaçlarını tamamen kaldırmazlar. Sonuç olarak submikron boyutlarda oldukça yüzeyel bir hibrit tabakası oluştururlar.

Kuvvetli self-etch adezivlerin, dentinde kollajen fibrilleri açığa çıkararak hemen hemen tüm hidroksi apatitleri çözerler (127). Hafif self-etch adezivlere göre dentine infiltrasyonları daha derindir. Bu nedenle oluşan hibrit tabakası kalındır ve rezin taglar mevcuttur (135).

Orta kuvvetli self-etch adezivler, hafif ve kuvvetli self-etch adezivler arasında özellikler gösterirler. Mikromekanik bağlanma için yeterli derecede yüzey porözitesi elde edilir. Hafif self-etch adezivlere göre mine ve dentin ile daha iyi mikromekanik bağlanma elde edilir. Hibrit tabakasının kalınlığı kuvvetli self-etch adezivlere göre daha azdır.

Primer çözeltisinin pH'sından başka, smear tabakasının kalınlığı, viskozite ve ıslatma özellikleri self-etch adezivlerin infiltrasyon ve demineralizasyon özelliklerini açığa çıkarır (128).

2.6.3 CAM İYONOMER BAZLI ADEZİV SİSTEMLER: Cam iyonomerler herhangi bir yüzey uygulaması yapılmadan diş dokusuna kendi kendine tutunabilen tek materyallerdir. Bunun doğru olmasına rağmen polialkenoik asit kondisyonerlerin diş yüzeyine uygulanması, cam iyonomer materyallerin bağlanma etkilerini önemli derecede artırmıştır (127).

Adezyon mekanizmasının mikromekanik ve kimyasal yolla olduğu düşünölmektedir. Polialkenoik asit kondisyonerler, smear tabakasını kaldırarak 0.5-1 µm derinliğe kadar kollajen fibrillerini açığa çıkarırlar. Cam iyonomer bileşenlerinin yüzeye diffüze olması ile mikromekanik bağ kurulur. Polialkenoik asitin karboksil gruplarının kollajen fibrillerde kalan hidroksi apatitlerin kalsiyumları ile etkileşimi sonucu kimyasal bağlanma elde edilir (136).

2.7 KOMPOZİT RESTORATİF MATERYALLERİ

Kompozit materyali, değişik yapı ve özelliğe sahip en az iki materyalin birleştirilmesi ile elde edilen ürünler anlamına gelmektedir (130). Kompozit rezinler 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanımlandıklarından (137), bugüne kadar büyük değişiklikler göstermişlerdir.

Genel olarak ideal bir dolgu maddesinin; estetik, mekanik etkilere karşı dirençli, kavite duvarlarına adaptasyonu iyi, ısı iletkenliği az, porozitesi azaltılmış, ağız içinde hacim ve Şekil değişikliğine uğramayan, mine-dentin bondinę ajanları ve canlı dokularla biyolojik olarak uyumlu olması gerekir. Bu materyallerin radyoopak doldurucu içermesi, hazırlanması ve uygulanmasının kolay olması, maliyetlerinin ucuz ve raf ömürlerinin uzun olması istenilen diğer özellikleridir (138)

Kompozit rezinler 4 temel yapıdan oluşmaktadır: organik polimer matris, doldurucu parçacıklar, silan(bağlayıcı faz) ve başlatıcı maddeler (131). Organik polimer matris BIS-GMA'dır (130,131). BIS-GMA; bir peroksit katalizör ve amin akseleratör kullanımı ile ilave polimerizasyon ve iki tane reaktif çift bağ yapabilen, hemen hemen renksiz visköz bir sıvıdır.Günümüzde daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan UDMA (üretan dimetakrilat) kullanılmaktadır. BIS-GMA ve UDMA oligomerler yüksek vizkozite özelliği göstermektedir bu nedenle içersine trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) eklenerek vizkoziteleri azaltılmıştır (139). Yapısında Bisfenol-A-polietilen glikol dieter metakrilat (BIS-EMA) bulunan kompozit rezinlerde hacimsel büzülmenin azaldığı ve manipölasyon kolaylığı bildirilmiştir (131).

Kompozit rezinlerin yapısında bulunan inorganik yapı ise, matriks içerisine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur (130). Stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum rezine, radyoaktifite kazandırır. Yapıya küçük parçalar halinde eklenen kolloidal silika yapının translüens özelliğini artırarak, ısıl genişleme katsayısını düşürür. Bunun dışında polimerizasyon bütülmesini azaltarak aşınmaya direnci arttırdığı gösterilmiştir (131). Silika partiküllerinin kristalin formları yapının sert olmasını ve kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle, kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir (140).

Doldurucu partiküller organik silisyum bileşiği olan silan ile kaplanır ve bu sayede polimer matris ve partiküller arasında sıkı bir bağlantı sağlanır. Bunun sonucunda, silika partikülleri yüzeyinde tek molekül ve çift fonsiyonlu bir katman oluşur. Moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil gruplarına diğer ucu ise organik matris polimerine bağlanır (130).

Kompozitlerde başlatıcı faz olarak ışık veya kimyasal maddeler kullanılır. Kamforokinon 460 nm dalgaboylu mavi ışık ile serbest kökler vermek üzere ayrışır ve fotonları abzorbe ederek polimerizasyon enerjisine dönüştürür (130).

3) GEREÇ-YÖNTEM

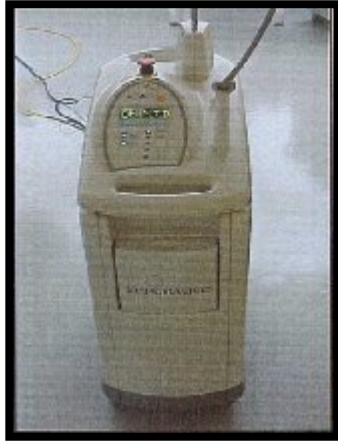
Bu çalışmada ortodontik amaçla çekilmiş 96 adet çürüksüz küçükzaki dişi kullanıldı. Dişlerin üzerindeki yumuşak dokular küret yardımıyla uzaklaştırıldı ve deney uygulamasına kadar + 4 °C'de timol kristalleri içeren distile suda saklandı.

3.1 Mikrosızıntı çalışması için dişlerin hazırlanması

32 adet küçükzaki dişi rastgele seçilerek iki gruba ayrıldı. Birinci grupta, her dişin bukkal yüzeylerinde Er:YAG lazer (Hoya ConBio VesaWave), lingual/palatinal yüzeylerinde ise aeratör ve mikromotor ile mine-sement sınırınının 1mm üzerinde, 3mm boyunda, 4mm genişliğinde ve 2mm derinliğinde 5. sınıf kavite hazırlandı. İkinci grupta ise her dişin bukkal yüzeylerinde aeratör ve mikromotor, lingual/palatinal yüzeylerinde ise Er:YAG lazer ile mine-sement sınırınının 1mm üzerinde, 3mm boyunda, 4mm genişliğinde ve 2mm derinliğinde 5. sınıf kavite hazırlandı (Resim 1). Kavite boyutları periodontal sond ve kumpas yardımı ile kontrol edilerek standart hale getirildi. Mine aeratöre takılan elmas rond frezle (Acurata G+K Manhardt Dental 544#012) su soğutması altında uzaklaştırıldı. Dentin, mikromotora takılan çelik rond frezle kaldırıldı ve preparasyon belirlenen derinlikte bitirildi. Er:YAG lazer ile açılan kaviteelerde minede 250 mj enerji düzeyinde 25 Hz, dentinde 180 mj enerji düzeyinde 20 Hz ile çalışıldı (Resim 2). Kavitelere bizotaj yapılmadı.



RESİM 1: Aeratör veya Er:YAG lazer ile hazırlanan kaviteler



RESİM 2: Çalışmada kullanılan Er:YAG lazer

Böylece, birinci grupta 16 adet lazerle hazırlanmış bukkal kavite ve 16 adet aeratör ve mikromotor ile hazırlanmış lingual/palatinal kavite; ikinci grupta ise 16 adet aeratör ve mikromotor ile hazırlanmış bukkal kavite ve 16 tane lazerle hazırlanmış lingual/palatinal kavite oluşturuldu. Sonuç olarak, lazer ile 32 adet, geleneksel yöntemle 32 adet kavite meydana getirildi.

Çalışmada, her alt grupta 8 kavite (4 bukkal+ 4 lingual) olacak şekilde alt gruplar oluşturuldu ve böylece alt grupların herbirine farklı kavite açma yöntemi ve farklı uygulama materyali ile işlem gerçekleştirildi. Oluşan alt gruplar ve uygulama materyalleri aşağıda gösterilmiştir. (Tablo1)

Tablo 1: Mikrosızıntı çalışması için kavite hazırlama yöntemleri ve kullanılan restoratif materyaller

GRUP NO	KAVİTE HAZIRLAMA YÖNTEMİ	ADEZİV MATERYALİ	KOMPOZİT MATERYALİ
1	4 bukkal kavite(lazer)+ 4 lingual/palatinal kavite (aeratör ve mikromotor)	Silorane	Silorane
2	4 bukkal kavite(lazer)+ 4 lingual/palatinal kavite (aeratör ve mikromotor)	Futurabond	Amaris
3	4 bukkal kavite(lazer)+ 4 lingual/palatinal kavite (aeratör ve mikromotor)	Clearfil SE Bond	Clearfil Majesty Posterior
4	4 bukkal kavite(lazer)+ 4 lingual/palatinal kavite (aeratör ve mikromotor)	Adper SE Plus	Z250
5	4 Bukkal kavite (aeratör ve mikromotor)+ 4 lingual/palatinal kavite(lazer)	Silorane	Silorane
6	4 Bukkal kavite (aeratör ve mikromotor)+ 4 lingual/palatinal kavite(lazer)	Futurabond	Amaris
7	4 Bukkal kavite (aeratör ve mikromotor)+ 4 lingual/palatinal kavite(lazer)	Clearfil SE Bond	Clearfil Majesty Posterior
8	4 Bukkal kavite (aeratör ve mikromotor)+ 4 lingual/palatinal kavite(lazer)	Adper SE plus	Z250

Gruplardaki dişlere firmaların önerileri doğrultusunda restoratif materyaller aşağıda anlatıldığı şekilde uygulanmıştır.

1. ve 5. grup: Bu gruptaki kavitelerin bukkal ve palatinal/ lingual yüzeyleri Silorane kompozit materyali ile restore edildi (Resim 3). Dişler kurutulduktan sonra Silorane self-etching primeri, bütün kavite yüzeyine 15 saniye boyunca pelet yardımıyla uygulandı. Primer hava ile inceltildi ve 10 saniye halojen ışık (Optilux 501) ile polimerize edildi. Bonding ajanı bütün kavite yüzeyine sürüldü ve hava ile dağıtılarak 10 saniye boyunca polimerize edildi. Kavite Silorane A2 ile restore edildi ve 40 saniye polimerize edildi.



Resim 3: Silorane adeziv sistemi ve kompozit materyali

2. ve 6. grup : Bu gruptaki kaviteilerin bukkal ve palatinal/ lingual yüzeyleri Amaris kompozit materyali ile restore edildi (Resim 4). Dişler kurutulduktan sonra, Futurabond tek kullanımlık adeziv materyali bütün kavite yüzeyine 20 saniye boyunca pelet yardımıyla uygulandı. Uygulanan adeziv hava ile inceltildi ve 20 saniye polimerize edildi. Kaviteye Amaris kompozit materyali uygulandı.



Resim 4: Voco Futurabond NR- Voco Amaris

3. ve 7. grup Bu gruptaki kavitelerin bukkal ve palatinal/ lingual yüzeyleri Clearfil Majesty Posterior kompozit materyali ile restore edildi (Resim 5). Dişler kurutulduktan sonra Clearfil SE Bond self-etching primeri bütün kavite yüzeyine 20 saniye boyunca pelet yardımıyla uygulandı. Primer hava ile kurutuldu. Bonding ajanı bütün kavite yüzeyine sürüldü ve hava ile dağıtılarak 20 saniye polimerize edildi. Kavite Clearfil Majesty Posterior A2 ile restore edildi ve 40 saniye polimerize edildi.



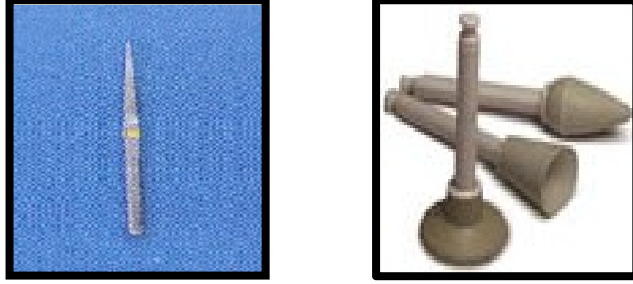
Resim 5: Clearfil SE Bond Adeziv Sistemi- Clearfil Majesty Posterior Kompozit Materyali

4. ve 8. grup Bu gruptaki kavitelerin bukkal ve palatinal/lingual yüzeyleri Filtek Z250 (A2,3MESPE) kompozit materyali ile restore edildi (Resim 6). Dişler kurutulduktan sonra Adper™ SE plus self-etching primeri bütün kavite yüzeyine pelet yardımıyla uygulandı. Primer uygulanan bölgenin pembe rengine dönüştüğü gözlemlendi. Primer hava ile inceltildikten sonra bonding ajanı bütün kavite yüzeyine 20 saniye boyunca uygulandı. Kavitenin yüzeyinde pembe renginin kaybolduğu görüldü ve bonding ajanı kurutuldu. İkinci bir kat bonding ajanı tekrar bütün kaviteye uygulanarak 20 saniye polimerize edildi. Kavite Z250 A2 ile restore edildi ve 20 saniye polimerize edildi.



Resim 6: 3MESPE Adper™ SE plus adeziv sistemi ve Filtek Z250 kompozit materyali

Bütün dişlere sırasıyla kırmızı bantlı elmas frez ve kırmızı bantlı tungsten karbid frez ile bitim işlemi uygulandı ve pogo cila sistemi ile bitirildi. Dişler hazırlandıktan sonra 24 saat distile suda bekletildi (Resim7).



Resim7: Çalışmada kullanılan bitirme frezleri

Bütün rneklere 5°-55° C arasında 1000 kez termosiklus (Salubris Technica, Türkiye) uygulandı. Örnekler 5°-55° C suya her seferinde 30 saniye kalacak şekilde bırakıldı (Resim 8).

Termosiklus uygulaması sonrasında rnekerin kök uçları bir kompozit rezin ile kapatıldı. (Filtek Z250) . İki tabaka koyu renkli tırnak cilası restorasyon kenarlarına 1.5 mm yaklaşacak şekilde kök ve kavite dışında kalan diş yüzeyine uygulandı (Resim 9). Böylece uygulanacak boyanın foramen apikale ve yan kanallardan pulpa boşluğu içerisine girmesi engellendi.



Resim 8: Termosiklus Cihazı



Resim 9: Dişlerin koyu renk tırnak cilası uygulaması sonrası olan görüntüsü

Bu işlem sonrasında tüm örnekler %0.5'lik bazik fuksin çözeltisi içerisinde 24 saat bekletildi. Dişler akan suyun altında yıkanarak artık boya uzaklaştırıldı ve oda ısısında kurutuldu.

Dişler, bukkal ve lingual/palatinalde hazırlanan kavileri birbirinden ayırmak için kesit alma cihazı (Izomet Buehler, Ltd, Lake Bluff,II,ABD) ile mesiyo-distal yönde kesildi (Resim 10-11). Böylece ayrı uygulama yöntemi ile oluşturulan ve ayrı ayrı 4 bukkal ve 4 lingual/palatinal kavite taşıyan yeni 8 alt grup meydana getirildi. Aynı materyal uygulanmış ve aynı yöntem ile açılmış kaviler birleştirildi. Sonuçta aynı yöntemle açılmış ve aynı materyal uygulanmış 8 kavite elde edildi.



RESİM 10: Dişlerin kesilmesinde kullanılan kesit alma cihazı



Resim 11: Dişlerin köklerinin ayrılması ve mesio-distal yönde kesilmesi

Dişler kesit alma cihazı ile bukkal-lingual yönde restorasyonun ortasından geçecek şekilde kesildikten sonra, boya penetrasyon derecesi stereomikroskop (Leica MZ 16 FA) ile incelendi (Resim 12) ve boya penetrasyon derecesi 0-3 dereceleri arasında değerlendirildi.

Skor 0: hiç boya penetrasyonu yok

Skor 1: boya penetrasyonu gingival basamağın 1/2sine kadar yayılmış durumda

Skor 2: boya penetrasyonu gingival basamağın hepsini kapsıyor

Skor 3: boya penetrasyonu aksiyel duvarın 1/2sine kadar yayılmış durumda



Resim 12: Çalışmada kullanılan Leica Stereomikroskop

3.2 Mikrotensil çalışması için dişlerin hazırlanması

Geriyeye kalan 64 daimi küçükazı dişi iki gruba ayrıldı. Birinci grubun bukkal yüzeylerine Er:YAG lazer ile mine-sement sınırının 1mm üzerinde, 3mm boyunda, 4mm genişliğinde ve 2mm derinliğinde 5. sınıf kaviteler hazırlandı. Er:YAG lazer ile açılan kavitelerde minede 250 mj enerji düzeyinde 25 Hz, dentinde 180 mj enerji düzeyinde 20 Hz ile çalışıldı. İkinci grubun ise bukkal yüzeylerine aeratör ve mikromotor ile aynı büyüklükte kaviteler hazırlandı. Kavitelerin boyutları periodontal sond ve kumpas yardımı ile kontrol edilerek standart hale getirildi. Mine, aeratöre takılan elmas rond frezle (Acurata G+K Manhardt Dental 544#012) su soğutması altında uzaklaştırıldı. Dentin, mikromotora takılan çelik rond frezle kaldırıldı ve preparasyon belirlenen derinlikte bitirildi. Kavitelere bizotaj yapılmadı.

Her bir grup 4'er alt gruba ayrıldı. Hazırlanan kavitelere yukarıda anlatıldığı şekilde aynı bonding ajanları ve restoratif materyaller uygulandı. Mikrotensile testi için hazırlanan restoratif materyaller kavite sınırları dahilinde diş yüzeyinden 1.5 mm yüksek olacak şekilde hazırlandı. Uygulama grupları aşağıda gösterilmiştir (Tablo2)

Tablo2: Mikrotensil bağlanma çalışması için kavite hazırlama yöntemleri ve kullanılan restoratif materyaller

GRUP NO	KAVİTE YÖNTEMİ	ADEZİV MATERYALİ	KOMPOZİT MATERYALİ
1	Lazer	Silorane	Silorane
2	Lazer	Futurabond	Amaris
3	Lazer	Clearfil SE Bond	Clearfil Majesty Posterior
4	Lazer	Adper SE plus	Z250
5	Aerator ve Mikromotor	Silorane	Silorane
6	Aerator ve Mikromotor	Futurabond	Amaris
7	Aerator ve Mikromotor	Clearfil SE Bond	Clearfil Majesty Posterior
8	Aerator ve Mikromotor	Adper SE plus	Z250

Bütün örnekler 5°-55°C arasında 1000 kez termosiklus döngüsü uygulandı. Örnekler 5°-55°C'lik suya her seferinde 30 saniye kalacak şekilde bırakıldı.

Hazırlanan grupların herbirinden bir adet diş SEM ile inceleme yapılabildi için ayrıldı.

Daha sonra, dişler bağlama yüzeyine dik olacak şekilde önce mesiyo-distal sonra vestibülo-lingual/palatal yönde kesilerek 1x1 mm genişliğinde dentin-kompozit çubukları elde edildi (Resim13).



Resim 13: İzomet ile dişlerin mesiyo-distal ve vestibulo-lingual/palatal yönde kesilmesi

Çubuklardan pulpa üzerinde kalan dentin kalınlığı kumpas yardımı ile ölçüldü (Resim 14) ve kalan dentin kalınlıklarının 2-3 mm arasında olduğu tespit edildi.



Resim 14: Kumpas

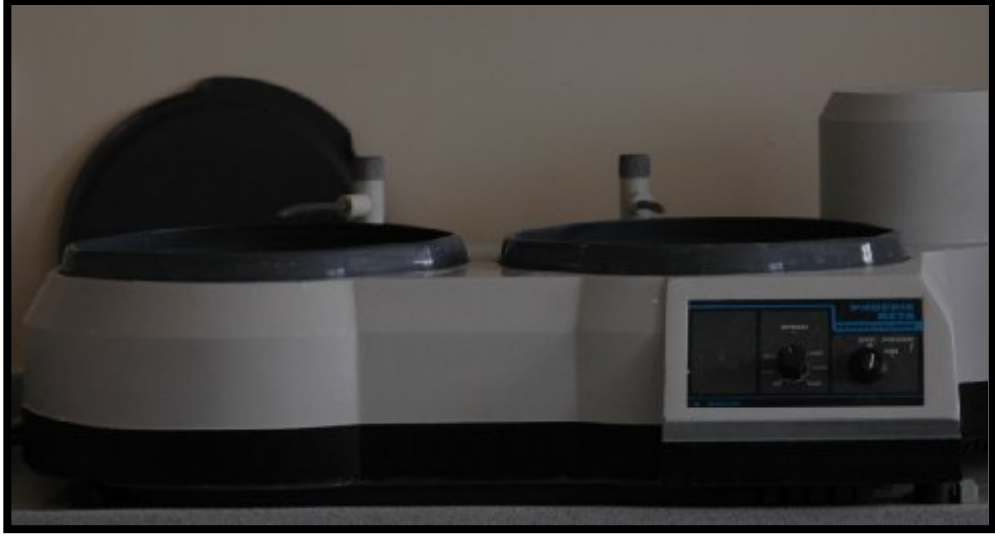
Her diştten 4 adet çubuk çıkarıldı. Her grup için toplam 28 adet çubuk elde edildi. Universal test cihazı (Instron; USA) bağlanan örneklere, 1mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar çekme kuvveti uygulandı (Resim 15). Kırılan örneklerin kopma değerleri kayıt edildi.



Resim 15: Elde edilen çubuklarının universal test cihazına bağlanması

3.3 Örneklerin SEM için Hazırlanması

Termosiklus sonrası her alt gruptan ayrılan bir diş SEM incelemesi için hazırlandı. Dişler kesit alma cihazı ile kesim hattı restorasyonun ortasından geçecek şekilde buko-lingual doğrultuda ikiye ayrıldı. Elde edilen örnekler akrilik (MARKA) içerisinde gömüldü. Restorasyon yüzeyleri 600,1200 ve 2000 gritli silicon karbid aşındırıcı kağıt yardımıyla ve su yıkaması altında cilalandı (Resim 16). Cilalama işleminin ardından altınla kaplanan örnekler, JEOL JSM 6335 F Field Emission marka taramalı elektron mikroskobu altında incelendi (Resim17).



Resim 16: Çalışmada kullanılan aşındırma Cihazı (Phoenix Beta, Buehler,USA)



Resim 17: Çalışmada kullanılan taramalı electron mikroskobu

3.4 İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada istatistiksel analizler SPSS 17 paket programı ile yapılmıştır. Grupların farklı yöntemlerle hazırlanması sonrası bağlanma dayanım değerleri arasındaki farklılık ve farklı materyallerle restore edilmesi sonrası bağlanma dayanım değerlerinin incelenmesi, farkların analizlerini gösteren 'One Way ANOVA' ve 'post hoc çoklu karşılaştırmalar TUKEY' testi ile gerçekleştirilmiştir.

Grupların mikrosızıntı değerleri ise nitel verilerin karşılaştırılması için kullanılan ki-kare testi ile değerlendirilmiştir. Kullanılan kavite açma yöntemleri arasındaki, materyaller arasındaki farklılıklar ve dişlerin farklı bölgelerinde meydana gelen mikrosızıntı sonuçları birbirleriyle karşılaştırılmıştır.

4) BULGULAR

Bu çalışmada, lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan 5. Sınıf kaviterlerde, 4 farklı kompozit materyalinin uygulanması sonrası gözlenen mikrosızıntı ve mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması ve kavite-restorasyon yüzeylerinin SEM ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

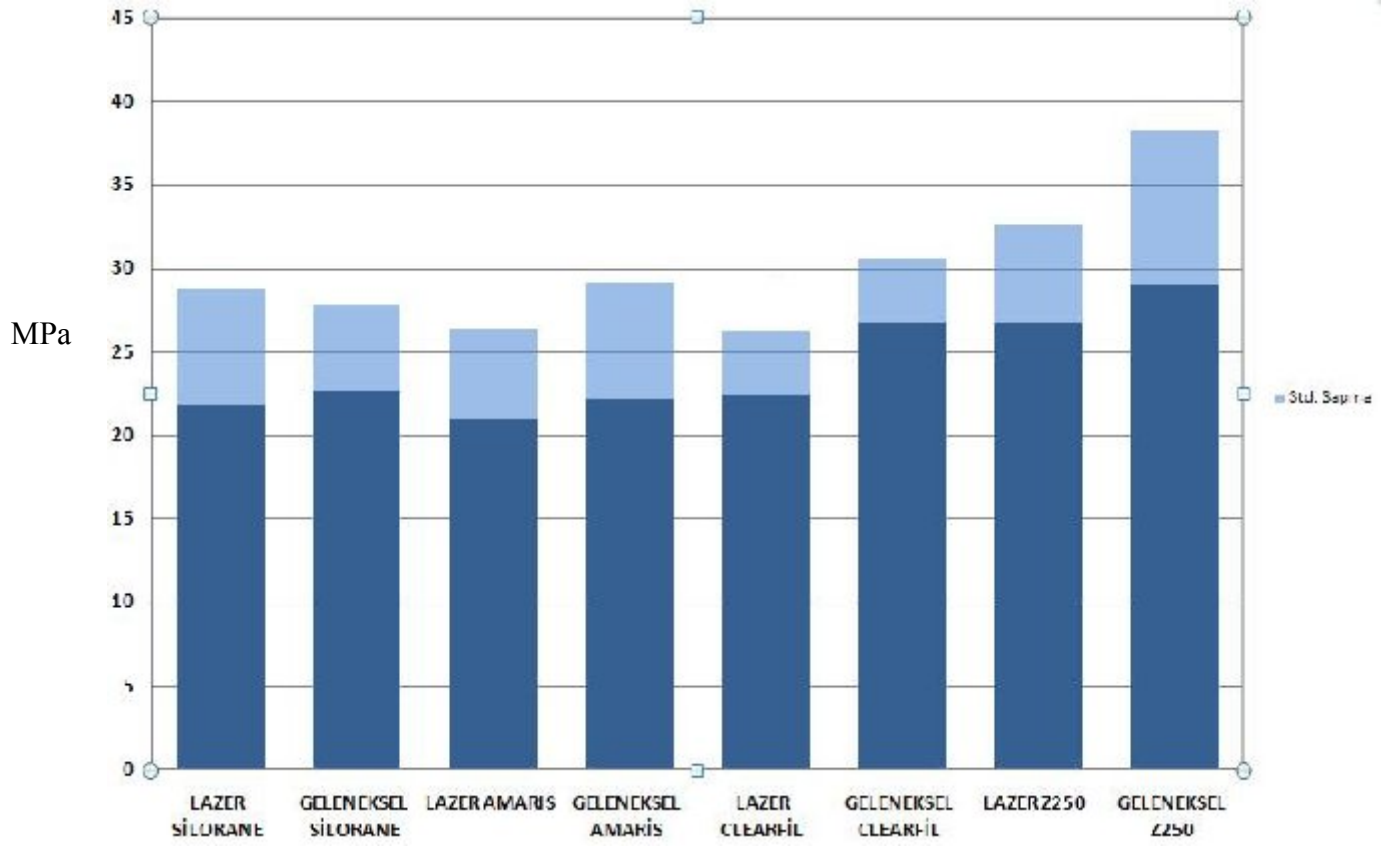
4.1) Bağlanma dayanımı ile ilgili bulgular

Bütün grupların mikrotensil bağlanma değerlerinin aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri tablo 3 ve grafik 1'de gösterilmiştir.

Tablo3: Lazer veya geleneksel yöntemle açılan ve farklı kompozit materyalleri ile restore edilen gruplarda elde edilen mikrotensil bağlanma değerlerinin (MPa) aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri

KOMPOZİT	ADEZİV	ORTALAMA	STANDART SAPMA
1)Lazer Silorane	Silorane	21,81	±6,92
2)Lazer Amaris	Futurabond	20,77	±5,26
3)Lazer Clearfil	Clearfil SE Bond	24,14	±5,40
4)Lazer Z250	Adper SE Plus	27,71	±7,01
5)Geleneksel Silorane	Silorane	21,09	±3,72
6)Geleneksel Amaris	Futurabond	19,01	±3,89
7)Geleneksel Clearfil	Clearfil SE Bond	28,78	±5,98
8)Geleneksel Z250	Adper SE Plus	29,03	±9,16

Grafik 1: Lazer veya geleneksel yöntemle açılan ve farklı kompozit materyalleri ile restore edilen gruplarda elde edilen mikrotensil bağlanma değerlerinin dağılımı



Bütün grupların mikrotensil bağlanma değerlerinin ortalama farklarının karşılaştırılması Tablo 4'de gösterilmiştir. (post hoc çoklu karşılaştırmalar Tukey testi) (* : İstatistiksel olarak anlamlı gruplar $p < 0.05$)

Tablo4: Lazer veya geleneksel yöntemle açılan ve farklı kompozit materyalleri ile restore edilen gruplarda elde edilen mikrotensil bağlanma değerlerinin farklarının karşılaştırılması

		ORTALAMALAR ARASINDAKİ FARKLAR	ANLAMLILIK
Lazer Silorane	Lazer Amaris	1,04179	,998
	Lazer Clearfil	-2,33464	,847
	Lazer Z250	-5,89893*	,010
Lazer Amaris	Lazer Clearfil	-3,37643	,448
	Lazer Z250	-6,94071*	,001
Lazer Clearfil	Lazer Z250	-3,56429	,375
Geleneksel Silorane	Geleneksel Amaris	2,08429	,910
	Geleneksel Clearfil	-7,69143*	,000
	Geleneksel Z250	-7,94250*	,000
Geleneksel Amaris	Geleneksel Clearfil	-9,77571*	,000
	Geleneksel Z250	-10,02679*	,000
Geleneksel Clearfil	Geleneksel Z250	-,25107	1,000

Lazer veya geleneksel yöntemle açılan ve farklı kompozit materyalleri ile restore edilen gruplarda elde edilen mikrotensil bağlanma değerlerinin farklarının karşılaştırılması tablo 4'de gösterilmiştir. Bulgulara göre, lazer ile hazırlanan ve Silorane ile restore edilen 1. grup ile, lazerle hazırlanan ve Filtek Z250 ile restore edilen 4. grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. 1. grubun mikrotensil bağlanma dayanımı değerleri, 4. gruptan anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Aynı şekilde, lazer ile hazırlanan ve Amaris ile restore edilen 2. gruba, lazerle hazırlanan ve Filtek Z250 ile restore edilen 4. grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. 2. grubun mikrotensil bağlanma dayanımı değerleri, 4. gruptan anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Geleneksel yöntemle hazırlanan ve Silorane ile restore edilen 5. grup ile geleneksel yöntemle hazırlanan ve Clearfil ve Filtek Z250 ile restore edilen 7. ve 8. gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. 5. grubun mikrotensil bağlanma dayanımı değerleri, 7 ve 8. gruplardan anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Ayrıca, geleneksel yöntemle hazırlanan ve Amaris ile restore edilen 6. grup ile geleneksel yöntemle hazırlanan ve Clearfil ve Filtek Z250 ile restore edilen 7. ve 8. gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. 6. grubun mikrotensil bağlanma dayanımı değerleri, 7 ve 8. gruplardan anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Diğer mikrotensil bağlanma değerlerinin farklarının karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlenmemiştir.

Materyallerin farklı kavite açma yöntemine göre gözlemlenen ortalamalarının farklarının karşılaştırılması tablo 5'de gösterilmiştir. (post hoc çoklu karşılaştırmalar Tukey testi) (* : İstatistiksel olarak anlamlı gruplar $p < 0.05$)

Tablo 5: Materyallerin farklı kavite açma yöntemine göre ortalamalarının farklarının karşılaştırılması

		ORTALAMALAR ARASINDAKİ FARKLAR	ANLAMLILIK
Lazer Silorane	Geleneksel Silorane	,71643	1,000
Lazer Amaris	Geleneksel Amaris	1,75893	,962
Lazer Clearfil	Geleneksel Clearfil	-4,64036	,095
Lazer Z250	Geleneksel Z250	-1,32714	,993

Materyallerin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir. ($p < 0,05$)

Lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanmış bütün kavitelelerin mikrotensil bağlanma değerlerinin aritmetik ortalamaları, standart sapma değerleri ve mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamalarının farklarının karşılaştırılması Tablo 6'da gösterilmiştir. (t-test)

Tablo 6: Lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanmış bütün kavitelelerin mikrotensil bağlanma değerlerinin aritmetik ortalamaları, standart sapma değerleri ve mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamalarının farklarının karşılaştırılması

	ORTALAMA	STANDART SAPMA	FARK	t-değeri	p değeri
LAZER	23,6058	6,67819	0,14	0,919	0,359
GELENEKSEL	24,4788	7,51614			

Bu tabloya göre materyalleri gözönüne almadan lazer ve geleneksel yöntem ile açılan kavitelelerdeki değerlerin ortalamalarının farkları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

5.2) Mikrosızıntı değerlendirmesinin bulguları

Bu çalışmada, mikrosızıntı dereceleri 0, 1, 2 ve 3 olarak değerlendirilmiştir. Bu değerlere göre, skor 0'da, hiç sızıntı yoktur. Skor 1, sızıntının gingival basamağın 1/2sine kadar uzandığını; skor 2, sızıntının gingival basamağın hepsini içerdiğini ve skor 3, sızıntının aksiyel duvarın 1/2sine kadar uzandığını göstermektedir.

Bu araştırmada mikrosızıntı skorları, skor 0 'sızıntı yok', skor 1 ve 2 'orta dereceli sızıntı', skor 3 ise 'çok sızıntı' şeklinde değerlendirilmiştir. Bu değerlere göre, farklı kavite açma yöntemiyle hazırlanan örnekler kendi aralarında ve birbirleriyle karşılaştırılmışlarır..

Lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan 5. Sınıf kavitelerde oklüzaldeki mikrosızıntı değerleri ve uygulanan materyal arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak karşılaştırmaları Tablo 7 ve grafik 2'de gösterilmiştir.

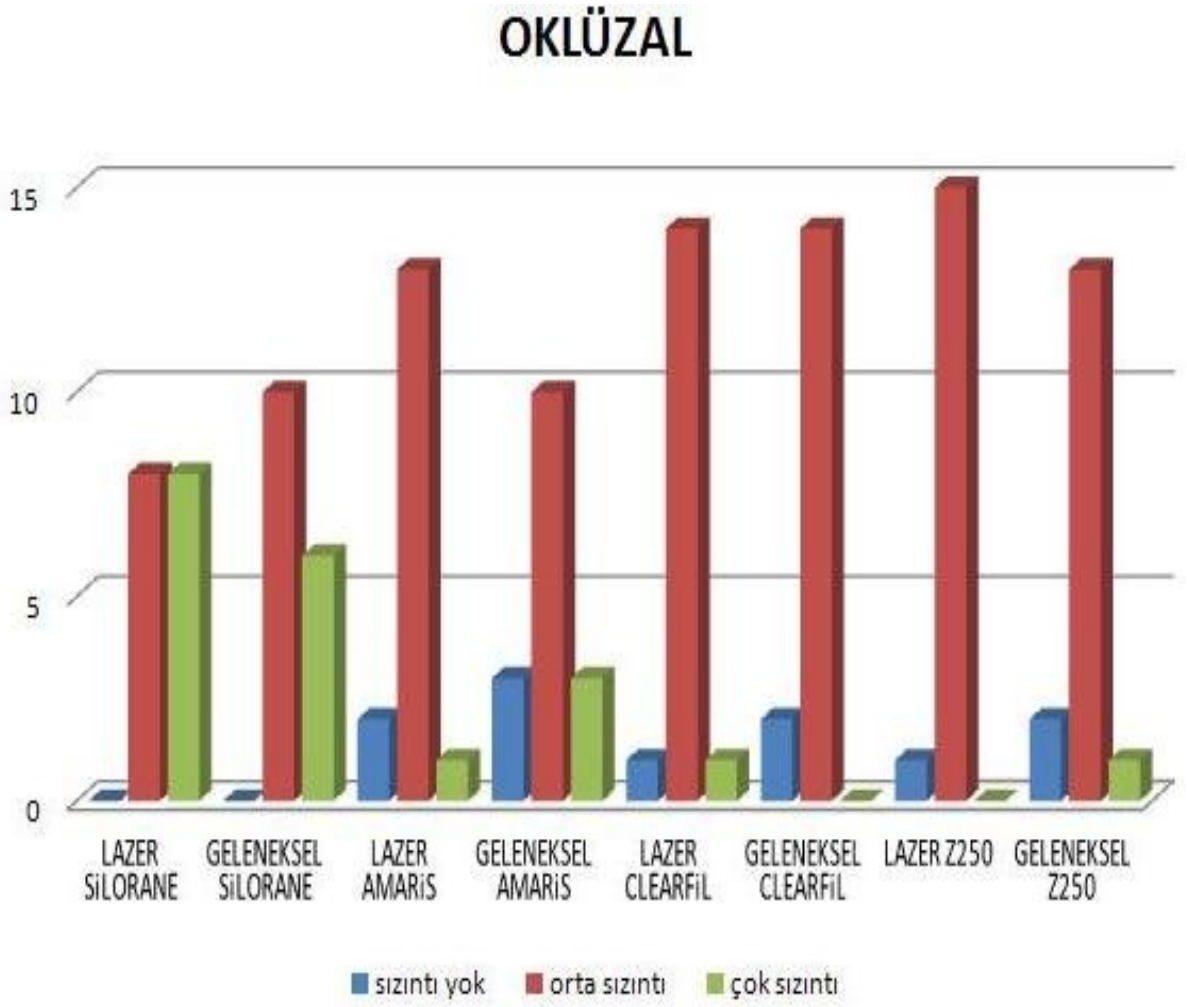
Tablo 7: Bütün gruplarda, oklüzalde meydana gelen mikrosızıntı skorları

		sızıntı yok	orta sızıntı	çok sızıntı	toplam
Lazer Silorane	Gözlenen	0	8	8	16
	Beklenen	1,4	12,1	2,5	16,0
Lazer Amaris	Gözlenen	2	13	1	16
	Beklenen	1,4	12,1	2,5	16,0
Lazer Clearfil	Gözlenen	1	14	1	16
	Beklenen	1,4	12,1	2,5	16,0
Lazer Z250	Gözlenen	1	15	0	16
	Beklenen	1,4	12,1	2,5	16,0
Geleneksel Silorane	Gözlenen	0	10	6	16
	Beklenen	1,4	12,1	2,5	16,0
Geleneksel Amaris	Gözlenen	3	10	3	16
	Beklenen	1,4	12,1	2,5	16,0
Geleneksel Clearfil	Gözlenen	2	14	0	16
	Beklenen	1,4	12,1	2,5	16,0
Geleneksel Z250	Gözlenen	2	13	1	16
	Beklenen	1,4	12,1	2,5	16,0
Total	Gözlenen	11	97	20	128
	Beklenen	11,0	97,0	20,0	128,0

	Değer	Anlamlılık
Ki-kare	34,06	0,002

Beklenen mikrosızıntı değerleri, kıkare istatistiksel analiz testi tarafından belirlenmiştir.

Grafik 2: Bütün gruplarda, oklüzalde meydana gelen mikrosızıntı değerlerinin dağılımı



Lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan 5. Sınıf kavitelerde oklüzaldeki mikrosızıntı değerleri ve uygulanan materyal arasındaki ilişki incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.

Bu sonuçlara göre, lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan ve Silorane ile restore edilen gruplarda 'orta dereceli sızıntı' beklenenden daha az, 'çok sızıntı' beklenenden daha fazla gözlenmiştir. Her iki grupta da 'sızıntı yok' değeri görülmemiştir.

Geleneksel yöntemle hazırlanan ve Amaris ile restore edilen grupta beklenenden daha fazla miktarda 'sızıntı yok' skoru gözlemlenmiştir.

Lazer ve geleneksel yöntem ile hazırlanan ve Clearfil Majesty Posterior ile restore edilen gruplarda 'orta dereceli sızıntı' beklenenden fazla, 'çok sızıntı' ise beklenen değerlerden daha az çıkmıştır. Geleneksel yöntemle hazırlanan grupta 'çok sızıntı' skoru 0 olarak görülmüştür.

Lazer ile hazırlanan ve Z250 ile restore edilen grupta 'orta dereceli sızıntı' beklenenden fazla, 'çok sızıntı' ise beklenenden daha az bulunmuştur. 'Çok sızıntı' skoru 0 olarak görülmüştür. Geleneksel yöntemle hazırlanan ve Z250 ile restore edilen grupta 'çok sızıntı' beklenenden az olmuştur.

Z250 ile hazırlanan her iki grupta orta dereceli sızıntı fazla gözlenmiştir.

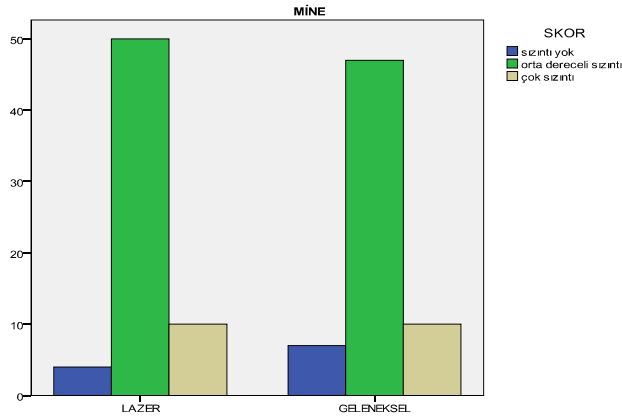
Materyal farkı gözetmeksizin oklüzalde lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere meydana gelen mikrosızıntı değerleri arasındaki fark tablo 8 ve grafik 3 'de gösterilmiştir.

Tablo 8: Oklüzalde lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere meydana gelen mikrosızıntı değerleri arasındaki fark

		sızıntı yok	orta sızıntı	çok sızıntı	toplam
LAZER	Gözlenen	4	50	10	64
	Beklenen	5,5	48,5	10,0	64,0
GELENEKSEL	Gözlenen	7	47	10	64
	Beklenen	5,5	48,5	10,0	64,0
TOPLAM	Gözlenen	11	97	20	128
	Beklenen	11,0	97,0	20,0	128,0

	Değer	Anlamlılık
Ki-kare	,911	0,634

Grafik 3: Oklüzalde lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere meydana gelen mikrosızıntı değerlerinin dağılımı



Oklüzalde lazerle ve geleneksel olarak hazırlanan kavitelere mikrosızıntı bakımından incelendiğinde anlamlı bir fark bulunmamıştır.

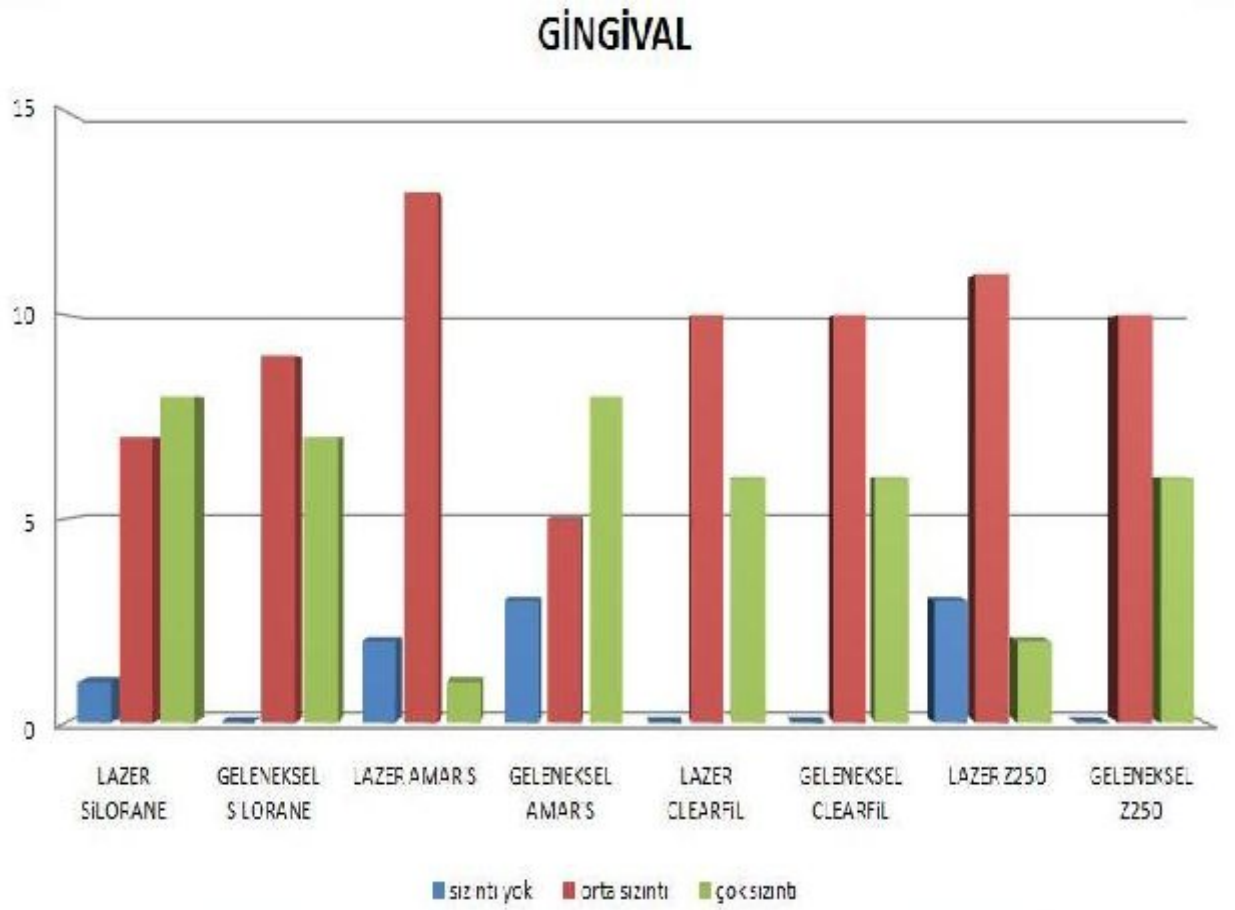
Lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan 5. Sınıf kavitelerde gingivaldeki mikrosızıntı değerleri ve uygulanan materyal arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak karşılaştırmaları Tablo 9 ve grafik 4’de gösterilmiştir.

Tablo9: Bütün gruplarda, gingivalde meydana gelen mikrosızıntı skorları

		sızıntı yok	orta sızıntı	çok sızıntı	toplam
Lazer Silorane	Gözlenen	1	7	8	16
	Beklenen	1,1	9,4	5,5	16,0
Lazer Amaris	Gözlenen	2	13	1	16
	Beklenen	1,1	9,4	5,5	16,0
Lazer Clearfil	Gözlenen	0	10	6	16
	Beklenen	1,1	9,4	5,5	16,0
Lazer Z250	Gözlenen	3	11	2	16
	Beklenen	1,1	9,4	5,5	16,0
Geleneksel Silorane	Gözlenen	0	9	7	16
	Beklenen	1,1	9,4	5,5	16,0
Geleneksel Amaris	Gözlenen	3	5	8	16
	Beklenen	1,1	9,4	5,5	16,0
Geleneksel Clearfil	Gözlenen	0	10	6	16
	Beklenen	1,1	9,4	5,5	16,0
Geleneksel Z250	Gözlenen	0	10	6	16
	Beklenen	1,1	9,4	5,5	16,0
Total	Gözlenen	9	75	44	128
	Beklenen	9,0	75,0	44,0	128,0

	Değer	Anlamlılık
Ki-kare	24,638	0,038

Grafik 4: Bütün gruplarda, gingivalde meydana gelen mikrosızıntı skorlarının dağılımı



Lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan 5. Sınıf kavitelere gingivaldeki mikrosızıntı değerleri ve uygulanan materyal arasındaki ilişki incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.

Sonuçlara göre, lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanmış ve Silorane ile restore edilmiş gruplarda, 'çok sızıntı'sonuçları beklenenden daha fazla çıkmıştır.

Lazer ile hazırlanmış ve Amaris ile restore edilmiş grupta 'sızıntı yok' ve 'orta dereceli sızıntı' beklenenden fazla, 'çok sızıntı' ise beklenenden daha az görülmüştür.

Geleneksel yöntemle hazırlanan ve Amaris ile restore edilen grupta 'orta dereceli sızıntı' beklenenden az, 'çok sızıntı' skoru ise beklenenden fazla bulunmuştur. 'Sızıntı yok' skoru beklenenden daha fazla gözlemlenmiştir.

Lazer ile hazırlanan ve Z250 ile restore edilen grupta sızıntı olmayan grup beklenenden daha fazla çıkmış, 'çok sızıntı' ise beklenenden daha az gözlenmiştir.

Geleneksel yöntemle hazırlanmış ve Z250 ile restore edilmiş gruba 'sızıntı yok' skoru 0 olarak görülmüştür.

Lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanmış Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş grupta beklenen ve gözlenen sonuçlar birbirlerine yakındır.

Lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanmış ve Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş gruplarda 'sızıntı yok' skoru 0 olarak görülmüştür

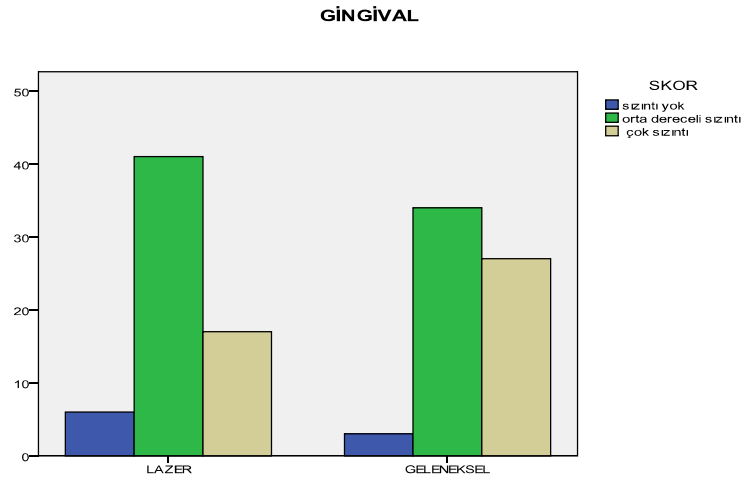
Materyal farkı gözetmeksizin, gingivalde lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere meydana gelen mikrosızıntı değerleri arasındaki fark tablo 10 ve grafik 5 'de gösterilmiştir.

Tablo 10: Gingivalde lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere meydana gelen mikrosızıntı değerleri arasındaki fark

		sızıntı yok	orta sızıntı	çok sızıntı	toplam
LAZER	Gözlenen	6	41	17	64
	Beklenen	4,5	37,5	22,0	64,0
GELENEKSEL	Gözlenen	3	34	27	64
	Beklenen	4,5	37,5	22,0	64,0
TOPLAM	Gözlenen	9	75	44	128
	Beklenen	9,0	75,0	44,0	128,0

	Değer	Anlamlılık
Ki-kare	3,926	0,140

Grafik 5: Gingivalde lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere meydana gelen mikrosızıntı değerlerinin dağılımı



Gingivalde lazerle ve geleneksel olarak hazırlanan kavitelere mikrosızıntı bakımından incelendiğinde anlamlı bir fark bulunmamıştır.

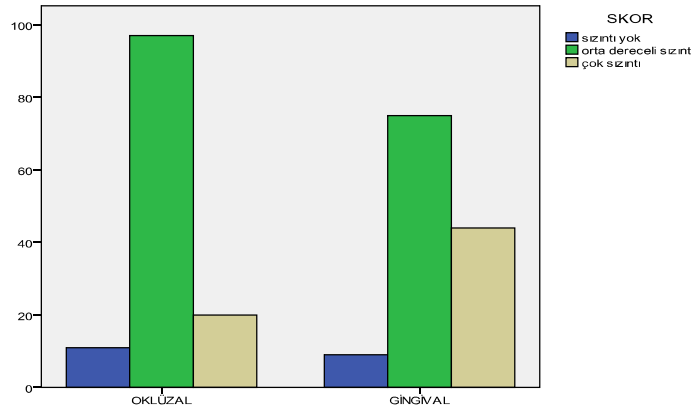
Bütün kaviteler ve materyaller göz önüne alınarak bakıldığında oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerleri karşılaştırılması tablo 11 ve grafik 6'da gösterilmiştir.

Tablo 11: Bütün kavitelerdeki oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerleri karşılaştırılması

		sızıntı yok	orta sızıntı	çok sızıntı	Toplam
OKLÜZAL	Gözlenen	11	97	20	128
	Beklenen	10,0	86,0	32,0	128,0
GİNGİVAL	Gözlenen	9	75	44	128
	Beklenen	10,0	86,0	32,0	128,0
TOPLAM	Gözlenen	20	172	64	256
	Beklenen	20,0	172,0	64,0	256,0

	Değer	Anlamlılık
Ki-kare	12,014	0,002

Grafik 6: Bütün kavitelerdeki oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerlerinin dağılımı



Oklüzal ve gingivaldeki sızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. Oklüzalde orta dereceli sızıntı beklenenden daha fazla, çok sızıntı ise beklenenden daha az bulunmuştur. Gingivalde ise, orta dereceli sızıntı beklenenden daha az bulunurken çok sızıntı beklenenden daha fazla bulunmuştur.

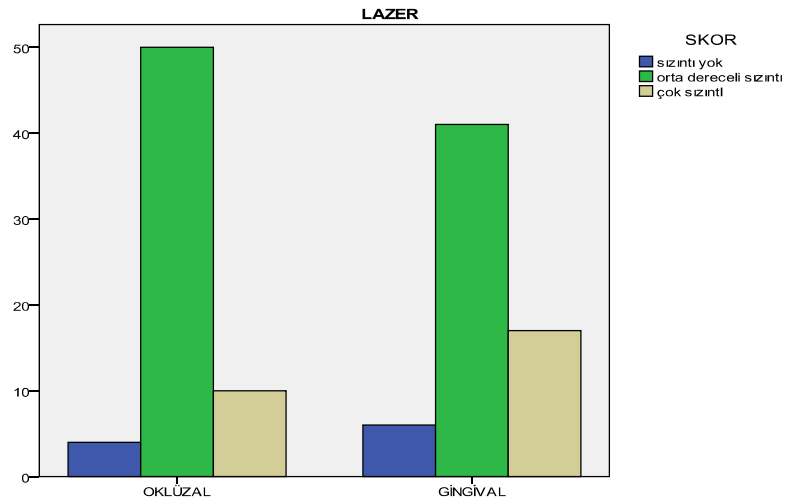
Lazer ile hazırlanmış grupta oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerleri arasındaki fark tablo 12 ve grafik' 7de gösterilmiştir.

Tablo 12: Lazer ile hazırlanmış grupta oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerleri arasındaki fark

		sızıntı yok	orta sızıntı	çok sızıntı	Toplam
OKLÜZAL	Gözlenen	4	50	10	64
	Beklenen	5,0	45,5	13,5	64,0
GİNGİVAL	Gözlenen	6	41	17	64
	Beklenen	5,0	45,5	13,5	64,0
TOPLAM	Gözlenen	10	91	27	128
	Beklenen	10,0	91,0	27,0	128,0

	Değer	Anlamlılık
Ki-kare	3,105	0,212

Grafik 7: Lazer ile hazırlanmış grupta oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerlerinin karşılaştırılması



Lazer ile hazırlanan grupta oklüzal ve gingivalde meydana gelen mikrosızıntı arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

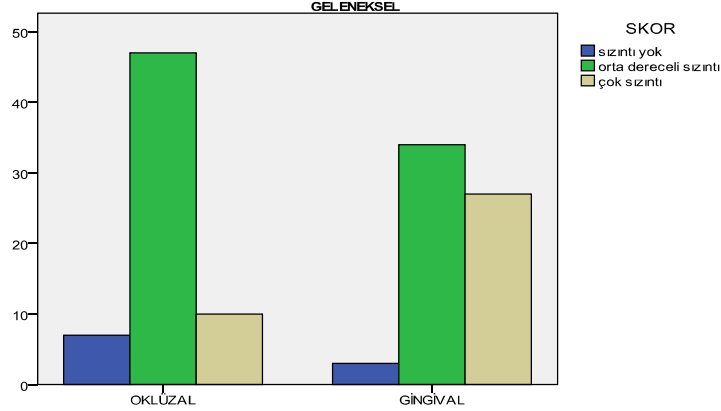
Geleneksel yöntemle hazırlanmış grupta oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerleri arasındaki fark tablo 13 ve grafik 8'de gösterilmiştir.

Tablo 13: Geleneksel yöntemle hazırlanmış grupta oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerleri arasındaki fark

		sızıntı yok	orta sızıntı	çok sızıntı	Toplam
OKLÜZAL	Gözlenen	7	47	10	64
	Beklenen	5,0	40,5	18,5	64,0
GİNGİVAL	Gözlenen	3	34	27	64
	Beklenen	5,0	40,5	18,5	64,0
TOPLAM	Gözlenen	10	81	37	128
	Beklenen	10,0	81,0	37,0	128,0

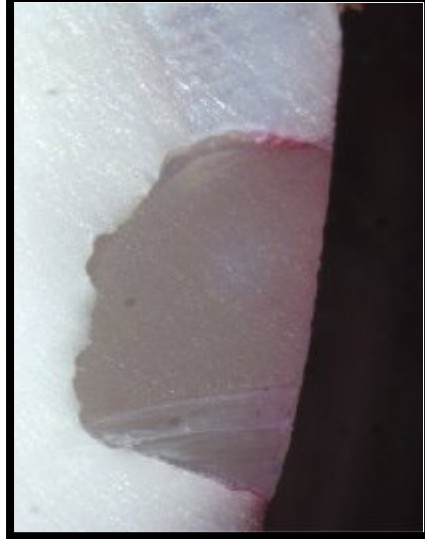
	Değer	Anlamlılık
Ki-kare	11,497	0,003

Grafik 8: Geleneksel yöntemle hazırlanmış grupta oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerlerinin dağılımı

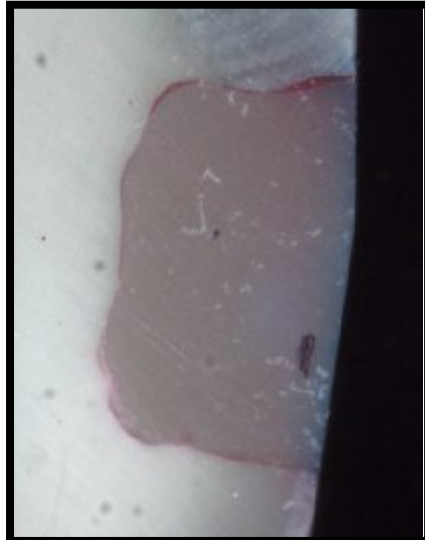


Bu sonuçlara göre geleneksel yöntemle hazırlanmış grupta oklüzal ve gingivaldeki sızıntı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Oklüzalda sızıntı yok ve orta dereceli sızıntı grubu beklenenden çok, çok sızıntı ise beklenenden daha az bulunmuştur. Gingivalde ise, sızıntı yok ve orta sızıntı grubu beklenenden az, çok sızıntı ise beklenenden daha fazla gözlenmiştir.

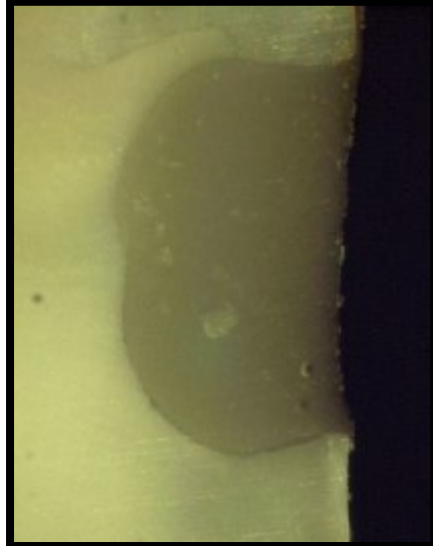
STEREOMİKROSKOPI İLE İLGİLİ BULGULAR



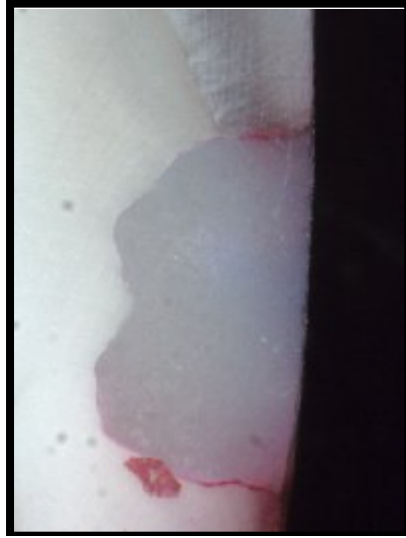
Resim 18: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50)



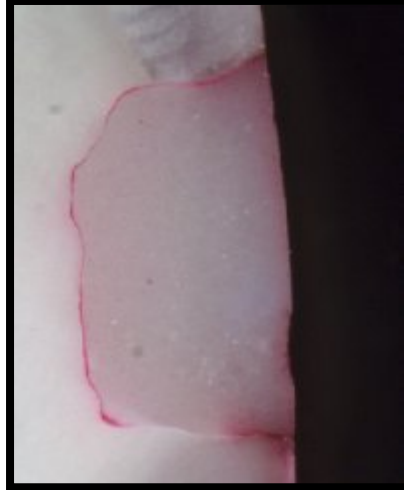
Resim 19: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50)



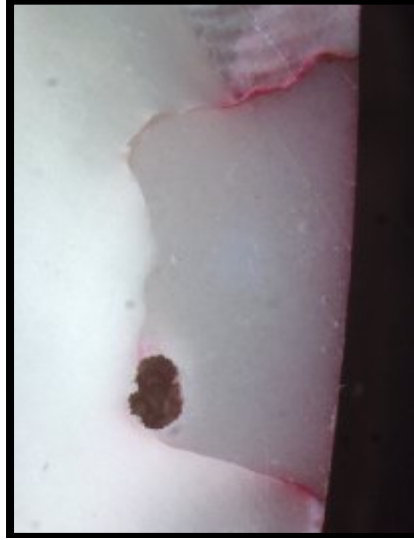
Resim 20 Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'sızıntı yok' görüntüsü (X50).



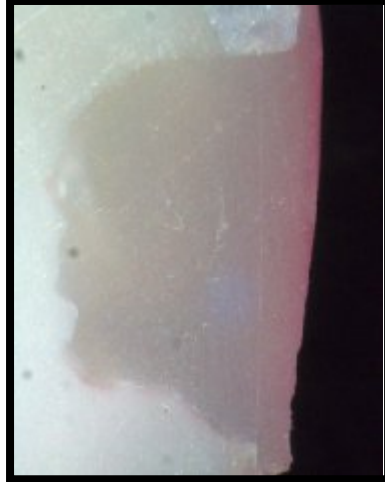
Resim 21: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı', gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).



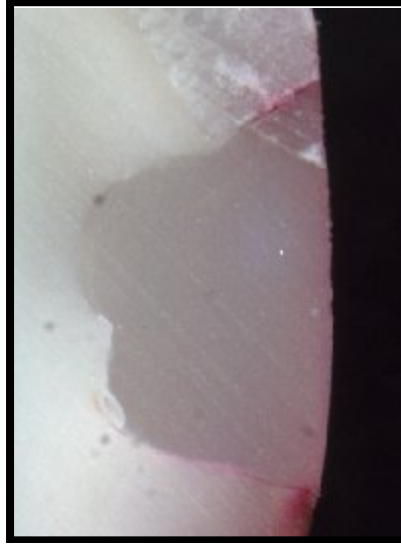
Resim 22: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'çok sızıntı', gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).



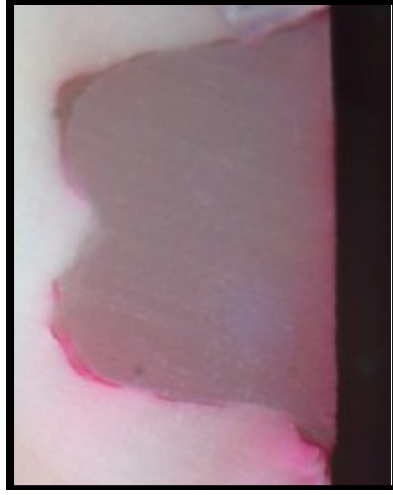
Resim 23: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).



Resim 24: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior' ile restore edilmiş grupta oklüzal 'sızıntı yok', gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).



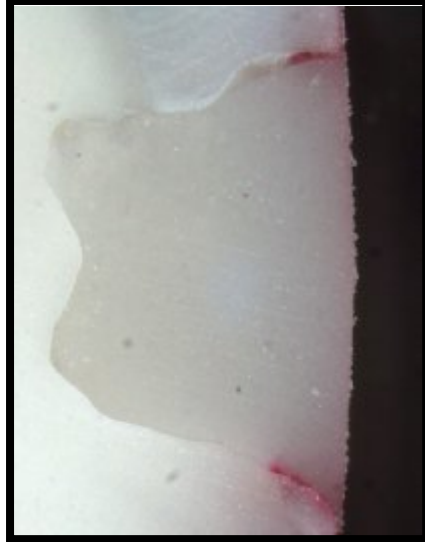
Resim 25: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior' ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı', gingivalde ise 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).



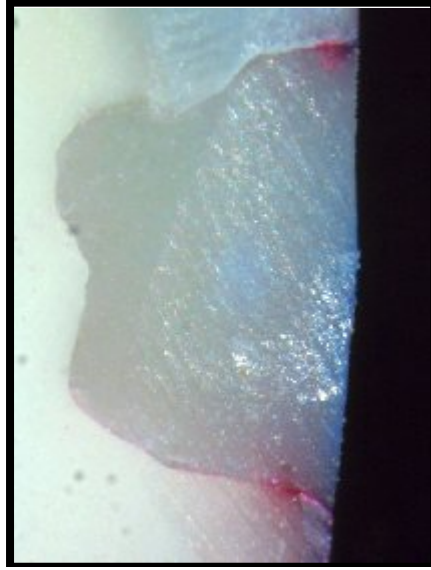
Resim 26: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior' ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).



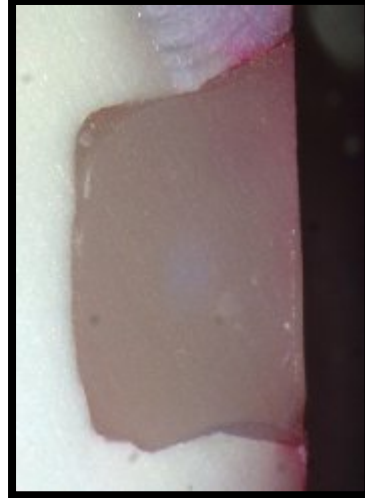
Resim 28: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'sızıntı yok, gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).



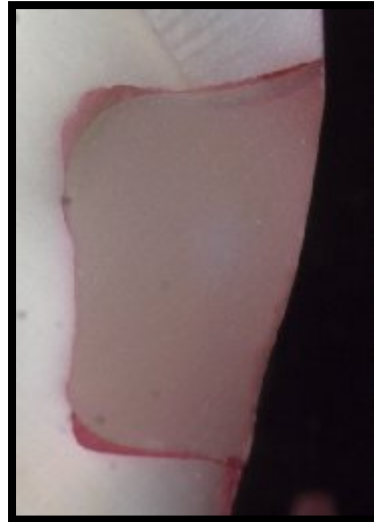
Resim 29: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzal ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).



Resim 30: Stereomikroskop altında lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı', gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).



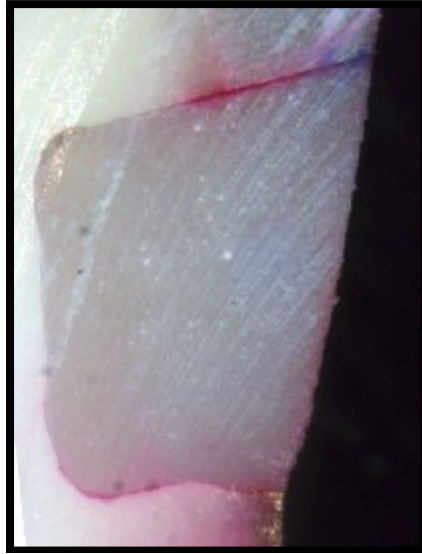
Resim 31: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).



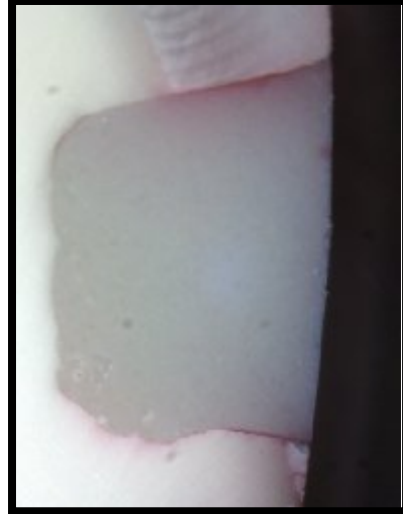
Resim 32: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).



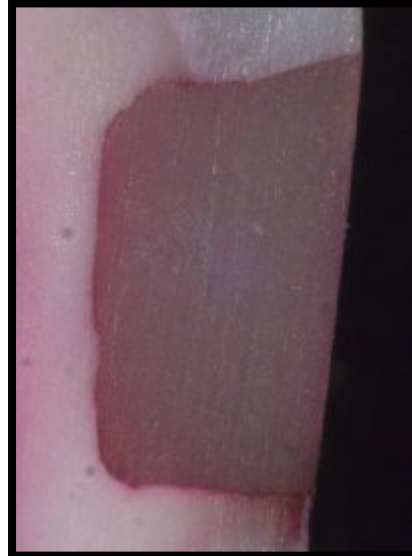
Resim 33: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'sızıntı yok' görüntüsü (X50).



Resim 34: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı' ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).



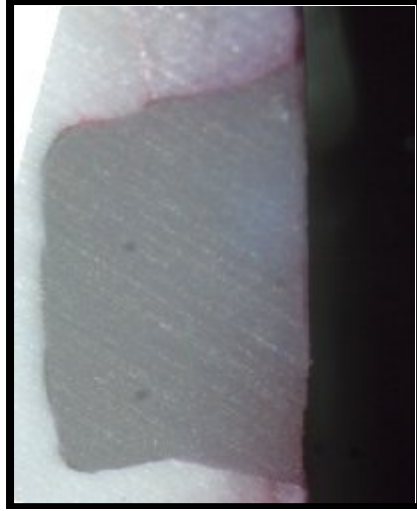
Resim 35: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzal ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).



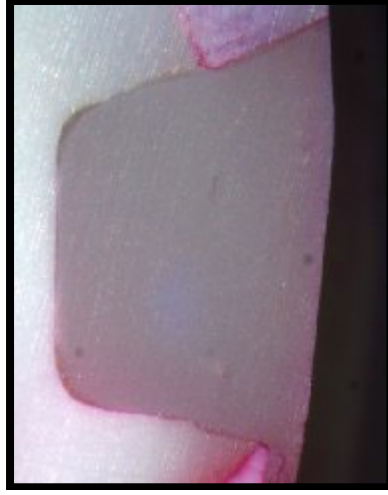
Resim 36: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş grupta oklüzal ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).



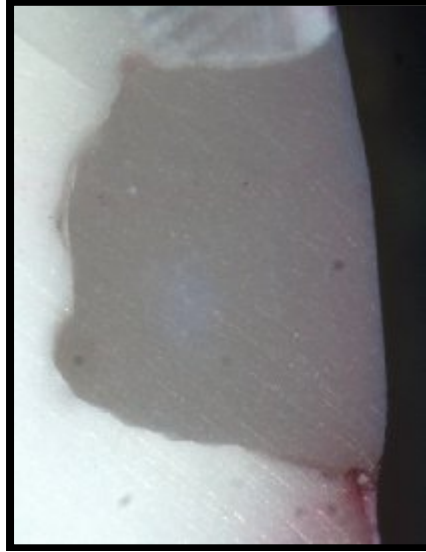
Resim 37: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'sızıntı yok', gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).



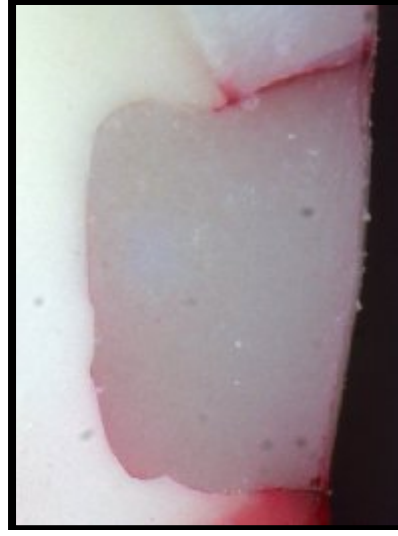
Resim 38: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş grupta oklüzal ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).



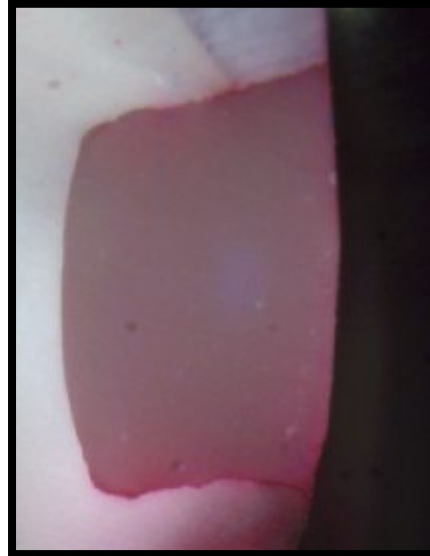
Resim 39: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı', gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).



Resim 40: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'sızıntı yok', gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).



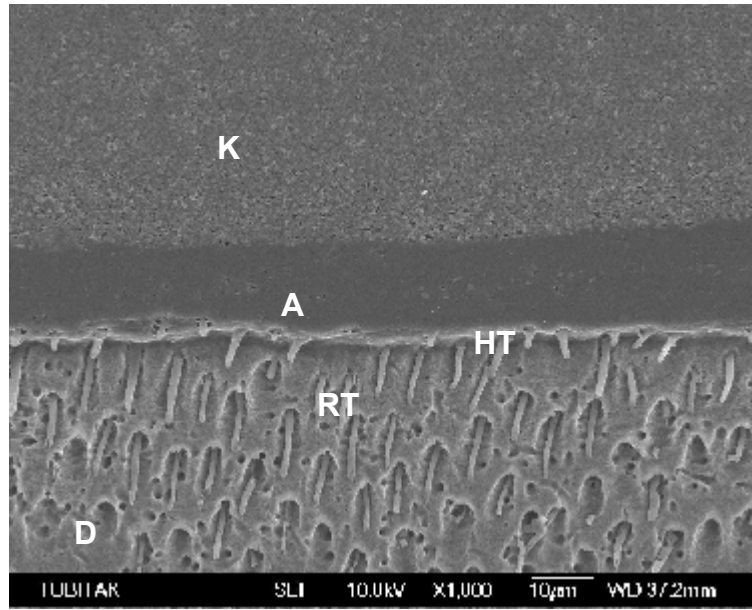
Resim 41: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı', gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).



Resim 42: Stereomikroskop altında geleneksel yöntemle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzal ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).

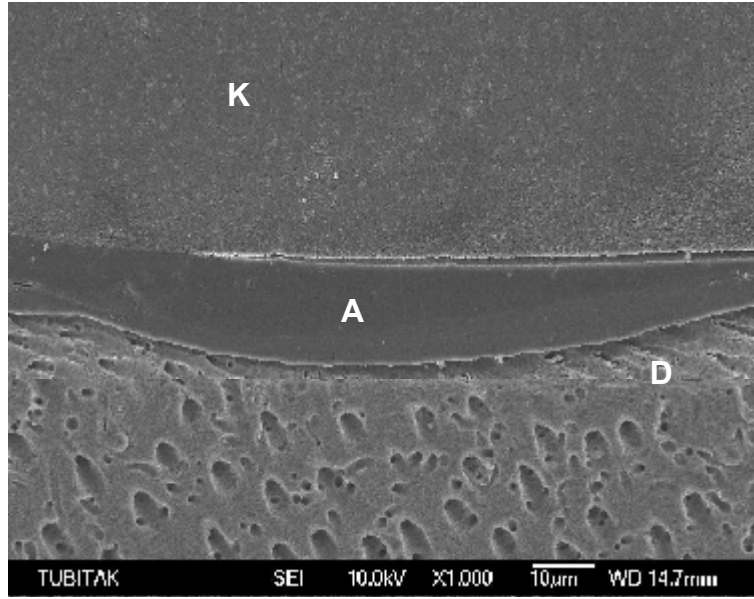
4.4 SEM Bulguları

SEM görüntülerine göre, lazer ile hazırlanmış, Silorane-Silorane ile restore edilmiş grupta ince bir hibrit tabakası, kalın bir adeziv tabaka görülmektedir. Rezin tag oluşumu izlenmiştir.



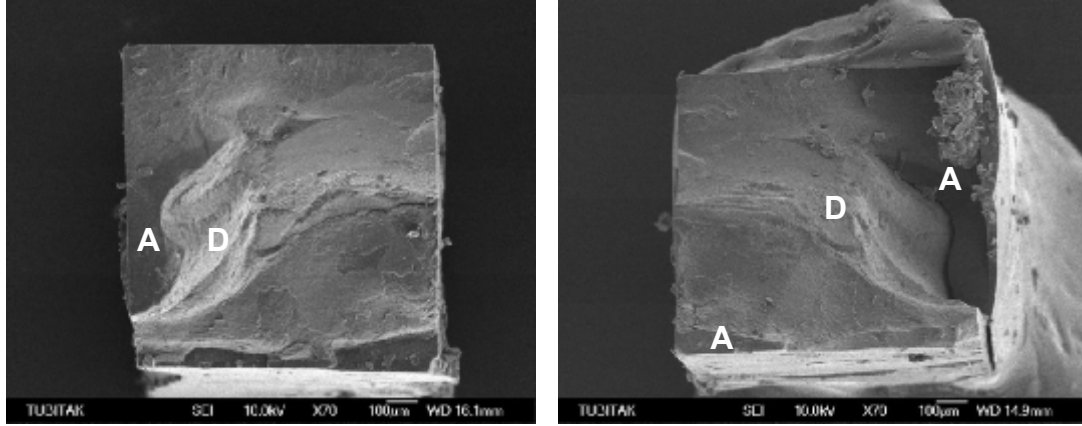
Resim 43: Lazer ile hazırlanmış ve Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü, ince bir hibrit tabaka, 12 μ kalınlığında adeziv tabaka ve rezin taglar, (X1000), K= Kompozit, A= Adeziv, HT= Hibrit Tabaka, RT= Rezin Tag, D= Dentin.

Geleneksel yöntemle hazırlanmış, Silorane-Silorane ile restore edilmiş grupta düzensiz bir hibrit tabakası, kalın bir adeziv tabaka görülmektedir. Resin tag oluşumu izlenmemiştir. Adeziv tabakası üzerinde kompozit materyalinden ayrılmalar gözlenmiştir.

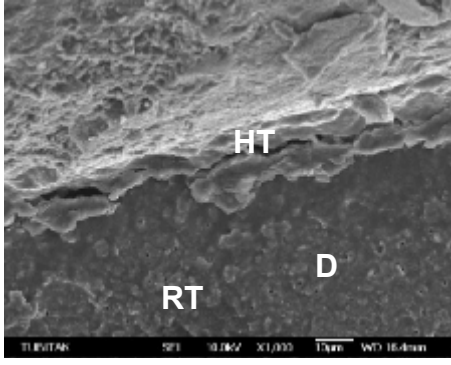


Resim 44: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü, düzensiz bir hibrit tabaka, 12µ kalınlığında adeziv tabaka, adeziv tabaka üzerinden ayrılma, resin tag oluşumu izlenmemiştir, (X500) K= Kompozit, A= Adeziv, D= Dentin.

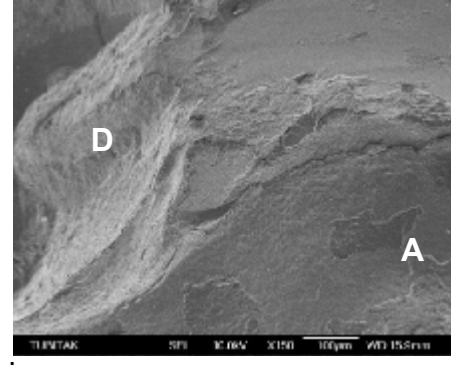
Lazer ile hazırlanan ve Silorane-Silorane ile restore edilen grupta kopma yüzeyleri incelendiğinde, karışık tipte kopmalar meydana gelmiştir. Yüzeylerin katastrofik şekilde kırıldığı görülmüştür.



Resim 45: Lazer ile hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, yüzeylerde adeziv içinden koheziv kopmalar ve dentin görüntüsü, (X70), D=Dentin, A=Adeziv.



a

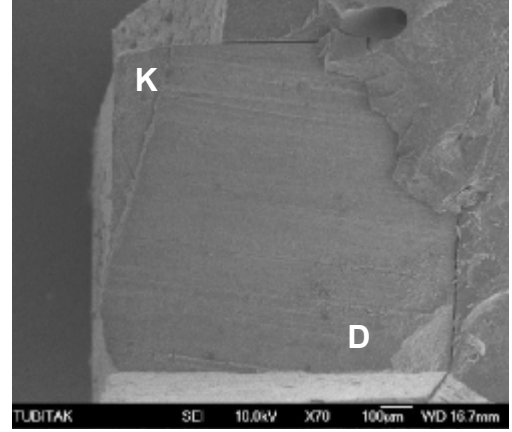
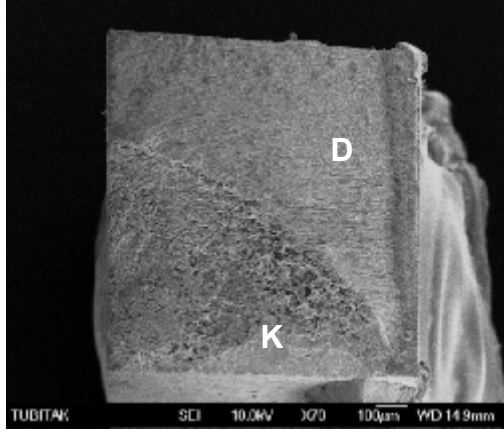


b

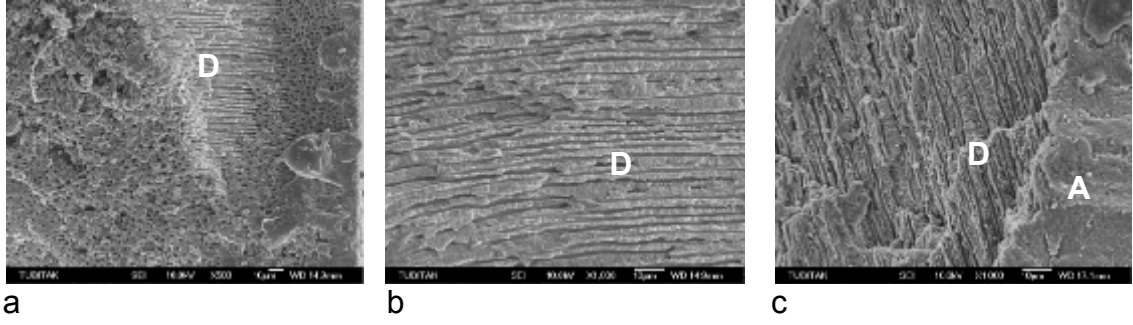
Resim 46a: Lazer ile hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin kanalları, dentin kanalı içerisindeki rezin tag uzantıları ve hibrit tabakası görüntüsü, (X1000), D=Dentin, RT= Rezin Tag, HT=Hibrit Tabakası.

Resim 46b: Lazer ile hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin kanalları, rezin tag ve adeziv materyallerin görüntüsü, (X1000) D=Dentin, RT= Rezin Tag, A= Adeziv.

Geleneksel yöntemle hazırlanan ve Silorane-Silorane ile restore edilen grupta kopma yüzeyleri incelendiğinde, karışık tipte kopmalar meydana gelmiştir. Dentin-rezin arayüzünden adeziv kopmalar olduğu ve partiküllerin bir kısmının dentin yüzeyinde kaldığı saptanmıştır.



Resim 47: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, kopma yüzeylerinde geniş dentin yüzeyi ve kompozit materyali, (X70) K=Kompozit, D=Dentin)

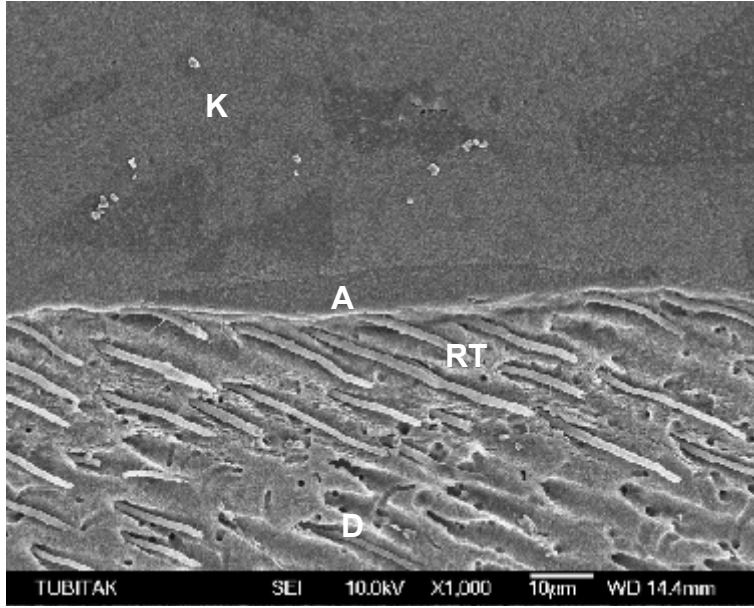


Resim 48a: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin kanallarının görüntüsü, (X500), D=Dentin, A=Adeziv.

Resim 48b: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin kanallarının görüntüsü, (X1000), D= Dentin.

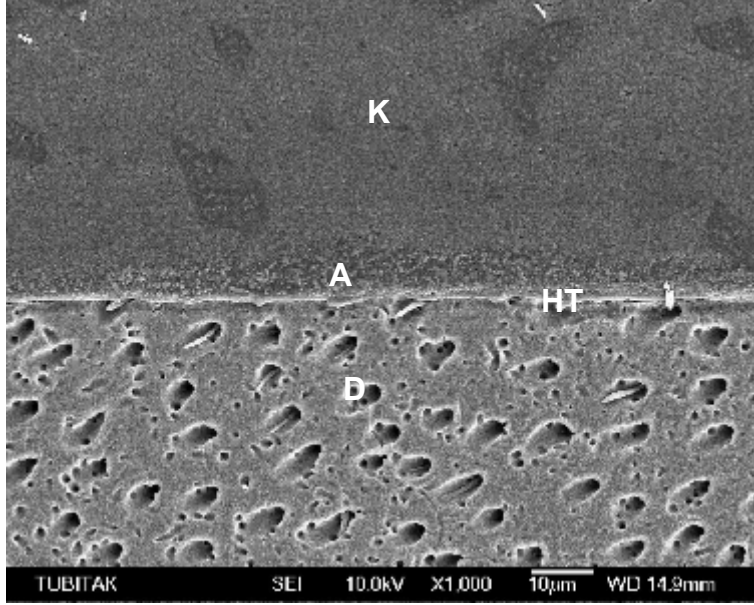
Resim 48c: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Silorane-Silorane ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin ve kompozitin birleştiği nokta, (X1000), D= Dentin, A=Adeziv.

Lazer ile hazırlanan ve Futurabond-Amaris uygulanan grupta düzenli ve ince bir hibrit tabakası izlenmiştir. Uzun rezin taglar görülmüştür. Ancak, adezivin düzgün (uniform) olmadığı, devamlılığını kaybetmesi sonunda bazı bölgelerde izlenemediği görülmüştür.



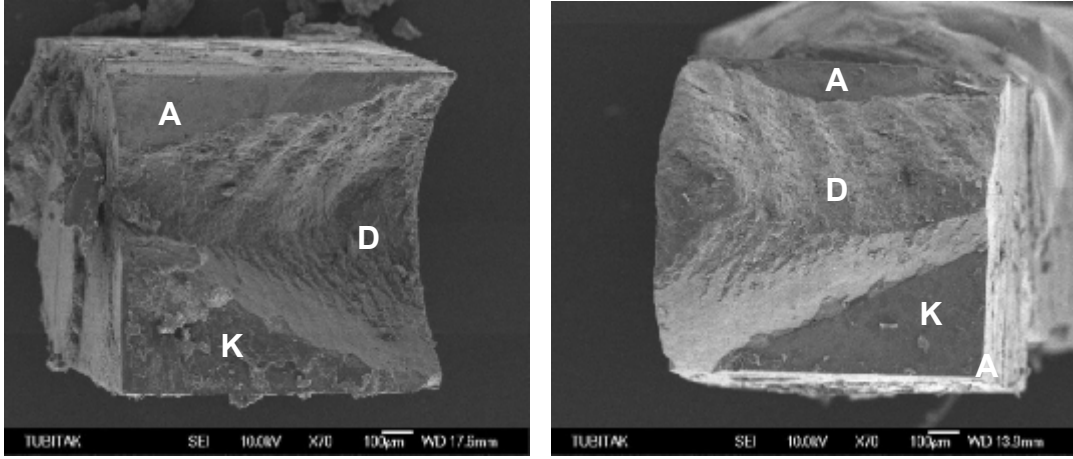
Resim 49: Lazer ile hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü, uzun rezin taglar ve devamlılığını kaybetmiş adeziv tabaka, (X1000), K= Kompozit, A= Adeziv, RT= Rezin Tag, D= Dentin.

SEM görüntülerinde, geleneksel yöntemle hazırlanmış, Futurabond-Amaris ile restore edilmiş grupta ince bir hibrit tabakası, ince bir adeziv tabaka, kısa ve az rezin tag oluşumu gözlenmektedir.

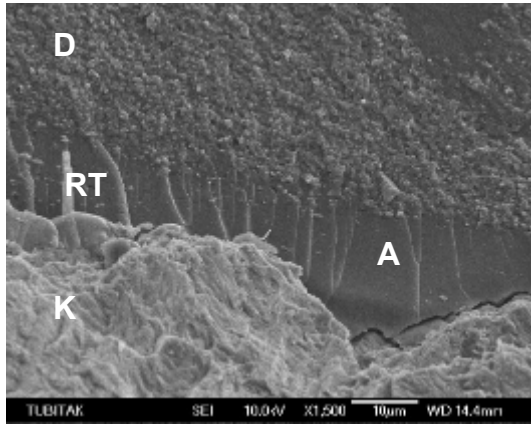


Resim 50: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü, ince bir hibrit tabakası, 5-6μ kalınlığında adeziv tabaka, kısa ve az rezin tag oluşumu, (X500), K= Kompozit, A= Adeziv, HT= Hibrit Tabaka, D= Dentin.

Lazer ile hazırlanan ve Futurabond-Amaris ile restore edilen grubun, kopma yüzeyler incelendiğinde, karışık tipte başarısızlık görülmektedir. Kopmalar katastrofik kopma şeklindedir. Yüzeyde dentin kanalları, etrafında adeziv içerisindeki partiküller izlenmektedir.

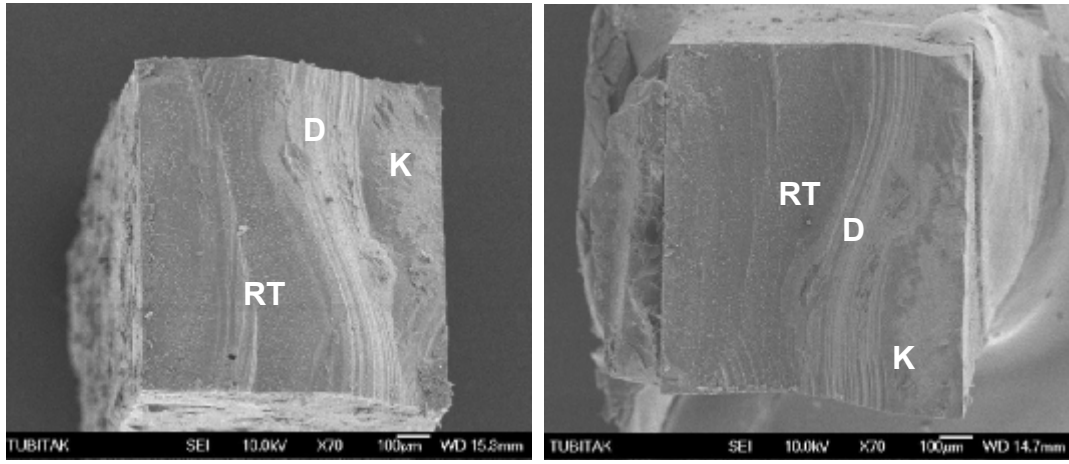


Resim 51: Lazer ile hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin çevresinde adeziv ve kompozit, (X70), K= Kompozit, A= Adeziv, D= Dentin.

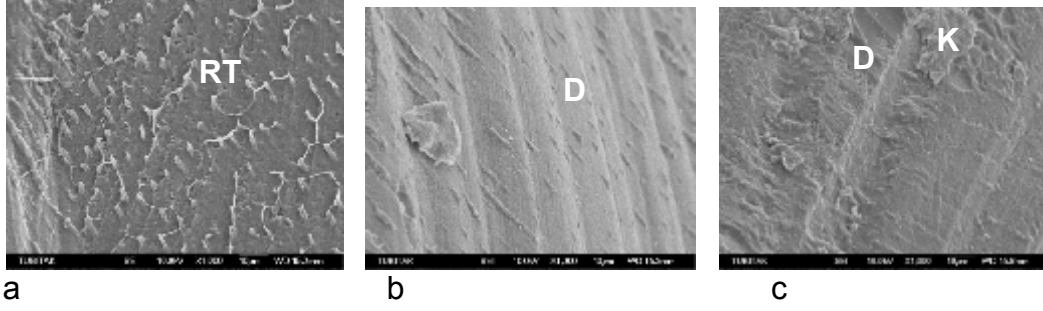


Resim 52: Lazer ile hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin, kompozit materyali ve arasında rezin tag uzantıları, (X1500), K= Kompozit, A= Adeziv, RT= Resin Tag, D= Dentin.

Geleneksel yöntemle hazırlanan Futurabond-Amaris ile restore edilen grupta, kopma yüzeyler incelendiğinde, hibrit tabakasından koheziv kopmalar görülmüştür. Kopma yüzeyin büyük bölümünde, adeziv içerisinden veya hibrit tabakası içerisinden kopmalar sonucu oluşan rezin taglar izlenmektedir. Diğer yarısında ise, dentinden koheziv kopma ve kompozit içerisinden koheziv kopma görülmüştür.



Resim 53: Geleneksel yöntemle hazırlanmış ve Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, yüzeylerdeki rezin taglar, dentin ve kompozit, (X70), K= Kompozit, RT= Rezin Tag, D= Dentin.

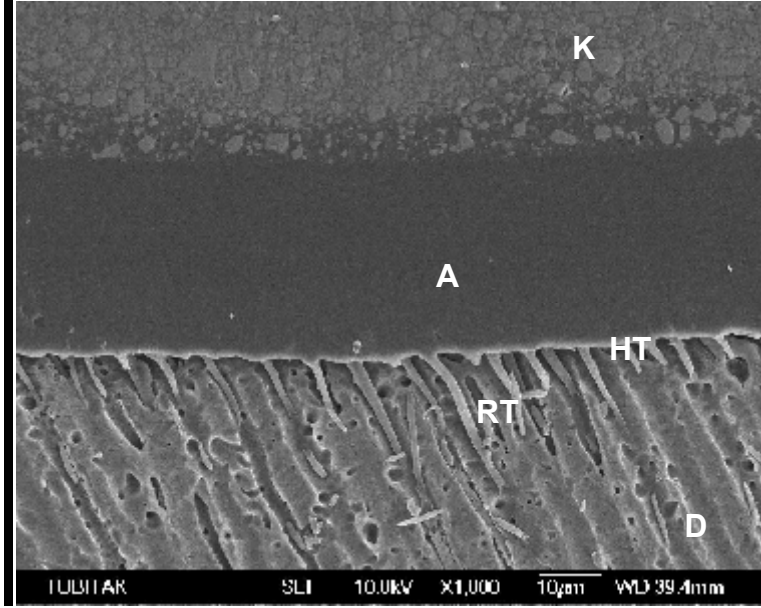


Resim 54a: Geleneksel yöntemle hazırlanmış ve Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, rezin taglar, (X1000), RT= Rezin Tag,

Resim 54b: Geleneksel yöntemle hazırlanmış ve Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin görüntüsü, (X1000), D=Dentin

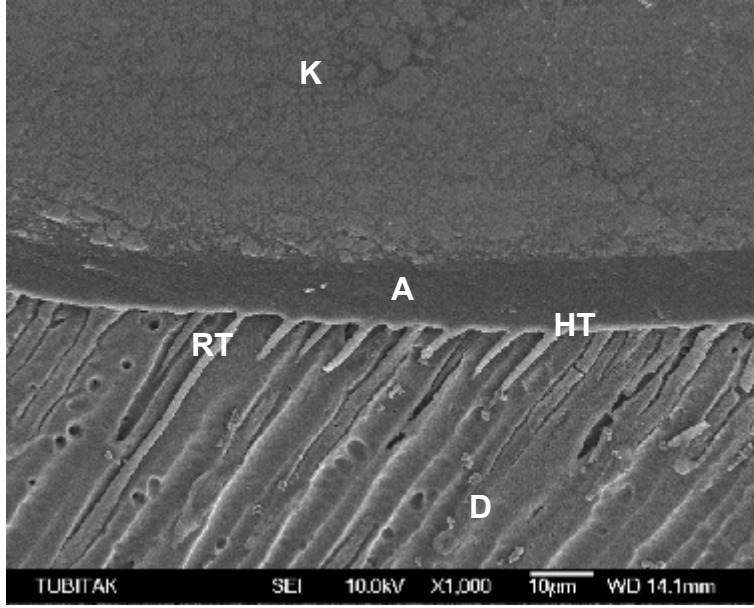
Resim 54c: Geleneksel yöntemle hazırlanmış ve Futurabond-Amaris ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin ve dentin üzerinde kalan kompozit partikülleri, (X1000), D=Dentin, K: Kompozit

SEM görüntülerinde lazer ile hazırlanmış, Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş grupta aside dayanıklı hibrit tabakası, kalın ve düzenli bir adeziv tabaka, uzun ve sık rezin taglar görülmektedir. Ayrıca, rezin tagların lateral anastomozlar yaptığı dikkat çekmektedir.



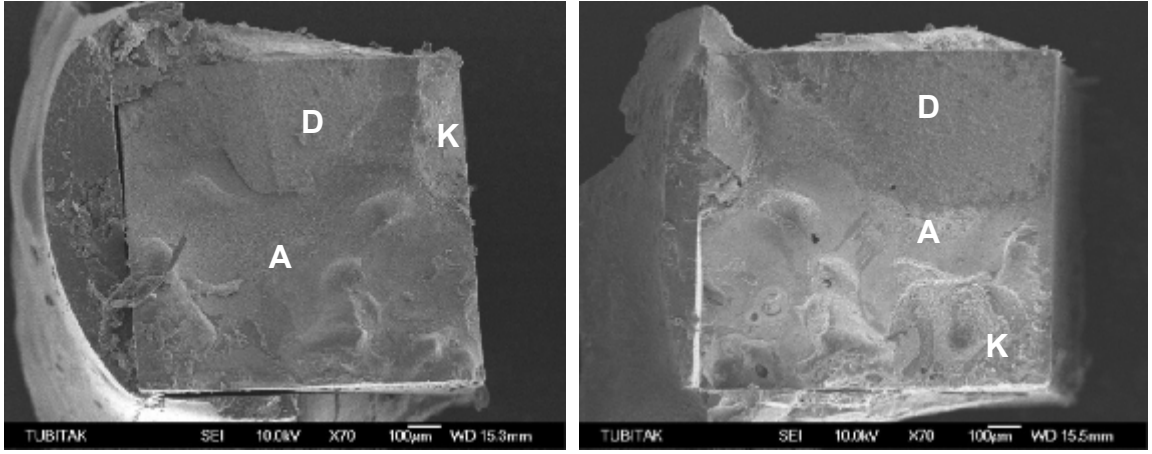
Resim 55: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü, 32µ kalınlığında adeziv tabaka, uzun ve sık rezin taglar, (X1000), K= Kompozit, A= Adeziv, HT= Hibrit Tabaka, RT= Rezin Tag, D= Dentin.

SEM görüntülerinde geleneksel yöntemle hazırlanmış, Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş grupta aside dirençli hibrit tabakası, kalın ve düzenli bir adeziv tabaka, uzun ve sık rezin taglar görülmektedir. Bu grup, çalışmada en yüksek bağlanma değerlerine sahiptir.

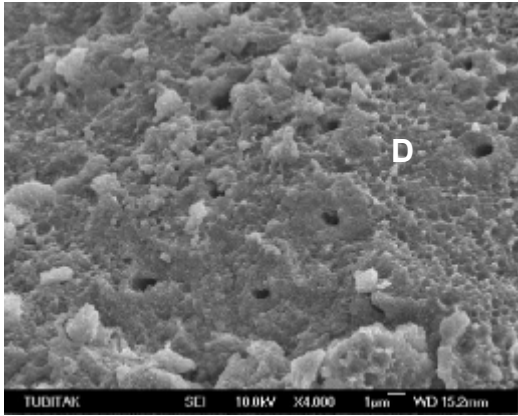


Resim 56: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü, 12µ kalınlığında ve düzenli bir adeziv tabaka, uzun ve sık rezin taglar, (X1000), K= Kompozit, A= Adeziv, HT= Hibrit Tabaka, RT= Rezin Tag, D= Dentin.

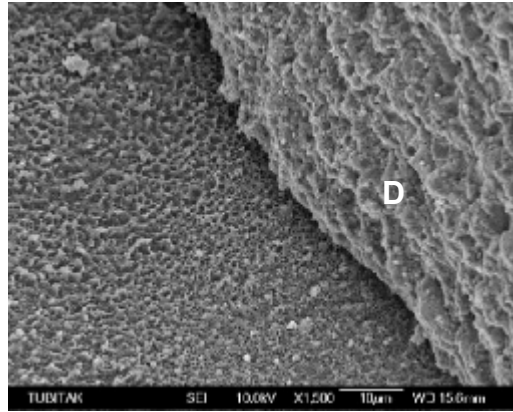
Lazer ile hazırlanan ve Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilen grupta kopma yüzeyi incelendiğinde, kopmaların daha çok dentinden koheziv ve dentin- hibrit tabakası arasından adeziv olarak karışık şekilde meydana geldiği saptanmıştır. Kopmalar katastrofik şekilde gerçekleşmiştir. Bu grupta dentin kanallarının açık olduğu görülmektedir. Karşı taraftaki yüzeyde adeziv içinde resin tag uzantıları ve dentin kanalları gözlenmiştir.



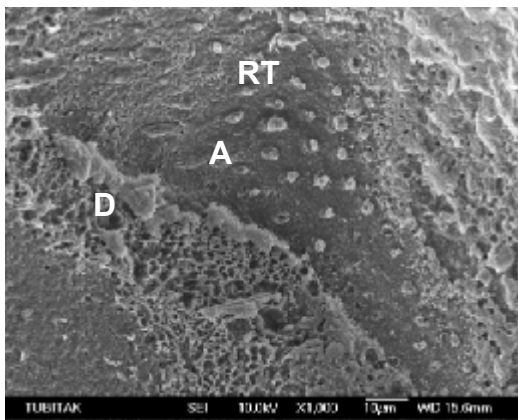
Resim 57: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin adeziv ve kompozitten kopmalar, (X70), K= Kompozit, A= Adeziv, D= Dentin.



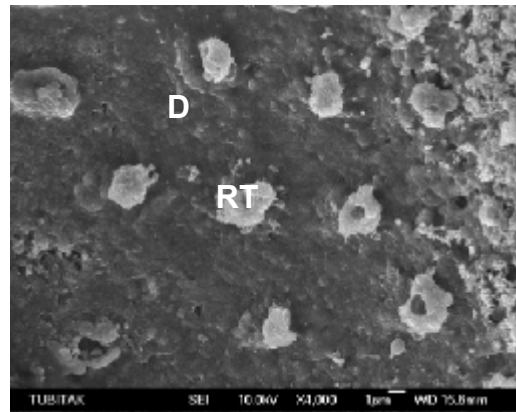
a



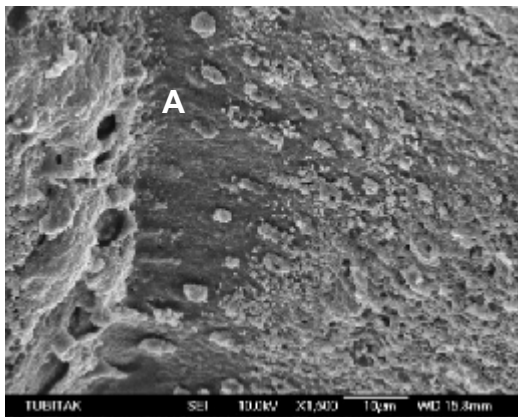
b



c



d



e

Resim 58a: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin kanalları, (X4000), D= Dentin.

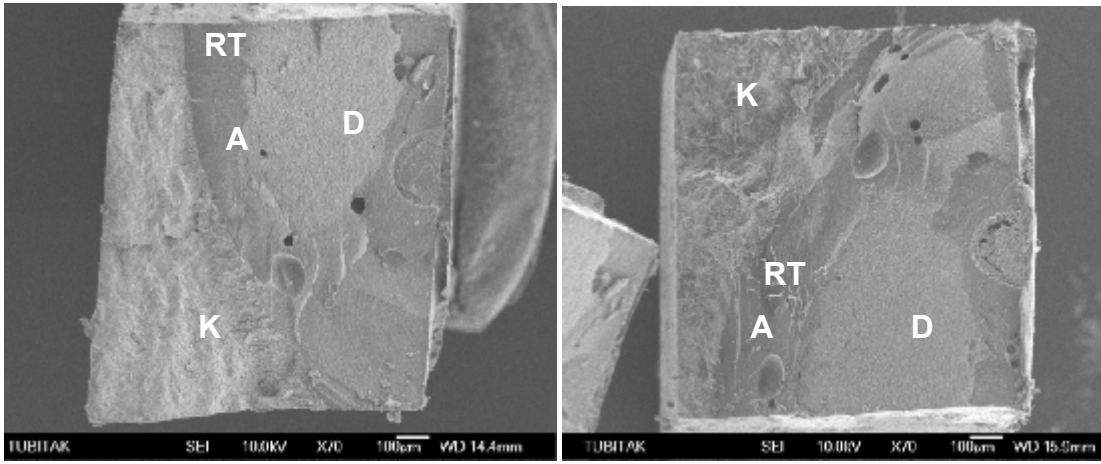
Resim 58b: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, lazerden etkilenmiş dentin görüntüsü (X1500), D= Dentin.

Resim 58c: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin kanalları içerisinde rezin taglar ve dentin, (X1000), RT= Rezin Tag, D= Dentin.

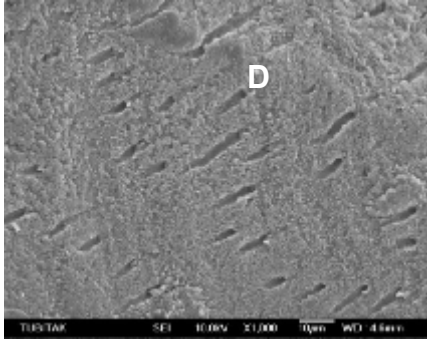
Resim 58d: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, lazer uygulanmış dentin kanalları, (X4000), D= Dentin.

Resim 58e: Lazer ile hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin kanalları etrafında adeziv ve rezin taglar, (X1500), A= Adeziv, RT= Rezin Tag.

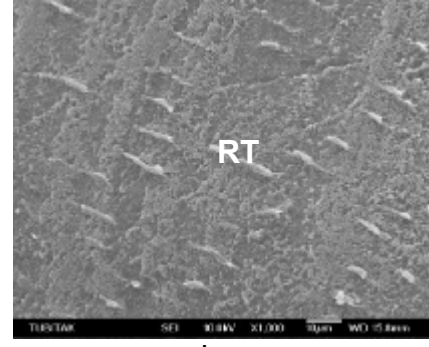
Geleneksel yöntemle hazırlanan ve Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilen grupta kopma yüzeyi incelendiğinde, kopmaların hem dentin, hem adeziv, hem de kompozit yüzeyinden eşit oranlarda gerçekleştiği ve karışık kopma meydana geldiği gözlenmektedir. Kopma parçasının bir yüzeyinde dentinde rezin tagların meydana getirdiği boşluklar izlenirken, diğer parçada uzantıları görülmektedir.



Resim 59: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, hem dentin, hem adeziv, hem de kompozit yüzeyinden eşit oranlarda kopmalar, (X70), K= Kompozit, A= Adeziv, RT= Resin Tag D= Dentin.



a

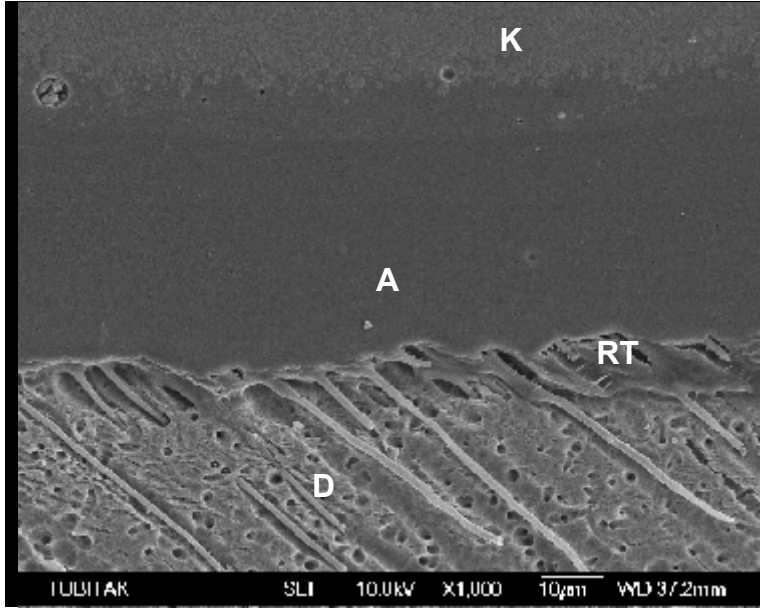


b

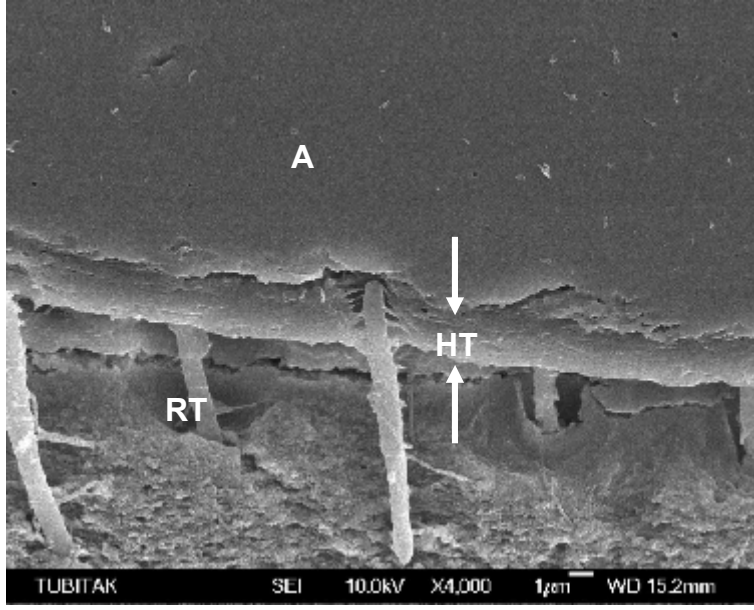
Resim 60a: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, boş dentin kanalları, (X1000), D= Dentin.

Resim 60b: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin içerisinde resin taglar, (X1000), RT= Resin Tag.

Lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 uygulanmış grupta kalın bir adeziv tabaka, düzgün bir hibrit tabakası, uzun ve sık rezin tag oluşumu gözlenmektedir.

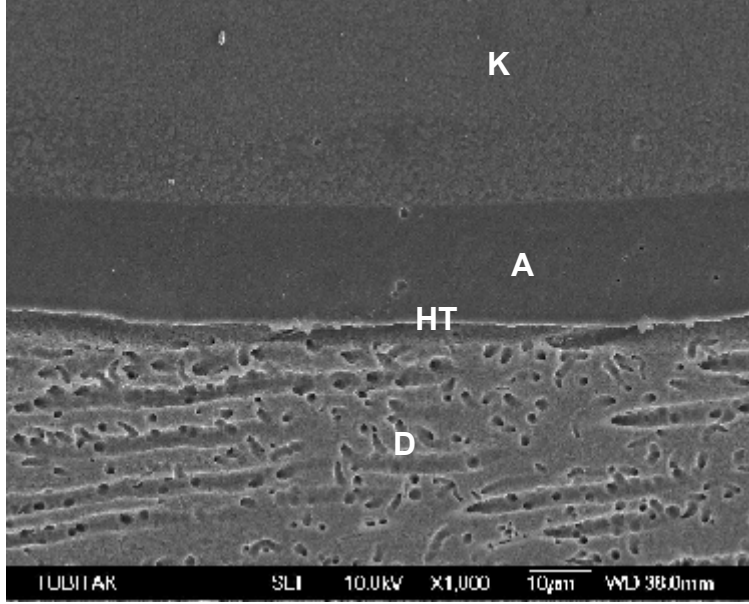


Resim 61: Lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü, 33µ kalınlığında adeziv tabaka, devamlı ancak çok ince bir hibrit tabakası, uzun ve sık rezin tag oluşumu, (X1000), K= Kompozit, A= Adeziv, RT= Resin Tag, D= Dentin.



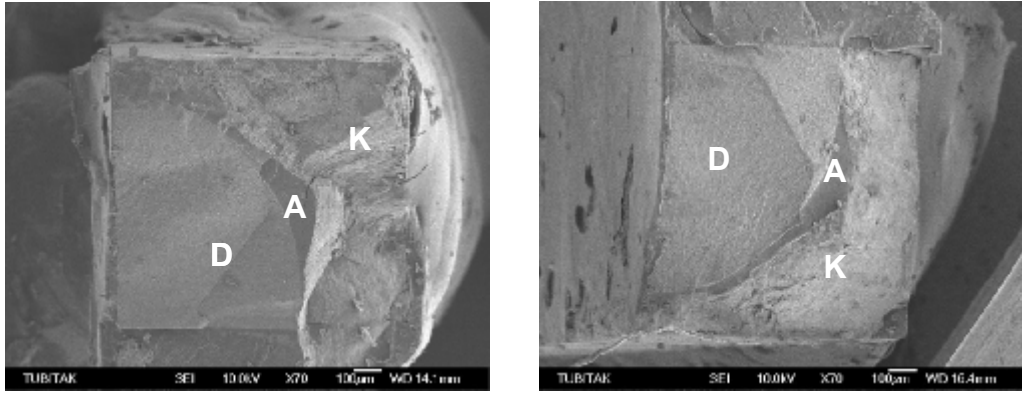
Resim 62: Lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü, (X4000), A= Adeziv, HT= Hibrit Tabaka, RT= Rezin Tag,

Geleneksel yöntemle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 uygulanmış gruplarda düzgün bir hibrit tabakası izlenmektedir ancak, rezin tag oluşumu gözlenmemiştir.

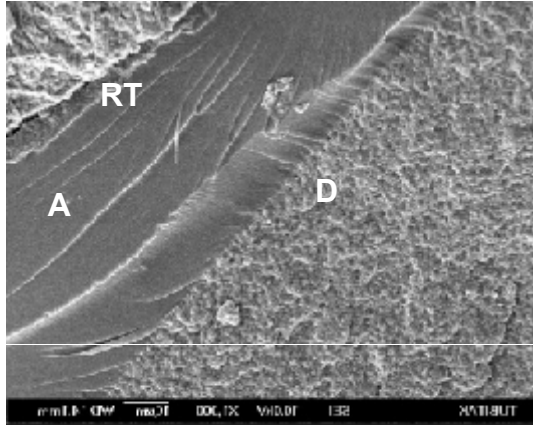


Resim 63: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitenin pulpal duvardaki rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüsü, 13 Mikron kalınlığında adeziv tabaka, düzgün hibrit tabaka, rezin tag oluşumu yok (X1000), K= Kompozit, A= Adeziv, HT= Hibrit Tabaka, D= Dentin.

Lazer ile hazırlanan ve Adper SE Plus-Z250 ile restore edilen grupta kopma yüzeyleri incelendiğinde, karışık tipte başarısızlık görülmektedir. Katastrofik şekilde kopma meydana gelmiştir. Adeziv içerisinde rezin taglar izlenirken, kompozit içerisinde koheziv kopmalar saptanmıştır.

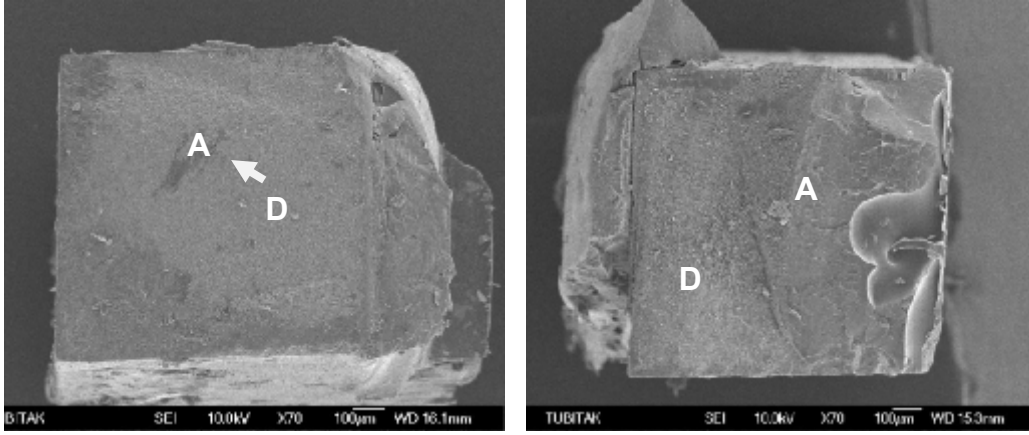


Resim 64: Lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin, kompozit ve adezivden kopmalar, (X70), K= Kompozit, A= Adeziv, D= Dentin.

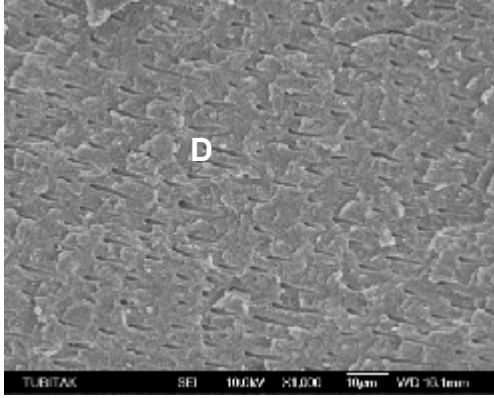


Resim 65: Lazer ile hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin kanalları ve rezin tag görüntüsü, (X1000), RT= Rezin Tag, D= Dentin.

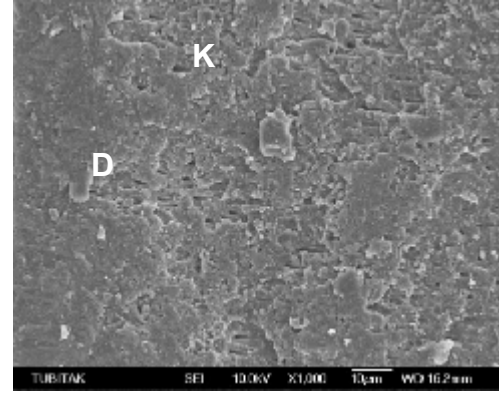
Geleneksel yöntemle hazırlanan ve Adper SE Plus-Z250 ile restore edilen grupta kopma yüzeyleri incelendiğinde, karışık tipte kopmalar saptanmıştır. Dentin üzerinde doldurucu partiküller görülmüş ve dentin kanalları içerisinde çok az miktarda rezin tag izlenmiştir.



Resim 66: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, geniş bir dentin yüzeyi, dentin üzerinde adeziv alan, (X70), A= Adeziv, D= Dentin.



a



b

Resim 67a: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin kanallarının görüntüsü, (X1000), D= Dentin.

Resim 67b: Geleneksel yöntemle hazırlanmış Adper SE Plus-Z250 ile restore edilmiş 5. Sınıf kavitede kopma yüzeylerinin görüntüsü, dentin kanalları ve üzerinde kompozit partikülleri, (X1000), K= Kompozit, K= Kompozit

5) TARTIŞMA

Bu çalışmada, lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan 5. Sınıf kaviteelerde, 4 farklı adeziv sistem-kompozit materyallerinin uygulanması sonrası görülen mikrosızıntı ve mikro tensil bağlanma dayanımı karşılaştırılması ve kavite-restorasyon yüzeylerinin SEM ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Rastgele seçilen 32 adet küçükazı dişinin bukkal ve palatinal/lingual yüzeylerine, geriye kalan 56 dişin ise sadece bukkal yüzeylerine 5. Sınıf kaviteeler hazırlanmış ve alt gruplara ayrılarak 4 farklı kompozit materyali ile restore edilmiştir. Dişlere 1000 kez termal siklus uygulanmış, mikrosızıntı ve mikrotensil bağlanma dayanımları ölçülerek değerlendirilmiştir .

Bir restorasyonun başarısını etkileyen faktörlerin başında restoratif materyalin fiziksel özellikleri (doldurucu oranı, elastisite modülü, hacimsel büzülmesi), kaviteye uygulama şekli (tabakalı veya kütleli), polimerizasyon süresi, kavitenin derinliği, dentin kanallarının dizilimi, çiğneme kuvvetleri ve dişhekiminin becerisi gelmektedir (141,142,143). Restorasyonların yinelenme sebeplerinin başlıca nedenleri bakteriyel mikrosızıntıya bağlı olarak gelişen post-operatif duyarlılık, kenar renklemesi, ikincil çürük oluşumu, pulpa iltihabı veya nekrozdur. Restorasyonların uzun dönemdeki başarısı için öncelikle bakteriyel mikrosızıntının önlenmesi gerektiği bilinmektedir (144).

Restoratif materyallerin diş dokusuyla başarılı bir bağlanma gerçekleştirmesi sonucunda, mikrosızıntı ve bunun neden olduğu ikincil çürük, kenar renklemesi, duyarlılık, pulpa nekrozu, restorasyon kayıpları gibi sorunlar büyük ölçüde azalmaktadır (145)

Yapılan çalışmalar mikrosızıntı değerleri tayininde kullanılan kompozit materyali kadar kavitenin hazırlanma tekniklerinin de önemli olduğunu göstermektedir (41,107).

İnsan dişleri üzerinde yapılan çalışmalarda, restoratif materyalin uygulamasından önce ve sonra örnekler su, distile su (37°, 24°, 60°), %30 steril salin (37°) veya timol kristali içeren distile suda bekletilmektedir (146,147).

Çalışmalar, dişlerin saklandığı sıvıdaki herhangi bir kimyasal maddenin dişin yapısına girerek değişikliğe neden olabileceğini ve bu nedenle yapılan ölçümlerde hatalar olabileceğini göstermiştir (148). Bu çalışmada, dişler distile su içerisinde bekletilmiş ve saklama çözeltisi haftada bir kez değiştirilmiştir.

Çalışmalarda, standardizasyonun sağlanabilmesi için, çürüksüz ve restorasyonsuz dişler tercih edilmektedir (149). Bir çok çalışmada, çürüksüz ve restorasyonsuz insan dişlerinin temin edilmesinin zorluğu nedeniyle kullanılmamaktadır (150,151). Ancak, sığır dişlerinin yapı ve kimyasının insan dişlerinden farklı olduğu, bu nedenle çalışmaların insan dişlerinde gerçekleştirilmesi gerektiği belirtilmektedir (148).

Mikrosızıntı çalışmalarında, genellikle insan büyükazı ve/veya küçükazı dişleri tercih edilmektedir (152,153). Gruplardaki örnek sayısı yapılan araştırmaya göre değişiklik göstermesine rağmen, her grup için örnek sayısı genellikle 10 olarak seçilmektedir (152,153).

Bu çalışmada, dişlerde yaşlanma ile meydana gelen etkileri ortadan kaldırmak ve dişlerin standart bir yaş aralığında olmasını sağlamak amacıyla ortodontik amaçla çekilen küçükazı dişleri kullanılmıştır. Çalışmamızda kullandığımız dişler çekildikten sonra bu konuda yapılmış olan çalışmalara benzer şekilde (152,154) kavite hazırlama aşamasından sonra oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletilmiştir.

Termosiklus yöntemi, en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Termosiklus uygulanmasının amacı, ağızda meydana gelebilecek ısı değişimlerini in-vitro olarak taklit etmek ve diş sert dokusu ile restorasyon arasında olabilecek ısıl genleşme farklılıklarını yansıtmaktır (155).

Gale ve Darvell (1999), 10000 siklusun in vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanmanın taklit edilmesi için çok kısa olduğunu öne sürmüştür (156).

Türkün ve Ergücü (2004), farklı mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntem karşılaştırmalarını yaptıkları derlemelerinde, en sık tercih edilen yöntemin termal siklus olduğunu, termal siklustan önce ve sonra örneklerin 37°C'deki distile suda 24 saat bekletilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Termal siklus uygulamasının çok büyük oranda 5°-55° C sıcaklıkları arasında (%98.7), çeşme suyu kullanılarak gerçekleştirildiğini (%96,6), en sık tercih edilen siklus sayısının 250-500 arasında olduğunu, ısı banyosunda (dwell time) kalma süresinin ise 30 saniye olduğunu (%82.7) uygulandığını belirtmişlerdir (152).

Bu çalışmada, termosiklus uygulaması çeşme suyu kullanılarak gerçekleştirilmiş, termal siklus 1000 kez uygulanmış, 5°C ile 55°C'lik ısı banyolarında bekletme süresi 30 saniye olarak ayarlanmıştır.

Crim ve Garcia-Godoy (1987), örneklerin termal siklus banyolarında bekletilme sürelerinin ve farklı siklus sayısının kompozitlerin mikrosızıntıları üzerindeki etkilerini istatistiksel olarak etkilemediğini bildirmiştir (159).

Crim ve ark (1985), yaptıkları başka bir çalışmada boya penetrasyon derecesinin termal banyolardaki kalış süresinden etkilenmediğini göstermiştir (158).

Trowbridge (1987) yaptığı bir sızıntı çalışmasında termosiklusa maruz bırakılmayan örneklerde boya sızıntısının görülmediğini bildirmiştir. Bununla beraber elde edilen sonuçların klinik koşulları yansıtmadığını söylemiştir (159).

Yapılan literatür incelemesi sonucunda, restorasyon materyallerinde meydana gelen mikrosızıntı değerlerinin tayininde boya penetrasyon yöntemi, kimyasal işaretleyici yöntemi, bakteriyel çalışma yöntemi, elektrokimyasal yöntem, nötral aktivasyon yöntemi, tarama mikroskop analiz yöntemi, radyoaktif izotop ve hava basıncı yöntemi gibi farklı tekniklerin kullanıldığı görülmüştür (152,160,161). Tüm bu yöntemler arasında uygulanmasının kolay olması ve güvenilir sonuçlar vermesi nedeniyle boya penetrasyon yönteminin en sık kullanılan yöntem olduğu bildirilmektedir (152,160,162).

Kompozit rezinler için mikrosızıntı genellikle boya penetrasyon yöntemi ile tayin edilir (146,162). Bu yöntemle çekilmiş dişlere restorasyon yapılır (163). Restorasyon dışında kalan diş yüzeyi, su geçirmeyen bir tırnak cilası ile örtüldükten sonra boyanın içinde bırakılır. Örnekler belirlenen süre kadar boya içerisinde bekletildikten sonra çıkarılır ve akan suyun altında yıkanır. Örnekler kesit alındıktan sonra boyanın ne kadar sızdığı görsel olarak ölçülür (164). Bu konuda yapılan çalışmalar, mikrosızıntı değerlendirilmesinde farklı partikül büyüklüğüne sahip birçok boya materyalinin kullanılabileceğini ancak farklı boyaların sonucu etkilemediğini göstermiştir (165).

Türkün ve Ergücü (2004), mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan boyaları inceledikleri derlemelerinde, çalışmalarının %86,8'inde dişlerin yaşlandırma işleminden sonra boya çözeltilerinde bekletildiğini bildirmişlerdir (152). Kullanılan boya çözeltilerinin tercih edilme oranları % 40,8 bazik fuksin, % 26,5 gümüş nitrat, %20 metilen mavisi şeklindedir. Isı banyosunda bekletme süresi bazik fuksin için 24 veya 48 saat, gümüş nitrat için 2 saat, metilen mavisi için ise 4 saattir (152). Boyanın kök ucundan sızmasını önlemek için kök ucu kompozit ile kapatılmaktadır (152).

Bu çalışmada, termal siklus ile yaşlandırma işleminden sonra, tüm örneklerin kök uçları kompozit rezinle kapatılmış ve dış yüzeyleri kavite kenarlarından 2 mm uzaktan başlayarak iki kat kırmızı tırnak cilasıyla örtülmüştür. Bu işlemlerin ardından örnekler %0.5'lik bazik fuksin çözeltisi içerisinde 24 saat bekletilmiş ve daha sonra akan su altında yıkanmıştır.

Crim GA ve ark (1987), farklı sürelerde boya çözeltisinde beklettikleri örneklerin mikrosızıntı değerlerini inceledikleri çalışmalarında boya penetrasyon derecelerinin, boyada kalış süresinden etkilenmediğini göstermiştir (159).

Mikrosızıntı değerlendirmesi yapılırken, meydana gelen sızıntının her zaman restorasyon kenarları boyunca aynı şekilde ve derinlikte izlenmediği bildirilmiştir (166).

Türkün ve Ergücü(2004) mikrosızıntı değerlendirilmesinde en çok tercih edilen yöntemin iki boyutlu değerlendirme olduğunu (%96,7) bildirmiştir (152).

Bu çalışmada restorasyonların mikrosızıntısını ölçmek için iki boyutlu değerlendirme yöntemi kullanılmış, dişlerden meziyo-distal yönde, dişin uzun eksenine paralel olarak kesit alınmıştır. Daha sonra tüm örneklerin mikrosızıntı değerleri, stereomikroskopda 50 büyütme kullanılarak saptanmıştır.

Bağlanma dayanımı testleri, restoratif ve adeziv sistemlerin klinik performansının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan yöntemlerdir (87,167,168). Bir çok bağlanma dayanımı testi geliştirilmiştir (113,169). Dış dokuları ile restoratif materyaller arasındaki bağlanma dayanımını belirlemek için klasik makaslama ve gerilme test yöntemlerinin yanı sıra ortalama 1 mm² lik yüzey alanının kullanıldığı mikro test yöntemleri de kullanılmaktadır (170). Mikrotest yöntemleri diğer testlere göre daha güvenilirdir (170).

Diğer bağlanma testleri (örn, makaslama yöntemi), adeziv içerisinde meydana gelen porözite ve hataları göstermemekte (172), bağlanma arayüzeyi hakkında kesin sonuçlar vermemekte ve kopmalar genellikle dentinden koheziv olmaktadır. Bu nedenle günümüzde mikrotensil test yöntemi tavsiye edilmektedir (117). Bu test yöntemlerinde kopmalar daha çok adezivdir. Koheziv kopmaların sayısı önemli miktarda azalmıştır. Bu durumun, örnek genişliğinin azalması sonucu meydana geldiği, çatlakların sayı ve büyüklüğünün azalmasına bağlı olduğu düşünülmektedir (117).

Bu test yöntemlerinde küçük yüzey alanına sahip örneklerin kullanılması sayesinde, adeziv sistem ile diş dokusunun ara yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımlarının elimine edilebileceği belirtilmiştir (170). Ayrıca, bir diştten birden daha fazla örnek elde edilebilmesi, dişin spesifik bölgelerindeki bağlanma dayanımı değerlerinin saptanabilmesi bu test yönteminin diğer avantajlarından (173).

Birçok çalışmada, insan dişlerindeki farklı bölge ve yapıdaki dentin dokusuna bağlanma değerlerinin değişiklik gösterdiği bildirilmiştir (174,175). Dentinin yüzeysel,orta ve derin bölgelerinde yapısal farklılıklar olduğu bilinmektedir (176). Kavite preparasyonunda dentinin hazırlanması sırasında açılan kanal ağızlarından dentin lenfinin akışı, derin dentin bölgelerinde daha fazla olmakta ve bu bağlanma dayanımı değerlerini etkilemektedir (177). Bu nedenlerle, bu çalışmada pulpa üzerinde kalan dentin kalınlığının 2-3 mm olduğu orta dentin bölgesindeki bağlanma değerleri değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada, geleneksel ve Er:YAG lazer ile hazırlanan 5. Sınıf kavitelere, üretici firmaların önerileri doğrultusunda kompozit materyalleri, firmaların uygun adeziv sistemleri ile birlikte uygulanmıştır. Dişler mikrotensil bağlanma dayanımı değerlendirilmesi için, kesitleri 1mm² olan dikdörtgen şeklinde mesio-distal ve bukkal-lingual doğrultuda Isomet (Isomet Buehler, Ltd, Lake Bluff,IL,ABD) ile kesilmiştir. Mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümleri

hazırlanan blokların, Universal test cihazında 1mm/dak hız ile çekilmesi sonucunda elde edilmiştir.

5.1 Mikrotensil Bağlanma Değerleri Ve SEM Görüntülerinin Tartışması

Bulgulara göre, geleneksel yöntemle hazırlanan ve Silorane-Silorane ile restore edilen 5. grup ile geleneksel yöntemle hazırlanan ve Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ve Adper SE Plus-Filtek Z250 ile restore edilen 7. ve 8. gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. 5. grubun mikrotensil bağlanma dayanımı değerleri, 7 ve 8. gruplardan anlamlı derecede düşük bulunmuştur. ($p < 0.05$) (Tablo 3, 4)

Ayrıca, geleneksel yöntemle hazırlanan ve Futurabond-Amaris ile restore edilen 6. grup ile geleneksel yöntemle hazırlanan ve Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ve Adper SE Plus-Z250 ile restore edilen 7. ve 8. gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. 6. grubun mikrotensil bağlanma dayanımı değerleri, 7 ve 8. gruplardan anlamlı derecede düşük bulunmuştur. ($p < 0.05$) (Tablo 3,4)

Ancak, geleneksel yöntemle hazırlanan ve Silorane-Silorane ile restore edilen 5. grup ile geleneksel yöntemle hazırlanan ve Futurabond-Amaris ile restore edilen 6. grup arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p < 0.05$) (Tablo 3,4)

Aynı şekilde, geleneksel yöntemle hazırlanan ve Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilen 7. grup ve geleneksel yöntemle hazırlanan Adper SE Plus-Z250 ile restore edilen 8. grup arasında da anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p < 0.05$) (Tablo 3,4)

Silorane, ağırlıkça %76, hacimce %55 oranında doldurucu içermektedir. Filtek Silorane içerisinde ince quartz partikülleri ve radyopak itriyum florid bulunmaktadır. Doldurucu oranı açısından bakılırsa Silorane mikrohibrit bir kompozittir. Yapısındaki quartz yüzeyleri silan ile kaplanmıştır (178)

Amaris ağırlıkça % 80, hacimce % 64 oranında doldurucu içermektedir. Doldurucular metakrilat matriks (BIS-GMA, UDMA, TEGDMA) içerisine yerleşmiştir. Cam, nano ve pre-polimerize ISO doldurucularının birleşiminden oluşmuştur ve %2 oranında polimerizasyon büzülmesi göstermektedir (179).

Clearfil Majesty Posterior ağırlıkça %92, hacimce % 80 oranında doldurucu içerir. Yeni bir yüzey ıslatma teknolojisi ile işlenmiş nano ve mikro-inorganik dolduruculardan oluşan, ışıkla polimerize olan, nano-partiküller içeren, radyopak bir kompozittir. Silanlanmış cam seramikler, yüzeyi işlenmiş alumina mikrodoldurucular, BIS-GMA,TEGDMA ve dimetakrilat içermektedir (180).

Filtek Z250 'de ise inorganik partiküller ağırlıkça %60'ken, hacimce %80 oranındadır. Partikül büyüklükler 0.01 ile 3.5 mikron arasında değişmektedir. Doldurucu partikülleri zirkonya ve silikadan oluşmaktadır. Doldurucu partikülleri BIS-GMA, UDMA ve BIS-EMA içerisine yerleştirilmiştir. Silica rezini daha dirençli hale getirmektedir (181).

Bağlanma dayanımı testlerinde, kompozitin polimerizasyon büzülmesi(182), oklüzal stresler, su emilimi ve hidrolitik aktiviteler önem taşımaktadır (183,184). Bu faktörler adeziv restorasyonların uzun dönem dayanıklılığını etkilemektedir (185).

Kompozit rezinlerin monomerlerinin polimere dönüşüm miktarı konversiyon ya da polimerizasyon derecesi olarak adlandırılır (186). Kompozit rezinlerin uygulanması sırasında polimerizasyon derecesinin yüksek olması gerektiği genel bir kanıdır (186).

Kompozit rezinin içerdiği inorganik partikül miktarı polimerizasyon büzülmesini etkileyen bir faktördür. Genel olarak, hacimce daha yüksek oranda doldurucu partikül içeren rezinlerde, daha az polimerizasyon büzülmesi meydana gelir (187).

Doldurucu oranı hacimce en az olan kompozit materyalleri Silorane ve Amaris'tir. Bu doğrultuda Silorane ve Amaris ile restore edilen grupta bağlanma değerlerinin Z250 ve Clearfil Majesty Posterior'a göre daha düşük çıkması beklenen bir sonuçtur.

Rezin matriksin polimerizasyon büzülmesini etkileyen diğer bir faktör ise organik matrisin kimyasal yapısıdır. Farklı monomer ve katalizör yapılarının materyalin polimerizasyonunu ve polimerizasyon büzülmesini değiştirdiği gösterilmiştir. TEGDMA (triötilen glikol dimetakrilat) içeren rezinlerin polimerizasyon büzülme miktarları daha fazla olmaktadır. TEGDMA, Bis-GMA (bisglisidil metakrilat) ile karşılaştırıldığında daha düşük moleküler ağırlıklı bir monomerdir. Daha küçük partiküllü monomerlerin kullanımı viskoziteyi azaltmakla ve polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır. Büyük moleküler ağırlıklı monomerlerin karışıma eklenmesi rezinin büzülme oranını azaltabilmektedir (187). UDMA, yüksek moleküler yapıda bir monomerdir. Organik matriksteki bu moleküllerin kombinasyon formu, polimerizasyon büzülmesinin düşük olmasını sağlamaktadır (188).

Organik partikül miktarının az olmasına karşılık, Silorane'nin organik matrisinde yapılan değişiklikler polimerizasyon büzülmesinin %1'den daha düşük olmasını sağlamaktadır. Diğer metakrilat bazlı kompozitlerde polimerizasyon radikal ekleme reaksiyonu ile gerçekleşirken, Filtek Siloranda

polimerizasyon katyonik halka açılımı reaksiyonu ile gerçekleşmektedir. Bu sayede büzülme azalmaktadır. Silorane-esaslı kompozitler polimerize olurken, "halka-açılımlı" monomerler açılarak birbirlerine bağlanmakta, düzleşmekte ve birbirlerine doğru uzamaktadırlar. Bunun sonucunda da metakrilat bazlı kompozitlere oranla belirgin bir şekilde daha az büzülme gerçekleşmektedir (178).

Polimerizasyon büzülmesinin az olması klinikte istenilen bir özellikmiş gibi görünse de, bazı problemleri beraberinde getirebilir. Büzülme streslerini azaltmak için polimerizasyon derecesini düşürmek ilk bakışta yararlı gibi görünmekle birlikte, polimerizasyon derecesini düşürmek kompozitin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Polimerizasyon derecesi azalırken rezinde reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı artmaktadır (189). Kompozit rezinlerin yapısında bulunan oldukça toksik monomerlerin polimer yapıya tam olarak dönüşmediği durumlarda açığa çıkacak artık monomerler ve bunların toksik etkileri kompozitlerin kullanımında sınırlamalar getirmektedir (190). Artık monomerlerin diğer bir dezavantajı da bağlanmayı olumsuz yönde etkileyebilmeleridir (191). Kompozit rezinlerin; artık monomer oluşumunu engelleyebilmek, kompozitin dişe bağlanma gücünü arttırmak ve fiziksel özelliklerini geliştirebilmek için maksimum derecede polimerize edilmeleri gerekmektedir. İdeal bir kompozit rezinin, yüksek polimerizasyon derecesi oluştururken düşük miktarda büzülme meydana getirmesi beklenmektedir (186).

Silorane'nın organik yapısında yapılan değişiklikler sonucunda düşük polimerizasyon büzülmesi meydana gelmekle birlikte bağlanma değerleri beklenildiği gibi yüksek çıkmamıştır. Bunun sebebinin, sadece artık monomer miktarına bağlı olarak değil, Silorane'nın farklı tipte polimerize olması sonucunda kompozitin mekanik özelliklerinde oluşan olumsuzluklardan dolayı olduğu da düşünülebilir.

Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmediği durumlar; polimerize olmayan toksik monomerlerin pulpa üzerindeki olumsuz etkilerine, restorasyon-diş bağlantısında defektlerin oluşmasına ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak kenar sızıntısına, postoperatif duyarlılığa, renklenmeye, aşınmaya ve sekonder çürüğe yol açabilmektedir (192). Kompozit rezinlerin polimerizasyonunun tam olarak yapılabilmesi restorasyonun başarısı açısından önemli bir faktördür, çünkü kompozit rezin restorasyonunun yetersiz polimerizasyonu sızıntının artmasına, mekanik özelliklerin azalmasına neden olurken, diş sert dokularına bağlanmasını zayıflatmaktadır (193). Monomerin polimere dönüşüm miktarının artması ile artan polimerizasyon büzülmesi, kompozit rezinlerin hala önemli sorunlarını korumasına neden olmaktadır (194).

Polimerizasyon büzülmesinin en önemli sonucu; yapı içinde oluşan streslerdir. Bu stresler kavite duvarları ile kompozit rezin arasında bağlanma sorunlarına neden olur (195).

Son zamanlarda bu sorunu yenebilmek için üzerinde en fazla çalışılan konu adeziv sistemlerdir. Adeziv sistemlerin, kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan streslere karşı koyabilmeleri istenmektedir (195,196).

Silorane self-etch primeri içerisinde fosforil grubu içeren metakrilat, karboksik asit içeren vitrebond kopolimeri bulunmaktadır. Silorane adeziv sisemi 6. Jenerasyon kendinden asitli 2 aşamalı, 2 şişeli bir sistemdir. Ayrıca, BiS-GMA ve HEMA gibi komonomerler, su ve etanol gibi solvent de içermektedir. Silan uygulanmış 7 nm boyutundaki silika partikülleride mekanik gücü arttırmak için primer içerisinde eklenmiştir. pH'sı 2.7 dir (178).

Amaris ile birlikte kullanılan Futurabond tek basamaklı self-etch bir adezivdir. Aseton içerisinde çözülmüş organik asit ve HEMA'dan oluşur. İçerisine rezin materyali ile çapraz bağlanmanın geliştirilmesi ve film tabakasının güçlendirilmesi için nano boyutta SiO₂ partikülleri (20nm) eklenmiştir (197). Primerin pH'sı 1.4'tür ancak dentin sıvısı ile temasa geçtiğinde dentinin tamponlama kapasitesi ile bu değerin yükseleceği düşünülmektedir (198).

Rezin-dentin arayüzünün SEM görüntülerinde, x1000 büyütme ile inceleme yapıldığında Futurabond içerisindeki doldurucuların homojen bir şekilde dağıldığı görülmektedir (Resim 50).

Nanopartikül içeren adeziv sistemlerin kollajen mikrofibrilleri arasına girerek nano-retansiyon sağladıkları ve mikrosızıntıyı azalttıkları iddia edilmektedir (171).

Asit uygulaması sonrası hidroksiapatitin çözünmesi sonucunda ortaya çıkan kollajen ağının içerisine rezinin infiltre olması ile hibridizasyon sağlanmaktadır (199). Kanca ve ark (1992), dentin kanallarının içinin %70 su ile dolu olduğunu bildirmiştir (200). Suyun bu kanallardan uzaklaştırılmasını ve boşalan dentin kanallarının içerisine rezinin infiltre olmasını sağlayabilecek bir araç lazımdır (93). Bu sebeple, adeziv sistemlerinin içerisine solvent (aseton, etanol) ilave edilmiştir (201). Solventler, rezin monomerin dentin tübüllerindeki kollajene gömülmesini kolaylaştırmaktadır (202).

Bonding içerisindeki aseton miktarı arttıkça bağlanma dayanımı değerlerinin azaldığı bildirilmiştir (198). Yüksek miktarda solvent içeren (%67) bonding ajanları ile adeziv tabakası ince olmakta ve bir miktar solvent, adeziv rezin içerisinde kalmaktadır. Bu olayın polimerize olan adeziv tabakasında boşlukların oluşmasına neden olacağı ve bağlanmayı etkileyeceği düşünülmektedir (203).

Rezin-dentin arayüzünün SEM görüntülerinde de, geleneksel yöntemle hazırlanmış Futurabond-Amaris ile restore edilmiş grupta ince bir adeziv tabakanın olduğu gözlemlenmiş ancak adeziv tabaka içerisinde boşluk görülmemiştir. (Resim 50)

Çalışmalarda, solvent miktarının bağlanma dayanımını etkilediği belirtilmiştir (201,204). Bir çalışmada, adeziv şişesinin kapağının sürekli açılıp kapanmasının materyal içerisindeki solventin uçmasına, miktarının azalmasına sebep olacağı ve bunun da bağlanma değerlerini etkileyeceği gösterilmiştir (200).

Bu çalışmada, Futurabond-Amaris ile elde edilen değerlerin diğer gruplara göre daha düşük sonuçlar vermesinin nedenini sadece içerisindeki doldurucu miktarının hacimce az olmasından dolayı değil, solvent miktarı ile de ilgili olabileceği düşünülebilir. Çalışmamızda kullanılan diğer adeziv sistemlerin içerisinde solvent bulunmazken, Futurabond tek basamaklı self etch adeziv içerisinde solvent bulunmaktadır.

Tek basamaklı self-etch sistemler, içerilerinde yüksek konsantrasyonda asidik monomer olması nedeniyle daha hidrofildirler (206,207). Önceki çalışmalar yüksek miktarda asidik monomer içeren adezivlerde su emilimine eğilimin arttığını ve bunun adeziv yüzeyinin devamlılığı için olumsuz olduğunu bildirmiştir (208,209).

Rezin-dentin arayüzünün SEM görüntülerinde, hem lazer ile hem de geleneksel yöntemle hazırlanan ve Futurabond uygulanan gruplarda düzenli bir hibrit tabakası ve rezin tag oluşumu izlenmiştir. Ancak, her iki grupta da adezivin düzgün (uniform) olmadığı, özellikle lazer ile hazırlanan grupta adezivin bazı bölgelerde izlenemediği görülmüştür. Bunun sebebi olarak, Futurabondun, içerisindeki asidik monomerden dolayı iyi polimerize olamadığı ve arada stres absorbe edici adeziv tabakanın oluşmadığı düşünülebilir. (Resim49,50)

Tek basamaklı self-etch adezivler, hidrofilik özelliklerinden dolayı polimerize olurken dentin yüzeyinden suyu absorbe ederek geçirgen bir zar gibi davranmaktadırlar (206, 207). Bu sistemlerin pH'larının asidik olması (1,5-2,5), bunları hidrolitik bakımdan dengesiz yapmaktadır (210). Yapılan çalışmalarda, suyun bulunduğu bölgelerde polimerizasyonun tamamlanamadığı ve bu bölgelerde adeziv arayüzünde hidrolitik degradasyon olabileceği düşünülmektedir (188,211). Bu sebeple suyun ve solventin ortamdaki uzaklaştırılması çok önemlidir.

Tek basamaklı self-etch sistemlerde hem asit hem primer hem de adezivin aynı şişede olması bunların fonsiyonlarını azaltabilmektedir (212). Bu üç çözültinin bir arada olması için yüksek miktarda solvent gerekir ve solventin tamamen buharlaştırılması mümkün olmayabilir (213). Hibrit tabakası içerisinde su/HEMA solventlerinin tutunması polimerizasyonunu engelleyebilir ve bu mekanik özelliklerde problemlere yol açabilir (214). Materyallerde adezivin hidrofilik özelliği arttıkça solvent oranının da arttığı gösterilmiştir (215).

Tek basamaklı self etch adezivlerin bazı komponentleri (fosforik asit esterleri, TEGDMA) geleneksel adeziv sistemler içinde de kullanılmıştır. Ama bu komponentlerin asidik çözülti içerisinde hidrolitik bozulma eğilimleri artmaktadır (208). Bu adezivlerin pH değerleri düştükçe degradasyon ihtimali artmaktadır (215).

Tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerin, iki basamaklı self-etch adezivlere oranla daha hidrofilik oldukları bilinmektedir (127,216). Bu adeziv sistemlerden suyun yeteri kadar hızlı uzaklaştırılmaması, suyun dentin dokusu tarafından geri alınmasına ve adeziv rezinin mekanik dayanıklılığının azalmasına neden olur (217). Bu da bağlanma değerlerinin düşük çıkmasını açıklayan diğer bir sebeptir. Tek aşamalı self-etch adezivlerle yapılan çalışmalarda, bağlanma dayanımı değerlerinin düşük olduğunu bildiren birçok araştırma bulunmaktadır (127,218).

Aynı şekilde bu çalışmada, tek basamaklı self-etch olan Futurabond-Amaris ile elde edilen bağlanma değerleri, iki basamaklı self etch olan Clearfil Majesty Posterior-Clearfil SE Bond ve Z250-Adper SE Plus ile elde edilen değerlere göre daha düşük bulunmuştur. (Tablo3,4)

Kopma yüzeyleri incelendiğine, Futurabond-Amaris ile restore edilen gruplarda kopmalar çoğunlukla adeziv tabaka içerisinde meydana gelmiştir. Bunun sebebinin, adeziv tabakanın mekanik yetersizliği ve tek basamaklı self-etch sistemi Futurabond'un adeziv tabakasının iyi polimerize olamadığı olarak düşünülmektedir. Bu gruplardaki mikrotensil bağlanma değerleri Clearfil Majesty Posterior ve Filtek Z250 ile restore edilen gruplara göre istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur. Elde edilen SEM görüntüleri bu sonuçları doğrulamaktadır (Resim 51,52,53,54).

Adeziv –diş sert dokuları arasındaki kopmalar bağlanmanın en zayıf olduğu bölgede meydana gelmektedir (241). Yapılan bir çalışmada, mine ve dentin dokusunda yüksek bağlanma direnci elde edilen gruplarda daha çok rezin ve diş dokusundan koheziv veya karışık tipte başarısızlıklar gözlenirken, düşük bağlanma direnci gösteren gruplarda rezin ve diş dokusu arasında adeziv başarısızlıklar izlendiği bildirilmiştir (241).

Clearfil Majesty Posterior-Clearfil SE Bond ve Adper SE Plus-Z250 ile restore edilen gruplarda kırık tipleri karışık şekilde gerçekleşmiştir. Bu sonuçlara göre, bu gruplarda bağlanma değerlerinin yüksek olması beklenen bir sonuçtur (Resim 57-60, Resim 64,67).

Rezin-dentin arayüzünün SEM görüntülerinde, geleneksel yöntemle hazırlanmış ve Clearfil Majesty Posterior-Clearfil SE Bond ile restore edilen grupta daha 12 mikron kalınlığında adeziv tabaka, uzun ve sık rezin taglar ve aside dirençli bir hibrit tabakası gözlemlenmiştir. (Resim 56)

Bununla birlikte geleneksel yöntemle hazırlanmış ve Adper SE Plus-Z250 ile restore edilen grupta, düzgün bir hibrit tabakası ve 13 mikron kalınlığında adeziv tabaka görülürken, rezin tag oluşmamıştır. (Resim 63)

Yapılan çalışmalarda, bağlanma değerlerinin yüksek olmasında, hibrit tabakasının kalınlığı veya rezin tag ve hibrit tabakasının morfolojik özelliklerinden çok hibrit tabakasının kalitesinin etkili olduğu saptanmıştır (219,220). Aynı şekilde Finger ve ark (1994), hibrit tabakasının kalınlığı ve bağlanma dayanımı arasında bir ilişki bulamamış, her ne kadar hibrit tabakasının kalitesi hakkında kesin ölçümler yapılması mümkün olmasa da, bunun bağlanma gücünü etkileyebileceğini vurgulamıştır (221) .

Geleneksel yöntemle hazırlanan ve Adper SE Plus-Z250 ile restore edilen grupta, elde edilen kopma yüzeylerinde ve arayüz görüntülerinde rezin tag görülmemesine karşılık yüksek bağlanma değerleri bulunmuştur. Bunun sebebi olarak, kullanılan iki basamaklı self-etch adezivi ile intertübüler dentine iyi bağlanma sağlandığı ve SEM hazırlığı esnasında kullanılan asit ile aside dirençli bir hibrit tabakası oluşturulduğu düşünülebilir. (Resim 66,67)

Geleneksel yöntemle hazırlanan ve Futurabond-Amaris ile restore edilen grupta daha ince bir adeziv tabaka ve nadir rezin taglar izlenmiştir. (Resim 50) Bu grupta elde edilen değerlerin, diğerlerine göre daha düşük bulunmasının bir başka sebebi olarak, bu sistemin tek basamaklı self-etch olması dolayısıyla daha hidrofilik olması ve rezin-dentin arayüzünde hidrolitik bir problemin ortaya çıkma olasılığı olarak düşünülebilir. Bununla birlikte, bu çalışmada, termosiklus yapılmıyorsa daha yüksek bağlanma değerleri elde edileceği çünkü, örneklerin hidrolitik degradasyona maruz kalmayacağı düşünülmektedir.

Clearfil SE Bond 2. jenerasyon bonding sistemlerine benzemektedir. Bu sistemler BIS-GMA içerisine polimerize olabilen fosfatların ilave edilmesiyle geliştirilmiştir (222). Primeri su bazlıdır. İçerisinde dimetakrilat monomer mikrodoldurucular (silanlanmış koloidal silika) bulunmaktadır. Clearfil SE Bond

primeri ayrıca MDP (10-Methakriloyloksidesil dihidrojen fosfat) içermektedir. MDP; diş dokusundaki hidroksiapatit kristallerine oldukça yüksek kimyasal bağlanma performansı gösteren bir fonksiyonel monomerdur ve adeziv performansını arttırmaktadır. MDP, asidik dekalsifikasyon oluşturmak ve diş yapılarının kalsiyum iyonlarını ya da amino grubunu bağlamak için bir hidrofilik fosfat grubu, hidrofobik dengesini korumak için de hidrofobik akril grubu ve polimerizasyon için bir çift bağlanma ucu içermektedir. Primerin asidik etkisi, MDP'nin su ile oluşturduğu etkileşim ile meydana gelmektedir pH'sı 2 olan primer, smear tabakasını çözebilen ve diş dokusuna penetre olabilen asidik fosfat monomer içerir. Bu yapı, fosforik asit ile asitleme gerekliliğini de ortadan kaldırır. Bunun haricinde primer içerisinde HEMA bulunmaktadır (223).

Silorane'nin pH'sı Clearfil SE Bond'a göre daha yüksektir. Clearfil SE Bond adeziv sisteminin zayıf self-etching primere sahip olması ve içerdiği monomerlerin karboksil ve fosfat gruplarının rezidüel hidroksiapatit kristalleri ile kimyasal olarak bağlanma potansiyeli göstermesi bu gruptaki bağlanma değerlerinin, Silorane'a göre daha yüksek olmasının açıklaması olabilir.

Rezin-dentin arayüzünün SEM görüntülerinde, geleneksel yöntemle hazırlanan ve Silorane-Silorane ile restore edilen grupta, 12 mikron kalınlığında adeziv tabakası olduğu ancak bu tabakanın homojen kalınlık göstermediği, hibrit tabakasında ayrılma olduğu ve rezin tag oluşmadığı izlenmiştir. (Resim 44)

Aynı şekilde Silorane-Silorane ile restore edilen gruplarda geleneksel yöntemde kopma tipleri dentin-rezin arayüzünden adeziv kopma şeklinde iken, lazer uygulanmış grupta hibrit tabakası-dentin arasından adeziv kopma şeklinde meydana gelmiştir. Bu gruptaki bağlanma değerleri diğer gruplara göre istatistiksel olarak daha düşüktür (Resim 45,46,47,48). Bu sonuç, lazer uygulaması sonrasında dentin hibridizasyonunun tam olarak gerçekleşmediği veya bu bölgenin bağlanmada en zayıf nokta olduğunu göstermektedir. Her ne kadar bağlanma değerleri arasında lazer ve geleneksel yöntem

uygulamalarında, Silorane ile benzer sonuçlar elde edilmişse de, kopma tiplerindeki farklılıklar klinik açıdan önem taşımaktadır. Lazer uygulaması yapılmış dentinin Silorane ile restorasyonunda meydana gelen başarısızlık dentinin sızdırmazlığının bozulabileceği ve sekonder çürük riski teşkil edebileceği düşünülebilir.

Futurabond'un pH'sı Clearfil SE Bond'a göre daha asidiktir. Ancak, Clearfil SE Bond içerisinde, diş sert dokularıyla bağlanmayı sağlayan MDP fonksiyonel monomerin olması bu gruptaki bağlanma değerlerinin daha fazla olmasını sağlamış olabilir.

Adper SE Plus primeri içerisinde su ve HEMA bulunmaktadır. HEMA, hidrofiliktir ve dentinin ıslanabilirliğini artırarak bağlanma dayanımını arttırmaktadır (224). HEMA bağlanmayı arttırmada temel olarak tanımlanır (44,131). Düşük moleküler ağırlığı ve hidrofilik doğası nedeni ile ıslatma yeteneği çok iyidir (128, 131). Büzülen kollajen ağının tekrar genişlemesini sağlayarak rezin infiltrasyonunu artırır. Böylece adezivin bağlanma dayanımını geliştirir (128). Adper SE Plus adeziv materyali fosforik asit esteri içermektedir. Bu yapı, mine ve dentinde asitleme sağlayarak adeziv ve diş arasında mikromekanik bir bağlanma oluşmasını sağlamaktadır. Ayrıca, ortamda asidik bir pH oluşmasına bunun sonucunda mine ve dentinde fazla miktarda demineralizasyona sebep olmaktadır (207). Bunun bağlanmayı arttırdığı düşünülmektedir (207).

Adper SE Plus adeziv içerisinde zirkonya nanodoldurucuları bulunmaktadır (224). Nanodoldurucu içeren rezinlerin, gerilme ve kırılma direnci gibi bazı mekanik özelliklerinin, diğer rezinlerden daha yüksek olduğu belirtilmektedir (222). Adeziv içerisinde doldurucu bulunması bağlanma dayanımını arttırmakta ve daha düzenli bir film tabakası oluşmasını sağlamaktadır. Ayrıca bu durum, doldurucu materyale doğal bir radyoopasite sağlamaktadır (225)

Bu çalışmada da, hem lazer hem de geleneksel yöntemle hazırlanmış, Z250- Adper SE Plus ile restore edilmiş gruplarda bağlanma dayanımı yüksek çıkmıştır. (Tablo 3,4).

Rezin-dentin arayüzünün SEM görüntülerinde, lazer ile hazırlanan ve Adper SE Plus-Z250 ile restore edilen grupta kalın bir adeziv tabaka, düzgün bir hibrit tabakası, uzun ve sık rezin tag oluşumu izlenmiştir. Geleneksel yöntemle hazırlanmış grupta ise, kalın adeziv tabaka, düzgün hibrit tabakası gözlenirken, rezin tag oluşumu görülmemiştir. (Resim 61,63)

Yapılan bazı çalışmalar kalın adeziv tabakanın polimerizasyon büzülmesi ile oluşan stresleri absorbe ederek, bağlanma değerlerini yükselteceğini savunsa da (226,227); bir çalışmada, bağlanma değerlerinde anlamlı derecede düşme meydana geldiği de gösterilmiştir (228).

Bununla birlikte bir çalışma, adeziv kalınlığının bağlanmayı etkilemediğini ancak, kalın adeziv tabakanın solventin uçmasını engelleyerek su emilimi ve degradasyonu arttırdığını ve uzun dönem restorasyon başarısını etkilediğini göstermiştir (229).

Asidik primeri içerisindeki karboksil grupları dişteki hidroksiapatit ve kalsiyum ile bağlanabilmektedir (230). Ancak, karboksil gruplarında meydana gelen bağlanma kapasitesi ve oluşan sızdırmazlık fosforik asit esterlerine göre daha zayıfır (231).

Silorane yüksek pH'sı nedeniyle zayıf self-etch adeziv sistem grubundadır. Bununla birlikte Adper SE Plus daha asidik özelliktedir. Ayrıca Adper SE Plus içerisinde bulunan fosforik asit esterleri ve nanodoldurucular bu grupta daha yüksek bağlanma değerlerin çıkmasına sebep olmuş olabilir. Bu bilgiler doğrultusunda Siloranın daha düşük değerlerde bağlanma göstermesi beklenen bir sonuçtur.

De Munck ve ark. (2003) yaptıkları bir çalışmada iki basamaklı self-etch sistemlerinin diş dokularına bağlanmasının, tek basamaklı self-etch sistemlerine oranla daha iyi olduğunu göstermiştir (218). Ayrıca, orta dentinde iki basamaklı self etch adeziv sistemlerinin, tek basamaklı self etch adeziv sistemlerinden daha iyi bağlanma değerleri oluşturduğu görülmüştür (219). Bu durum, başka çalışmalar tarafından da kanıtlanmıştır (232,233). Adezivlerin bağlanma değerlerinin dişin farklı bölgelerinde değişiklik gösterdiğini bildiren birçok çalışma bulunmaktadır (216,234). İki ve tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerle, iki aşamalı etch-and-rinse adeziv sistemin okluzal mine, yüzeysel ve derin dentine olan bağlanma dayanımının incelendiği çalışmalarda, tek basamaklı self-etch adezivin (AQ Bond) yüzeysel dentine, iki basamaklı self-etch adezivlerden Clearfil SE Bond'un ise derin dentine daha iyi bağlandığı bildirilmiştir (217).

Bu çalışmadaki bulgulara göre, lazer ile hazırlanan ve Silorane-Silorane ile restore edilen 1. grup ile, lazerle hazırlanan ve Adper SE Plus-Z250 ile restore edilen 4. grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. 1. grubun mikrotensil bağlanma dayanımı değerleri, 4. gruptan anlamlı derecede düşük bulunmuştur (Tablo3,4).

Rezin-dentin arayüzünün SEM görüntülerinde, lazerle hazırlanan ve Silorane-Silorane ile restore edilen grupta 12 mikron kalınlığında adeziv tabakası ve rezin tag oluşumu gözlenmiştir (Resim 43).

Aynı şekilde, lazer ile hazırlanan ve Futurabond-Amaris ile restore edilen 2. Grup ile, lazerle hazırlanan ve Adper SE Plus-Z250 ile restore edilen 4. grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. 2. grubun mikrotensil bağlanma dayanımı değerleri, 4. gruptan anlamlı derecede düşük bulunmuştur (Tablo 3,4).

Rezin-dentin arayüzünün SEM görüntülerinde, lazerle hazırlanan ve Futurabond-Amaris ile restore edilen grupta devamlılığını kaybetmiş adeziv tabaka görülmektedir. Adeziv tabakanın bazı yerlerde izlenemediği ama uzun ve sık rezin taglar meydana geldiği görülmektedir (Resim 49).

Er:YAG lazer, mineyi su ve fosfatı kaldırarak ablate etmektedir. Böylece Er:YAG lazer yüzeyde dehidrate ve kalsiyumdan zengin bir tabaka oluşturur (235). Lazer uygulanmış dentin yüzeyinde 3-5 mikron kalınlığında bir tabaka olduğu (236) ve bu tabakanın su içermediği (237) gösterilmiştir. Clearfil SE Bond primeri, MDP fonksiyonel monomeri içermektedir. Primerin asidik etkisi, MDP'nin su ile oluşturduğu etkileşim ile meydana gelmektedir. Bağlanma değerlerinin düşük olmasının nedeni olarak, lazer uygulanmış yüzeyde suyun kaldırılması sonucu bu etkinin oluşmaması gösterilebilir. Bu durumun özellikle klinik ortamda daha da artabileceği, çünkü lazerin vital dentindeki suyu uzaklaştırma kapasitesinin, in vitro ortamdakinden fazla olabileceği düşünülebilir.

Bununla birlikte, bazı çalışmalarda, Er:YAG lazerin dentindeki su içeriğini azalttığı ancak kısa bir süre sonra bu alanların kısmen dolduğu bildirilmiştir(238).

Lazer ile hazırlanan ve Clearfil Majesty Posterior-Clearfil SE Bond ile restore edilen grupta kalın bir adeziv tabaka ve düzgün bir hibrit tabakası izlenmektedir (Resim 55).

Rezin-dentin arayüzünün SEM görüntülerinde lazer ile hazırlanan ve Adper SE Plus-Z250 ile restore edilen grupta yüksek sonuçların çıkmasının sebebinin oluşan kalın adeziv tabaka ve aside dirençli bir hibrit tabakası olduğu düşünülmektedir (Resim 61).

Bazı çalışmalar, lazer uygulaması sonucu oluşan ısının minenin demineralizasyona karşı direncini arttırdığını (70), kristallerde, karbonat miktarı azalırken, asit ataklarına karşı daha az çözüne gösteren metafosfat ve pirofosfat miktarında artma olduğunu göstermiştir (68,121). Aside dayanıklı olan bu yüzeylerin, özellikle self-etch sistemlerinin primer çözeltileri gibi zayıf asitler karşısında kolay çözüne medikleri düşünölmektedir (239).

Ayrıca Clearfil SE Bond içerisinde HEMA bulunmaktadır. HEMA büzölen kollajen ağın tekrar genişlemesini sağlayarak rezinin infiltrasyonunu arttırmaktadır. Er:YAG lazerin kollajen ağı üzerine etkisi henüz tam netlik kazanmamıştır (240). Er:YAG lazer ile hazırlanan dentinde demineralizasyon olmadığı ve hibrit tabakası için gerekli olan kollajen matrisin ortaya çıkmadığı belirtilmiştir (41). Bir başka çalışma da ise, lazer uygulamasının, organik dokunun kaldırılması ve hibridizasyon için az miktarda kollajen bıraktığı gösterilmiştir (238). Belirtilen bu faktörler bu grupta elde edilen düşük bağlanma değerlerini açıklayabilir.

Geleneksel yöntemle hazırlanan Silorane-Silorane ile restore edilen grup ile geleneksel yöntemle hazırlanan ve Clearfil Majesty Posterior-Clearfil SE Bond restore edilen grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşurken, kaviteler lazer ile hazırlandığında bu fark meydana gelmemiştir. Bunun sebebi olarak, lazer uygulamasının, ortamdaki suyun buharlaşmasını sağladığı ve Clearfil adeziv materyali içerisindeki MDP'nin etkisinin azaldığı ve bu nedenle bağlanmanın daha düşük değerli bulunduğu düşünölebilir.

5.2 Mikrosızıntı Tartışması

Marjinal bütünlüğün korunmasını üç faktör etkilemektedir. Bunlardan bir tanesi, adeziv materyal-dentin arayüzünde streslerin oluşmasına sebep olan kompozitin polimerizasyon büzülmesidir. Bunun sonucunda bondingde kırılmalar ve sızıntı meydana gelebilmektedir (149,104). İkinci bir faktör ise bağlanılan biyolojik dokudur. Mine ve dentindeki bağlanma değerleri birbirlerinden farklıdır (241). Son faktör ise adezivin kendisidir. Adezivin kimyasal yapısı; güçlü, devamlı ve biyolojik uyumlu bir bağlanma için önemlidir (242).

Silorane, ağırlıkça %76, hacimce %55 oranında doldurucu içermektedir. Filtek Silorane içerisinde ince quartz partikülleri ve radyopak itriyum florid bulunmaktadır. Doldurucu açısından değerlendirildiğinde Silorane mikrohibrit bir kompozittir. Quartz yüzeyleri silan ile kaplanmıştır (178). Doldurucu oranının hacimce az olması bu kompozitte polimerizasyon büzülmesinin çok olacağını göstermektedir. Ancak, Silorane'nın organik matrisinde yapılan değişiklikler, polimerizasyon büzülmesinin %1'den daha düşük olmasını sağlamaktadır. Silorane esaslı kompozitler polimerize olurken, "halka-açılımlı" monomerler açılarak birbirlerine bağlanmakta, düzleşmekte ve birbirlerine doğru uzamaktadır. Bunun sonucu da metakrilat bazlı kompozitlere oranla belirgin bir şekilde büzülmenin az olmasıdır.

Silorane'nın self-etch primeri içerisinde fosforil grubu içeren metakrilat, karboksik asit içeren vitrebond kopolimeri bulunmaktadır. Ayrıca, BiS-GMA ve HEMA gibi komonomerler, su ve etanol gibi solvent sistemleri de içermektedir. Silan uygulanmış 7 nm boyutundaki silika partikülleri de mekanik gücü arttırmak için primer içerisine eklenmiştir. pH'sı 2.7 dir (178).

Self etching primerlerin pH'ları fosforik asitten daha yüksektir ve asitleme etkisi daha az görülür. Silorane zayıf self-etch adezivi grubundadır. Self-etching primerlerin kalın smear tabakası ve mineyi iyi asitleyememe özelliği nedeniyle oklüzalde mikrosızıntı meydana gelebilmektedir (109,212). Bu özellikler Silorane'da meydana gelen fazla mikrosızıntıyı açıklamaktadır.

Bu çalışmada, lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan 5. Sınıf kaviterlerde oklüzaldeki mikrosızıntı değerleri karşılaştırıldığında; geleneksel yöntemle veya lazer ile hazırlanan kavitelere Silorane uygulandığında 'orta dereceli sızıntı' beklenenden daha az, 'çok sızıntı' beklenenden daha fazla gözlenmiştir (Tablo 7).

Sonuç olarak, Silorane kompozit materyallerinde, polimerizasyon büzülmesinin az olmasına karşılık, daha fazla mikrosızıntı meydana geldiği düşünülebilir.

Geleneksel yöntemle hazırlanan ve Futurabond-Amaris ile restore edilen üç dişte 'sızıntı yok' skoru çıkmıştır. Aynı zamanda, 'orta dereceli sızıntı' skoru beklenenden daha azdır (Tablo 7). Bunun sebebi, kullanılan adeziv sistemin pH'nın asidik olması (pH=1.4) ve minede istenilen asitlemeyi yapmış olması sonucu, mikrosızıntı değerlerinin beklenenden daha düşük olduğu şeklinde yorumlanabilir.

Mikromekanik bağlanmada, mineye bağlanmanın temelini asitleme işlemi oluşturur (244). Self-etch sistemlerdeki fonksiyonel monomer, dekalsifikasyon süresince mineye girer (245) ve asidik monomer yeterli bir bağlanma oluşturmak için mineye tamamen infiltre olur (246). Bazı araştırmacılar self-etch sistemlerin, mineyi %32-40 fosforik asit uygulaması gibi etkilediğini ve yeterli pürüzlendirme yaptığını bildirmiştir (247,248). Pashley ve ark (1997) dentin yüzeylerinde self-etch adezivlerin içerisindeki ko-monomerlerin kollajen fibriller arası boşluklara tamamen infiltre olduklarını ve çok iyi bir örtücülük sağladıklarını ileri sürmüştür (93).

Lazer ile hazırlanan ve Futurabond-Amaris ile restore edilen grupta oklüzaldeki 'çok sızıntı' değerleri, geleneksel yöntemle hazırlanan ve Amaris ile restore edilen gruba göre rakamsal olarak daha az gözlenmiştir (Tablo 7). Lazer ile restore edilen kavitelere minede lazerin etkisi ile mikroporöziteli bir yapı oluştuğu düşünülmektedir (36).

Hibst ve Keller (1989), yaptıkları SEM çalışmasında lazer uygulaması yapılmış mine yüzeyinin asit uygulaması yapılan yüzeye benzerlik gösterdiğini bildirmiştir(36).

Bununla birlikte, başka bir çalışmada, lazer ile elde edilen yüzeyin düzensiz olduğu ve lazerin atım uygulamasının düzenli olamamasından dolayı, enerjinin dokunun her noktasına aynı seviyede iletilmediğini ve bazı alanların daha az etkilenmiş olabileceğini gösterilmiştir (151). Ancak, Futurabond'un primerinin daha asidik pH'ya sahip olmasından dolayı lazer uygulanan grupta daha başarılı sonuçlar görüldüğü düşünülebilir.

Geleneksel yöntemle hazırlanan ve Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilen grupta 'orta dereceli sızıntı' beklenenden fazla, 'çok sızıntı' ise 0 çıkmıştır. Cardoso ve Sadek (2003), farklı adeziv sistemlerini kullandıkları çalışmalarında en düşük mikrosızıntı miktarını Clearfil SE Bond sisteminde bulduklarını bildirmiştir (58). Çalışmada sızıntı skorlarının geleneksel yöntemle hazırlanan ve Clearfil SE Bond-Clearfil Majesty Posterior ile restore edilen grupta beklenenden daha az çıkması bu çalışmayla benzerlik göstermektedir. Clearfil SE Bond adeziv sisteminin çalışmadaki diğer adeziv sistemlerinden daha az sızıntı miktarı göstermesi orta kuvvette self-etching primere sahip olmasının yanı sıra içerdiği monomerlerin karboksil ve fosfat gruplarının rezidüel hidroksiapatit kristalleriyle kimyasal olarak bağlanmasından kaynaklanmış olabileceğini düşündürmektedir.

Geleneksel yöntemle veya lazer ile hazırlanan ve Adper SE Plus-Z250 ile restore edilen grupta orta dereceli sızıntı beklenenden fazla, çok sızıntı ise beklenenden daha az bulunmuştur.

Düşük sızıntı sonuçlarında, Adper SE Plus adeziv materyalinin kimyasal yapısının etkili olduğu; içerisindeki fosforik asit esterinin ve zirkonya nanodoldurucularının bağlanmayı arttırdığı ileri sürülebilir.

Genel bağlanma değerleri incelendiğinde, geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere lazer uygulanan kavitelere göre rakamsal olarak daha yüksek bağlanma değerleri gözlenirken, Adper SE Plus-Z250 ile restore edilen kavitelere lazer ve geleneksel yöntem uygulaması arasında rakamsal bir düşüş gözlenmemiştir. Bunun sebebinin, Er:YAG lazer ile yüzeyde dehidrate ve kalsiyumdan zengin bir tabaka oluşması (2) ve Adper SE Plus asidik primeri içerisindeki karboksil gruplarının dişteki hidroksiapatit ve kalsiyum ile bağlanabilmesi (230), bu sebepten dolayı, bağlanma değerlerinde düşme olmadığı olarak düşünülebilir.

Dişlerin mine ile sonlanan oklüzal kısımlarında, her grupta 'orta dereceli sızıntı' beklenenden fazla görülürken, 'çok sızıntı' beklenenden az gözlenmiştir.

Kutu şeklindeki kavite için C faktörü yaklaşık 5 olarak hesaplanmıştır. Konfigürasyon faktörü olarak adlandırılan C faktörü bağlanmış yüzeylerin bağlanmamış yüzeylere oranı olarak tanımlanmaktadır. C faktörü arttığında bir restorasyonun kontraksiyon streslerinin de arttığı iddia edilmektedir (103). Pitruzello ve arkadaşları (1997) fazla sızıntı değerlerinin kavite şekli faktörü ve kutu şeklindeki kavitelere oluşan aşırı polimerizasyon büzülme stresleri sebebi ile olduğunu öne sürmüştür (249). Bir çalışmada, konfigürasyon faktörü 1'in altındaysa büzülme streslerinin az, 3'ün üzerindeyse stres değerlerinin çok olduğu bildirilmiştir (250).

Hansen ve Asmussen (1985), konfigürasyon faktörünün artışının kenar aralığı oluşumunu da arttıracakını ifade etmiştir (251).

Kubo ve ark. (1996), self-etching sistemlerinin mine yüzeylerine etki mekanizmasının henüz tam çözümlenemediğini belirtmiştir (252). Ferrari ve ark. (1997) tarafından yapılan bir çalışmada 5. sınıf restorasyonlarda mükemmel bir sızdırmazlık sağlamak için self etching uygulamalara ilave olarak mine asitlenmesini önermiştir (253).

Bununla birlikte, minede meydana gelen problemlerin başlıca sebeplerinden biri de mine çatlaklarıdır. Er:YAG ile doku kaldırılırken lazer enerjisi ile dokuda mikropatlamalar meydana gelmektedir (254). Bu mikropatlamalar, sert ve kırılğan olan mine dokusunda çatlaklara sebep olmaktadır (68,255).

Belli ve ark. (1998), ilave mine asitlemesinin polimerizasyon büzülme streslerinden dolayı oluşan sızıntı ve mine kırıklar üzerine herhangi bir etkisinin olmadığını öne sürmüştür (256).

Bu çalışmada, self etching sistemleri üretici firma talimatlarına uygun olarak kullanıldığı için mineye ilave bir asitleme yapılmamıştır. Oklüzalde, mine ile sonlanan bazı kavitelere sızıntı görülmesinin, primerin zayıf asit içermesi nedeni ile mineye bağlanmanın yetersiz olması sonucunda gerçekleştiği düşünülebilir.

Bütün kavite ve materyaller göz önüne alınıp oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerleri karşılaştırıldığında, oklüzal ve gingivaldeki sızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır.

Oklüzalde 'orta dereceli sızıntı' beklenenden daha fazla, 'çok sızıntı' ise beklenenden daha az bulunmuştur. Gingivalde ise, 'orta dereceli sızıntı' beklenenden daha az bulunurken 'çok sızıntı' beklenenden daha fazla bulunmuştur. Gingival ve oklüzal yüzeylerin karşılaştırılması bir çok çalışmada incelenmiş ve bu çalışmaların hepsinde gingivalde daha fazla mikrosızıntı olduğu bildirmişlerdir (154, 257).

Dentine bağlanma, mineye bağlanmaya göre daha karmaşık ve duyarlılığı daha yüksek olduğu için gingivalde oklüzale göre daha fazla sızıntı meydana gelmektedir (258). Ancak, Keller ve Hibst (1989), Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelere gingival ve oklüzalda bir fark olmadığını bildirmiştir (36).

Gingival bölgede mine prizmalarının dizilimi anahtar deliği görüntüsünden farklı olarak düzensizdir. Mine dokusunun kısmen ince olduğu bu bölgede dentin kırılıgandır, peritubuler dentin miktarı fazla olup tübül yoğunluğu azalmıştır (199-201). Eksentrik kuvvetlerle meydana gelen lateral deformasyon (flexure) sonucu oluşan streslerle, adeziv sistemlerin dışın gingival bölgesine olan bağlanması etkilenebilmektedir (259,260).

Bir çok çalışmada da gösterildiği gibi oklüzalde gingivale göre daha az sızıntı meydana gelmektedir (241,242,257,261). Gingivalde bulunan dentin dokusu yapısı nedeniyle sızıntı miktarı artmaktadır. Dentin su, kollajen ve minerallerden zengin bir dokudur (242). Dentin kanalları dentin lenfi ile doludur. Yapılan preparasyon sonucunda dentin kanalları daha da açılacak ve dentin lenfi miktarı artacaktır. Dentin lenfinin varlığı adezivin polimerizasyonunu etkileyerek bağlanma değerlerinde düşük sonuçlar çıkmasına neden olabilmektedir.

Geleneksel yöntemle hazırlanmış kavitelere oklüzal ve gingival mikrosızıntı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülürken, lazer uygulanmış kavitelere bu fark görülmemiştir. Lazer uygulaması sonucunda ortamdaki su buharlaşmaktadır ve gingivaldeki dentin lenfi miktarı azalmaktadır. Böylece adezivin polimerizasyonu etkilenmemektedir. Ayrıca yüzeyde smear tabakası oluşmamakta ve lazer ile meydana gelen girintili çıkıntılı alanlara adeziv rahat bir şekilde girerek polimerize olabilmektedir. Bu sebeplerden dolayı, lazer uygulaması sonucunda gingivalde beklenenden daha iyi mikrosızıntı sonuçlarının elde edildiği düşünülmektedir.

6) SONUÇLAR

Geleneksel yöntem ve lazer ile hazırlanan 5. sınıf kaviteelerde, farklı adeziv sistem- kompozit materyallerinin uygulanması sonrası görülen mikrosızıntı ve mikro tensile bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması ve rezin-dentin arayüzünün SEM görüntülerinin in vitro incelenmesinin yapıldığı bu araştırmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

- 1) Lazer ile hazırlanan ve Silorane veya Amaris ile restore edilen gruptaki bağlanma dayanımı değerleri, lazerle hazırlanan ve Filtek Z250 ile restore edilen gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.
- 2) Geleneksel yöntemle hazırlanan ve Silorane ile restore edilen gruptaki bağlanma dayanımı değerleri, geleneksel yöntemle hazırlanan ve Clearfil Majesty Posterior veya Filtek Z250 ile restore edilen gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.
- 3) Geleneksel yöntemle hazırlanan ve Amaris ile restore edilen gruptaki bağlanma dayanımı değerleri, geleneksel yöntemle hazırlanan ve Clearfil Majesty Posterior veya Filtek Z250 ile restore edilen gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.
- 4) Materyallerin farklı kavite açma yöntemlerine göre gözlemlenen ortalamalarının farklarının karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç elde edilmemiştir.
- 5) Materyaller gözönüne alınmadan, lazer ve geleneksel yöntemle açılan kavitelerdeki değerlerin ortalamalarının farkları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

- 6) Oklüzalde meydana gelen mikrosızıntı değerlendirilmesinde, lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan ve Silorane ile restore edilen kavitelere beklenenden fazla mikrosızıntı meydana gelmiştir.
- 7) Oklüzalde, lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan ve Clearfil Majesty Posterior veya Z250 ile restore edilen gruplarda, beklenenden daha az oranda mikrosızıntı meydana gelmiştir.
- 8) Gingivalde, lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan ve Silorane ile restore edilen kavitelere beklenenden fazla mikrosızıntı meydana gelmiştir.
- 9) Bütün kavite ve materyaller göz önüne alınarak, oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı değerleri karşılaştırıldığında, gingivalde meydana gelen mikrosızıntının oklüzaldekine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu saptanmıştır.
- 10) Lazer ile hazırlanmış kavitelere oklüzal ve gingivalde meydana gelen mikrosızıntı sonuçları arasında anlamlı bir fark bulunmazken, geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere gingivalde meydana gelen mikrosızıntının oklüzaldekine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu saptanmıştır.
- 11) Kavite-restorasyon yüzeylerinin SEM incelemesinde, bütün gruplarda, lazer ile hazırlanan kavitelere 12-30 mikron kalınlığında adeziv tabaka izlenirken, geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere Clearfil Majesty Posterior ve Z250 ile restore edilen kavite hariç, daha düzenli ince (5-12 mikron) adeziv tabaka görülmüştür.
- 12) SEM incelemelerinde, lazer ile hazırlanan kavitelere uzun ve sık rezin taglar dikkat çekerken, geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere, Clearfil Majesty Posterior dışındaki gruplarda seyrek ve kısa rezin tag oluşumu saptanmıştır.

- 13) Lazer ile hazırlanan kavitelerde kopma tiplerine baktığımızda katastrofik tarzda kopmalar meydana geldiği görülmüştür.
- 14) Hazırlanan grupların mikrotensil bağlanma değerleri birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı derece farklı olsa da, bulunan bütün sonuçlar klinik olarak kabul edilebilir değerdedir.

7) KAYNAKLAR

- 1) Gonçalves M, Corona SA, SAM Borsata, MC.. et all. Tenile Bond Strenght of dentin-resinous system interfaces conditioned with Er:YAG laser irradiation. J Clin. Laser Med.&Surgery. 20,89-93, 2002.
- 2) Lizarelli RF, Silva PC, Neto ST, Bagnato VS. Study of microleakage at class V cavities prepared by Er:YAG laser using rewetting surface treatment. J Clin Laser Med Surg. 22(1):51-5. 2004 Feb.
- 3) Schein MT, Bocangel JS, Nogueira GE, Schein PA. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using ER:YAG laser. J Dent. 31(2):127-135 2003 Feb.
- 4) Swift, E.J.: Bonding systems for restorative materials a comprehensive review. Pediatr Dent. 20: 80-88, 1998
- 5) Mercer C. Lasers in Dentistry: a Review. Part 1. Dental update;23:74-80 1996.
- 6) Maiman T. Stimulated optical radiation in ruby . Nature 1960;187:493-4
- 7) Midda M. Renton-Harper, P.: Lase in Dentistry. Br. Dent. J, 170:343-346,1991
- 8) L' Esperance FA Jr. An ophthalmic argon laser photocoagulation system. Design, construction and laboratory investigations. Trans. Am. Ophthalmol. Soc. 66:827-904, 11:32-327,1993
- 9) Strong MS, Jako GJ. Laser sugery in tha larynx: Early clinical experience with continious CO₂ laser. Ann. Otol. Rhinol. Laryngol 81:791-798,1972
- 10) Kiefhaber P, Nath G, Moritz K: Endoscopial control of massive gastrointestinal hemorrhage by irradiation with a high power Nd:YAG laser. Prog. Surg. 15:140-155,1977
- 11) Myers TD, Myers ED, Stone RD. First soft tissue study utilizing a pulsed Nd:YAG dental laser. Northwest Dent. 68(2):. 14-7, 1989
- 12 Zakariasan, K.L., Dederich, D.N.: Dental Lasers and sience. J. Can. Dent. Assos., 19:25-30,1991
- 13) Weiner GP, Laser dentistry practice management. Dent. Clin. North America 48(4):. 1105-2, 2004

- 14) S. Parker. Introduction, history of lasers and laser light production British Dental J. Volume 202 No1 Jan 13 - pp21 – 31,2007
- 15) S. Parker. Laser-tissue interaction British Dental J. Volume202 No2 Jan 27 - pp73 – 81, 2007
- 16) Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers:science and instruments Dent. Clin. North. Am 48(4). 751-70,2004
- 17) Moshonov J, Stabholz A, Leopold Y, Rozenberg I, Lasers in dentistry, Part 2, Interaction with biological tissues and the effect of soft tissues of the oral cavity, the hard tissues of the tooth and pulp. Refuat. Hapeh. Vehashinayim 18:21-28,107,108, 2001.
- 18) Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? J. Am. Dent. Assoc.124:57-61, 1993
- 19) Miserendino Leo J, Lasers in dentistry, Part I, 1999
- 20) Lobine RR, Fine SF. Interaction of laser radiation with oral hard tissues. J Prosth Dent 16:589-97, 1966.
- 21) D.G.A. Nelson Laser Effects On Dental Hard Tissues Adv Dent Res 1:21-26, December, 1987.
- 22) Sundestrom, F., Hafström-Björkman, U. Evaluation of a model for short-term clinical testing for cariology. J. Biol. Buccale, 17:115-120,1989.
- 23) Kohen, J.: Patients accept the dental laser. Dental economics 69-73, March 1992.
- 24) Laser ve diş hekimliğinde uygulamaları D.Ü. Dişhekimliği fak. Dern. 5(1-2-3):75-80, 1994.
- 25) Dt. Zafer Kazak Efektif Laser Kullanımı Dental Medya Sayı 18 Mart Nisan 2007.
- 26) Weniger K, Helfmann J, Müller G. Penetration depth of light for argon laser curing of dental composites. Medical Laser appl.20:71-6, 2005.
- 27) Dixon JA, Davis RK, Gilbertson JJ. Laser photocoagulation of vascular malformations of the tongue. Laryngoscope 96:537-541, 1986.
- 28) Adrian JC, Bernier J, Sprague WG. Laser and the dental pulp. J. Am. Dent. Assoc. 83:113-117, 1971.
- 29) Miserendino Leo J, Lasers in dentistry, pp 163-164, 1999

- 30) Matos A.B., Oliviera O.C.Kurumato M Eduardo C.P. Matson E. Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength J.clin. Laser Med. Surg. 17,165-169, 1999.
- 31) Cernavin I. A comparison of the effects of Nd:YAG and Ho:YAG laser irradiation on dentine and enamel. Aust Dent J. 40(2):79-84, 1995 Apr.
- 32) Miserendino LJ, Pick RM. Laser interaction. with biological tissues Lasers in. Dentistry Chicago Quintessence Publishing pp 57-70, 1999.
- 33) Sasaki KM, Aoki A, Masuno H, Ichinose S, Yamada S, Ishikawa I. Compositional analysis of root cementum and dentin after Er:YAG laser irradiation compared with CO2 lased and intact roots using Fourier transformed infrared spectroscopy. J Periodontal Res. 37(1):50-9, 2002. Feb.
- 34) Konishi N, Fried D, Staninec M, Featherstone JD Artificial caries removal and inhibition of artificial secondary caries by pulsed CO2 laser irradiation Am J Dent. 12(5):213-6, 1999 Oct.
- 35) Harashima T, Kinoshita J, Kimura Y, Brugnera A, Zanin F, Pecora JD, Matsumoto K. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. Photomed Laser Surg. 23(1):52-5, 2005 Feb.
- 36) Keller U, Hibst R. Experimental studies on the application of the Er:YAG laser on dental hard substances II. Light microscope and SEM investigations. Lasers in Surg. And Medicine, 9:345-351,1989.
- 37) Keller U, Hibst R. experimental studies on the application of the Er:YAG laser on dental hard substances I. measurement of the ablation rate. Lasers in Surg. And Medicine 9:338-344, 1989.
- 38) Gimble C, Hansen R, Sweet A, Winn D, Pelagalli J, Cozean C. Er:YAG clinical studies for hard tissue application. International Congress of lasers in dentistry. Proceedingspp 267-70; 1994.
- 39) Aoki A, Miura M, Akiyama F, Nakagawa N, Tanaka J, Oda S, Watanabe H, Ishikawa I. In vitro evaluation of Er:YAG laser scaling of subgingival calculus in comparison with ultrasonic scaling. J Periodontal Res 35:266-277, 2000.
- 40) Armengol V, Jean A, Enkel B, Assoumou M, Hamel H. Microleakage of class V composite restorations following Er:YAG and Nd:YAP laser irradiation compared to acid etch: an in vitro study. Lasers Med Sci 17:93-100, 2002.

- 41) Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid or Er:YAG laser cavity treatments. *Dent Mater* 17:340-346, 2001.
- 42) Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel WT. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent*. 4(1):40-2, 1991 Feb.
- 43) Myers TD, Myers WD. The pulsed Nd:YAG dental laser review of clinical application. 19:25-30, 1991.
- 44) Leukauf M, Trödhhan A. infrared laser soft tissue ablation versus ultraviolet excimer laser. *Oral. Surg. Oral. Med. Oral Pathol*. 76:425-432, 1993.
- 45) Lussi A, Hellwig E. Performance of a new laser fluorescence device for the detection of occlusal caries in vitro. *J Dent*. Aug. 34(7):467-71, 2006. Epub 2006 Jan.
- 46) Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Benz C, Hickel R. Root substance removal with Er:YAG laser radiation at different parameters using a new delivery system. *J Periodontol*. 71(2):147-55, 2000 Feb.
- 47) Cobb CM, McCawley TK, Killoy WJ. A preliminary study on the effects of the Nd:YAG laser on root surfaces and subgingival microflora in vivo. *J Periodontol*. 63(8):701-7, 1992 Aug.
- 48) Gutknecht N, Moritz A, Dercks HW, Lampert F. Treatment of hypersensitive teeth using neodymium:yttrium-aluminum-garnet lasers: a comparison of the use of various settings in an in vivo study. *J Clin Laser Med Surg*. 15(4):171-4, 1997.
- 49) Moritz A, Gutknecht N, Schoop U, Goharkhay K, Ebrahim D, Wernisch J, Sperr W. The advantage of CO₂-treated dental necks, in comparison with a standard method: results of an in vivo study. *J Clin Laser Med Surg*. 14(1):27-32, 1996 Feb.
- 50) Israel M, Cobb CM, Rossmann JA, Spencer P. The effects of CO₂, Nd:YAG and Er:YAG lasers with and without surface coolant on tooth root surfaces. An in vitro study. *J. Clin Periodontol*. 24(9 Pt 1):595-602, 1997 Sep.
- 51) Schwarz F, Arweiler N, Georg T, Reich E. Desensitizing effects of an Er:YAG laser on hypersensitive dentine. *J Clin Periodontol*. 29(3):211-5, 2002 Mar.
- 52) Lan WH, Liu HC, Lin CP. The combined occluding effect of sodium fluoride varnish and Nd:YAG laser irradiation on human dentinal tubules. *J Endod*. 25(6):424-6, 1999 Jun.

- 53)) Noyan Ü, Yılmaz S, Kuru B, Dirikan S, Noyun D. effect of CO₂ laser treatment in hypersensitive teeth. (IADR,Scandinavian Branch 2005, basımda).
- 54) Sognaes RF,RH. J. South. Calif. Dent. Assoc. Laser effect on resistance of human dental enamel to demineralization in vitro., 33:328-9, 1965.
- 55) Stern R, Vahl J, Sognaes R. Lased enamel. Ultrastructural observation of pulsed carbon dioxide laser effect. J. Dent. Rest. 51:455-460, 1972.
- 56) Gouw-Soares S, Gutknecht N, Conrads G, Lampert F, Matson E, Eduardo CP. The bactericidal effect of Ho:YAG laser irradiation within contaminated root dentinal samples. J Clin Laser Med Surg. 18(2):81-7, 2000 Apr.
- 57) Matsumoto K, Hossain M, Hossain MM, Kawano H, Kimura Y. Clinical assessment of Er,Cr:YSGG laser application for cavity preparation. J Clin Laser Med Surg. 20(1):17-21, 2002 Feb .
- 58) 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 Apr. Review.
- 59) Hossain MM, Hossain M, Kimura Y, Kinoshita J, Yamada Y, Matsumoto K. Acquired acid resistance of enamel and dentin by CO₂ laser irradiation with sodium fluoride solution. J Clin Laser Med Surg. 20(2):77-82, 2002 Apr.
- 60) Liu JF, Liu Y, Stephen HC. Optimal Er:YAG laser energy for preventing enamel demineralization. J Dent. 2006 Jan;34(1):62-6. Epub 2005 Jun 6.
- 61) Blankenau RJ, Moses KD, Cherebini D Effects of Er:YAG laser on enamel and dentinmicroleakage. J. Dent. Rest. 78,393, 1999.
- 62) Ramos ACB. Microleakage on Class V cavities prepared bu high-speed and Er:YAG laser: in vitro sudy (thesis). Sao Paulo School of Dentistry, 1998.
- 63) Gonçalves M, Corona SA, Palma-Dibb RG, Pécora JD. Influence of pulse repetition rate of Er:YAG laser and dentin depth on tensile bond strength of dentin-resin interface. J Biomed Mater Res A. 2007 Nov 1.
- 64) Robles F, Ramos A, zezell D. SEM and EDX evaluation of the microleakage in cavities prepared with Er:YAG laser J. Dent. Rest. 79,1098, 2000.
- 65) Keller U, Hirbst R. Effects of Er:YAG laser on enamel bonding of composite materials. SPIE 1980:163-168,1993.
- 66) Kumazaki M. Etching with Er:YAG laser J. Jpn Soc. Laser Dent. 5:103-110, 1994.

- 67) Attrill CD, Blinkhorn AS, Davies RM, Dickinson MR, Farrar S, King TA. Shear bond strengths following Er:YAG laser and acid etch J. Dent. Rest. 75 (special issue 2955). 1996.
- 68) Martinez-insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penin UA, Differences in bonding to acid-etch or Er:YAG laser treated enamel and dentine surfaces J. prosthet. Dent. 84(3):280-288, 2000.
- 69) Keller U, Hirbst R. Sealing quality of composite after Er:YAG laser enamel conditioning SPIE 2128:260-266, 1994.
- 70) 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. 17(3):105-9, 1999 Jun.
- 71) Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, Walsh JT Jr. The effect of lasers on dental hard tissues. J Am Dent Assoc. 124(2):65-70, 1993 Feb.
- 72) 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 Jan.
- 73) Biesterfeld RC, Taintor JF. . A comparison of periapical seals of root canals with RC-Prep or Salvizol. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 49(6):532-7, 1980 Jun.
- 74) Evans JT, Simon JH. Evaluation of the apical seal produced by injected thermoplasticized Gutta-percha in the absence of smear layer and root canal sealer. J Endod. 12(3):100-7, 1986 Mar.
- 75) Kennedy WA, Walker WA 3rd, Gough RW. Smear layer removal effects on apical leakage. J Endod. 12(1):21-7, 1986 Jan.
- 76) Gençoğlu N, Samani S, Günday M. Evaluation of sealing properties of Thermafil and Ultrafil techniques in the absence or presence of smear layer. J Endod 19(12):599-603, 1993 Dec.
- 77) Dederich DN, Zakariasen KL, Tulip J. Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. J Endod. 10(9):428-31, 1984 Sep.
- 78) Levy G, Cleaning and shaping the root canal with a nd:yag laser beam. A comparative study. J. Endodon. 18:123-127, 1992.

- 79) Miserendino LJ. The History and Development of Laser Dentistry, Lasers in Dentistry, Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc, 1995.
- 80) Featherstone JDB. Caries detection and prevention with laser energy. Dent Clin North Am 44: 955-969, 2000.
- 81) Featherstone JDB. Prevention and reversal of dental caries: Role of low level fluoride. Community Dent Oral Epidemiol 27: 31-40, 1999.
- 82) Nelson DG, Shariati M, Glana R, Shields CP, Featherstone JD. Effect of pulsed low energy infrared laser irradiation on artificial caries-like lesion formation. Caries Res. 20(4):289-99, 1986
- 83) Xu HH, Kelly JR, Jahanmir S, Thompson VP, Rekow ED. Enamel subsurface damage due to tooth preparation with diamonds. J Dent Res. 76(10):1698-706, 1997 Oct.
- 84) Aoki A, Ishikawa I, Yamama T, Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro J Dent Res.77(6):1404-14, 1998 Jun.
- 85) Kataumi M, Nakajima M, Yamada T, Tagami J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using adhesive. Dental Materials Journal 17:125-38, 1998.
- 86) Nammour S, Renneboog-Squibin C, Nyssen-Behets C. Increased resistance to artificial caries-like lesions in dentin treated with CO2 laser. Caries Res. 26(3):170-5, 1992.
- 87) Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 34(6):849-53, 1955 Dec.
- 88) Kayano T, Ochiai S, Kiyono K, Yamamoto H, Nakajima S, Mochizuki T. Effects of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. Kokubyo Gakkai Zasshi. 56(2):381-92, 1989 Jun.
- 89) Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Tobias TS, Cohen RE. Noncarious cervical lesions and abfractions: a re-evaluation. J Am Dent Assoc. 134(7):845-50. 2003 Jul. Review.
- 90) Ress JS. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. European Journal of Oral Science. 06:1028-32, 1998.
- 91) Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. Journal of Dentistry. 22:195-207, 1994.

- 92) Moritz A, Gutknecht N, Schoop U. long term effect of CO₂ laser irradiation on treatment of hypersensitive dental necks: result of an in vivo study. J. clin. Laser in med. Surg 16:211-215, 1998.
- 93) Pashley DH, Carvalho RM. Dentin permeability and dentin adhesion. J Dent 25: 355- 72, 1997.
- 94) Davidson CL Resisting the cutting contraction with adhesive composites. J. prosthet. Dent. 55:446-7, 1986.
- 95) Kaplan I, Mincer HH, Harris EF, Cloyd JS. Microleakage of composite resin and glass ionomer cement restorations in retentive and nonretentive cervical cavity preparations. J. Prosthet. Dent. 68:616-23, 1992.
- 96) Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E.Am. Influence of marginal bevels on microleakage around Class V cavities bonded with seven self-etching agents. J Dent. 17(4):257-61, 2004 Aug.
- 97) Dt. Esra UZER Doç. Dr. L. Şebnem TÜRKÜN Comparison of Microleakage of Polyacid Modified Composite Resin and Nanofiller Composite Resin A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 32(3). 181-190, 2005.
- 98) Sparrius O Grossman ES. Marginal leakage of composite resin restoration in combination with dentinal and enamel bonding agents. Journal of Prosthetic Dentistry. 61678-84, 1997.
- 99) Jordan, R.E.: Esthetic composite bonding techniques & materials Mosby-Year book Inc. Missouri, USA 174-205, 1993.
- 100) Alaçam, T.: Dentin ve pulpa tedavileri. Endodonti, II. Baskı, Bölüm 6, 107-157,2000.
- 101) Cox, F. C.: Biocompatibility of dental materials in the absence of bacterial infection. Op. Dent. 12:146-152, 1987.
- 102) C.L. Davidson, A.J. de Gee and A.J. Feilzer, The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress, J Dent Res 63 pp. 1396–1399, 1984.
- 103) Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: The influence of stress development versus stress relief. Oper. Dent., 21:17- 24,1996.
- 104) Kenneth S. Root caries in the older patient. Dent. Clin. North. Am 41: 778-793. 1997.

- 105) Yap A, Stokes AN, Pearson GJ. An in vitro microleakage study of a new multi-purpose dental adhesive system. *J Oral Rehabil.* 23(5):302-8, 1996 May.
- 106) Aranha AC, Turbino ML, Powell GL, Eduardo Cde P. Assessing microleakage of class V resin composite restorations after Er:YAG laser and bur preparation. *Lasers Surg Med.* 37(2):172-7, 2005 Aug.
- 107) Yamada Y, Hossain M, Nakamura Y, Murakami Y, Matsumoto K. Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation in primary teeth. *Eur J Paediatr Dent.* 3(1):39-45, 2002 Mar.
- 108) Setien VJ, Cobb DS, Denehy GE, Vargas MA. Cavity preparation devices: effect on microleakage of Class V resin-based composite restorations. *Am J Dent.* 14(3):157-62, 2001 Jun.
- 109) Esteves-Oliveira M, Carvalho WL, Eduardo CD, Zezell DM. Influence of the additional Er:YAG laser conditioning step on the microleakage of class V restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008 Jun 10.
- 110) Borsatto MC, Corona SA, Chinelatti MA, Ramos RP, de Sá Rocha RA, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Comparison of marginal microleakage of flowable composite restorations in primary molars prepared by high-speed carbide bur, Er:YAG laser, and air abrasion. *J Dent Child (Chic).* 73(2):122-6, 2006 May-Aug.
- 111) Roebuck EM, Saunders WP, Whitters CJ. Influence of three Erbium: YAG laser energies on the microleakage of Class V resin-based composite restorations. *Am J Dent* 13:280-284, 2000.
- 112) Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness and Ca-concentration vs. bond strength of dentin adhesive. *Dent Mater.* 8:229-233, 2006 May-Aug.
- 113) Pashley DH. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater.* 11(2):117-25. 1995 Review.
- 114) Sano H, Sonoda H, Shono T, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater.* 10(4):236-40, 1994.
- 115) Nakabayashi, N., Watanabe, A., Arao, T.: A tensile test to facilitate identification of defects in dentine bonded specimens. *J Dent.* 26:379-385, 1998.

- 116) Erickson RL. Surface interaction of dentin adhesive materials. *Oper Dent.* 5:81-94, 1992.
- 117) Inokoshi S, Harada N, Nakaoki Y, Nikaido T, Urabe I, Sano H. Quality of bonding agents: Adhesion mechanism. Bologna International Symposium, London. 18-34, 1996.
- 118) Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent* 5:111-24, 1992.
- 119) Toledano M, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Tay FR, Ferrari M. Effect of cyclic loading on the microtensile bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *Oper Dent.* 31(1):25-32, 2006 Jan-Feb.
- 120) Otsuki M, Eguro T, Maeda T, Tanaka H. Comparison of the bond strength of composite resin to Er:YAG laser irradiated human enamel pre-treated with various methods in vitro. *Lasers Surg Med.* 30(5):351-9, 2002.
- 121) Eguro T, Maeda T, Otsuki M, Nishimura Y, Katsuomi I, Tanaka H. Adhesion of Er:YAG laser-irradiated dentin and composite resins: application of various treatments on irradiated surface. *Lasers Surg Med.* 30(4):267-72, 2002.
- 122) Tanji EY, Matsumoto K, Eduardo CP. Study of dentin surface conditioning with laser Er:YAG laser. *J Dent Res.* 76:987, 1997.
- 123) Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Carvalho RM, Russell CM. Bond strength versus dentine structure: a modelling approach. *Arch Oral Biol.* 40(12):1109-18, 1995 Dec.
- 124) Prati C, Nucci C, Montanari G. Shear bond strength and microleakage of dentin bonding systems. *J Prosthet Dent.* 65(3):401-7, 1991 Mar.
- 125) Oliveira DC, Manhães LA, Marques MM, Matos AB. Microtensile bond strength analysis of different adhesive systems and dentin prepared with high-speed and Er:YAG laser: a comparative study. *Photomed Laser Surg.* 23(2):219-24, 2005 Apr.
- 126) de Souza AE, Corona SA, Dibb RG, Borsatto MC, Pécora JD. Influence of Er:YAG laser on tensile bond strength of a self-etching system and a flowable resin in different dentin depths. *J Dent.* 32(4):269-75, 2004 May.
- 127) Van Meerbeek B, Munck JD, Yoshida Y, Inoue S, Vargas MA, Vijay P, Landuyt KV, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent.* 28; 215-35, 2003.

- 128) VanMeerbeek B, Landuyt KV, DeMunck J, Hashimoto M, PeumansM, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Biomat L. Technique sensivity of contemporary adhesives. Dent. Mater. 24: 1-13, 2005.
- 129) Bouillagued S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, Meyer JM. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. J Dent. 29: 55-61,2001.
- 130) Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitapevi Ltd Şti. Ankara, 2000.
- 131) Schwartz RS, Summit JB, Robbins W, Santos JD. Fundamentals of OperativeDentistry. USA: Quintessence PublishingCo, Inc 141-86, 1996.
- 132) Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: Review of the literature. Pediatr Dent. 24: 456-61, 2002.
- 133) Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. J Dent Res. 73: 1212-20, 1994.
- 134) Gökalp S, Ayvaz ES. Dental adezivler. TDBD 71: 10-4, 2002.
- 135) Oliveira SS, Marshall SJ, Hilton JF, Marshall GW. Etching kinetics of a self-etching primer. Biomater. 23: 4105-12, 2002.
- 136) Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Landuyt KV, Lambrechts P, Meerbek BV. Clinical effectiveness contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. Dent Mater. 21: 864-81, 2005.
- 137) Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. IV. Bonding to dentin, enamel, and fluorapatite improved by the use of a surface-active comonomer. J Dent Res. 44(5):906-11, 1965 Sep-Oct.
- 138) Çöteli K, Farklı Termosiklus Döngüsü ve Hızlandırılmış Yaşlandırmanın Tek basamaklı Adeziv Sistemlerin Dentine Bağlanması Üzerine Olan Etkisi Yeditepe Üniversitesi Master Tezi. 2008
- 139) Craig Rg . Direct esthetic restorative materials. Rest. Dent. Mater. 244-67,2002.
- 140) Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G Composite resins in the 21st century. Quintessence Int. 24(9):641-58, 1993 Sep.
- 141) Santini A. Influence of cavity configuration on microleakage around Class V restorations bonded with seven self-etching adhesives. et al. J Esthet Restor Dent. 2004.

- 142) Puckett A. The effect of incremental versus bulk fill techniques on the microleakage of composite resin using a glass-ionomer liner. *Oper Dent.* 1992.
- 143) Poskus LT et al. Influence of adhesive system and placement technique on microleakage of resin-based composite restorations. *J Adhes Dent.* 2004.
- 144) Burke FJ et al. Reasons for the placement and replacement of restorations in vocational training practices. *Prim Dent Care.* 1999.
- 145) Alperstein KS, Graver HT, Herold RC. Marginal leakage of glass-ionomer cement restorations. *J Prosthet Dent.*50(6):803-7, Dec 1983.
- 146) Civelek A, Ersoy M, L'Hotelier E, Soyman M, Say EC. Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. *Oper Dent.* 2003
- 147) Demarco FF, Ramos OL, Mota CS, Formolo E, Justino LM. Influence of different restorative techniques on microleakage in Class II cavities with gingival wall in cementum. *Oper Dent.* 26(3):253-9, May-Jun 2001.
- 148) ISO technical report 11405. Guidance on testing of adhesion to tooth structure. 1:15,1994.
- 149) Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent.* 4(5):231-6, Oct 1991.
- 150) Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res.* 62(10):1076-81, Oct 1983.
- 151) Wilder AD Jr, Swift EJ Jr, May KN Jr, Waddell SL. Bond strengths of conventional and simplified bonding systems. *Am J Dent.* 11(3):114-7, Jun 1998.
- 152) Türkün LŞ, Ergücü Z. Estetik restorative materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması *GÜ Dişhek Fak Derg* 21: 143-51, 2004.
- 153) Pithon MM, Dos Santos RL, de Oliveira MV, Ruellas AC, Romano FL. Metallic brackets bonded with resin-reinforced glass ionomer cements under different enamel conditions. *Angle Orthod.* 76(4):700-4, Jul 2006.
- 154) Quo BC, Drummond JL, Koerber A, Fadavi S, Punwani I. Glass ionomer microleakage from preparations by an Er/YAG laser or a high-speed handpiece. *J Dent.* 30(4):141-6 May 2002.

- 155) Gudbrand Quilo, Ellen Kr. Austrheim In vitro quality testing of dentin adhesives
Acta Odontologica Scandinavica, Volume 51, Issue 4 August, pages 263 - 269, 1993.
- 156) Gale MS et al. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999.
- 157) Crim GA, Garcia-Godoy F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. J Prosthet Dent. 57(5):574-6, May 1987.
- 158) Crim GA et al. Comparison of four thermocycling techniques. J Prosthet Dent. 1985.
- 159) Trowbridge Hon Model systems for determining biologic effects of microleakage. Oper Dent. Autumn;12(4):164-72, 1987.
- 160) Tiritöglu M: Kenar sızıntısı belirleme yöntemleri. Ege Dişhek. Fak. Derg. 15:132, 1994.
- 161) Görgül G, Kivanç BH, Maden M, Ulusoy Ol, Tinaz AC. Effects of Nd: YAG laser irradiation on the adaptation of composite resins to root dentin. J Contemp Dent Pract. Nov 15;6(4):116-23, 2005.
- 162) Zivković S et al. Quality assessment of marginal sealing using 7 dentin adhesive systems. Quintessence Int. 2000.
- 163) Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. Scanning Microsc. 3(1):147-58; discussion 158-9, Mar 1989.
- 164) Hilton TJ et al. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. Am J Dent. 2002.
- 165) Hilton TJ et al. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 1. Am J Dent. 2002.
- 166) Gwinnett JA, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. J Prosthet Dent. 74(6):575-85, Dec, 1995.
- 167) El Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. J Contemp Dent Pract. 8(2):017-024 Feb 2007.

- 168) Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braern M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71: 1530-40, 1992.
- 169) Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Shono Y, Fernandes CA, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1:299-309, 1999.
- 170) Pashley DH. Dentin: A dynamic substrate – review. *Scanning Microscopic* 3: 161-76,1989..
- 171) Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater.* 17(5):445-55 Sep,2001.
- 172) Swift E Jr, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence Int* 26: 95-110, 1995.
- 173) Chieffi N, Chersoni S, Papacchini F, Vano M, Goracci C, Davidson CL, Tay FR, Ferrari M. Effect of the seating pressure on the adhesive bonding of indirect restorations. *Am J Dent.* 19(6):333-6, Dec 2006.
- 174). Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater.* Jan;23(1):71-80. Epub 2006 Jan 19, 2007.
- 175) Yuan Y, Shimada Y, Ichinose S, Tagami J. Effect of dentin depth on hybridization quality using different bonding tactics in vivo. *J Dent.* Aug;35(8):664-72. Epub 2007 Jun 18, 2007.
- 176) Lopes GC, Perdigão J, Lopes Mde F, Vieira LC, Baratieri LN, Monteiro S Jr. Dentin bond strengths of simplified adhesives: effect of dentin depth. *Compend Contin Educ Dent.* 27(6):340-5; quiz 346 Jun 2006.
- 177) Pereira PN, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater.* 15(1):46-53,Jan 1999.
- 178) Filtek Silorane. Technical Product Profile. 3MESPE, St.Paul,MN,USA
- 179) Amaris. Scientific Information, Voco, Germany.
- 180) Clearfil Majesty Posterior, Brochure, Kuraray Dental, USA
- 181) Filtek Z250. Technical Product Profile. 3MESPE, St.Paul,MN,USA

- 182) Kanca J. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent*. 1999.
- 183) Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH. *J Dent Res*. 78(4):906-11, Apr 1999.
- 184) Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*. 79(6):1385-91, Jun, 2000.
- 185) Comparison of bonding efficacy of an all-in-one adhesive with a self-etching primer system. Abo T, Uno S, Sano H. *Eur J Oral Sci*. 112(3):286-92, Jun 2004.
- 186) Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater* 22: 359-365,2006.
- 187) Aw TC, Nicholls JI. Polymerization shrinkage of densely- filled resin composites. *Oper Dent*, 26:498-504,2001.
- 188) Obici AC, Sinhoreti MAC, Goes MF, Consani S, Sobrinho LC. Effect of the photo- activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. *Oper. Dent*. 27:192-198, 2002.
- 189) Craig RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am* 25: 219-239,1981.
- 190) Gerzina TM, Hume WR: Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *J Oral Rehabil* 21:463,1994.
- 191) Gerzina TM, Hume WR: Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *J Oral Rehabil* 21:463,1994.
- 192) Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res*. 76: 1508-1516, 1997.
- 193) Asmussen E, Peutzfeldt A Polymer structure of a lightcured resin composite in relation to distance from the surface. *Eur J Oral Sci* 111: 277-279, 2003.
- 194) Venhovens B A M, De Gee AJ, Davidson CL: Polymerization contraction and conversion of light curing BisGMA-based methacrylate resins. *Biomaterials* 14:871, 1993.

- 195) Feilzer AJ, Dooren Lit, Davidson CL: Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 103:322, 1995
- 196).Holtan JR. Nystrom GP, Olin HS, Phelps RA. Phillips JJ. Douglas WH: Bond strength of six dentinal adhesives. *J Dent* 22:92, 1994.
- 197) Futurabond DC, Scientific Information, Voco, Germany
- 198) Yazıcı AR, Karaman E, Ertan A, Özgünaltay G, Dayangaç B Effect of Different Pretreatment Methods on Dentin Bond Strength of a One-step Self-etch Adhesive *The Journal of Contemporary Dental Practice*, Volume 10, No. 1, January 1, 2009.
- 199) Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 16(3):265-73, 1982.
- 200) Kanca J 3rd. Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 23(1):39-41, 1992.
- 201) Perdigão J, Frankenberger R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 32(5):385-90, 2001.
- 202) Ritter AV, Bertoli C, Swift Jr EJ. Dentin bond strengths as a function of solvent and glutaraldehyde content. *Am J Dent*. 14(4):221-6, Aug 2001.
- 203) Cho BH, Dickens S. Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dent Mater* 20:107–115, 2004.
- 204) Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RH. Durability of resin dentin interfaces: Effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater* 20:669–676, 2004.
- 205) Perdigao J, Swift EJ, Lopes GC. Effects of repeated use on bond strengths of one-bottle adhesives. *Quintessence Int* 30:819–823, 1999.
- 206) Knobloch LA, Gailey D, Azer S, Johnston WM, Clelland N, Kerby RE. Bond strengths of one- and two-step self-etch adhesive systems. *J Prosthet Dent*. 97(4):216-22, Apr 2007.
- 207) Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I. Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*. 17: 296-308, 2001.

- 208) Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res* 81:472-6, 2002.
- 209) Tay FR, Hashimoto M, Pashley DH, Peters MC, Lai SCN, Yiu CK, et al. Aging affects two modes of nanoleakage expression in bonded dentin. *J Dent Res*. 82:537-41, 2003.
- 210) Nishiyama N, Suzuki K, Yoshida H, Teshima H, Nemoto K. Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials* 25:965-9, 2004.
- 211) Santerre JP, Shajii L, Leung BW . Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med* 12:136-151,2001.
- 212) Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes V, Fernandez CA, Tay FR, et al. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent*. 16: 292–8, 2003.
- 213) Nunes TG, Ceballos L, Osorio R, Toledano M. Spatially-resolved photopolymerization kinetics and oxygen inhibition in dental adhesives. *Biomaterials* 26:1809–17, 2005.
- 214) Yiu CK, Pashley EL, Hirashi N, King NM, Goracci C, Ferrari M, et al. Solvent and water retention in dental adhesive blends after evaporation. *Biomaterials* 26:6863–72, 2005.
- 215) Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent*. 6(4):313-8, 2004 Winter.
- 216) Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc*. 69(11):726-731,2003.
- 217) Bond Strength of Different Adhesive Systems to Cervical Enamel and Dentin, Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi Cilt: 31, Sayı: 4, Sayfa: 74-80, 2007.
- 218) De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of one- and two-step selfetch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent*. 16(6):414–420,2003.

- 219) 7] De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 84:118–32,2005.
- 220) Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater.* Jan;24(1):90-101. Epub 2007 Apr 17, 2008.
- 221) Finger WJ, Inoue M, Asmussen E (1994). Effect of wettability of adhesive resins on bonding to dentin. *Am J Dent* 7:35-38. *J Dent Res* 74(10): 1679-1688, October, 1995.
- 222) Öztürk AN, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *Cum. Üni. Diş Hek. Fak. Derg. Cilt 4, Sayı 2, 2001.*
- 223) Clearfil SE Bond, Brochure, Kuraray Dental, USA
- 224) Bagheri R Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent.* 33(5):389-98.2005.
- 225) Adper SE Plus, Technical Profile, 3MESPE, St. Paul,MN,USA
- 226) Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res.* 79(3):812-7 Mar, 2002.
- 227) Lodovici E, Reis A, Geraldeli S, Ferracane JL, Ballester RY, Rodrigues Filho LE Does adhesive thickness affect resin-dentin bond strength after thermal/load cycling?. *Oper Dent.* Jan-Feb;34(1):58-64 2009.
- 228) Retief DH, Wendt SL, Bradley EL. Effect of adhesive thickness on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *Am J Dent.* 2(6):341-4, Dec 1989.
- 229) Pazinatto FB, Atta MT. Influence of differently oriented dentin surfaces and the regional variation of specimens on adhesive layer thickness and bond strength. *J Esthet Restor Dent.* 20(2):119-28; discussion 129, 2008.
- 230) Microleakage of composite restorations bonded with three new dentin bonding agents.Santini A et al. *J Esthet Dent.* 1998.
- 231) Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res.* 75(3):871-8,1996 Mar.

- 232) Haller B. Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent.* 13(1):44-50, 2000.
- 233) Cardoso PE, Placido E, Francci CE, Perdigao J. Microleakage of Class V resin-based composites restorations using five simplified adhesive systems. *Am J Dent,* 12(6):291-294, 1999.
- 234) Shimada Y, Kikushima D, Tagami J. Micro-shear bond strength of resin-bonding systems to cervical enamel. *Am J Dent.* 15(6):373-7, 2002.
- 235) Kanca J 3rd. Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 23(1):39-41,1992.
- 236) Ceballo L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *Journal of Dental Research* 81:119–22, 2002.
- 237) Bachmann L, Diebolder R, Hibst R, Zezell DM. Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium laser irradiation. *Spectrochimica Acta Part A Molecular and biomolecular spectroscopy* 61:2634–9,2005.
- 238) De Munck J, Van 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* 110:322–329, 2002.
- 239) Geraldo-Martins VR, Robles FRP, Matos AB. Chlorhexidine's Effect on Sealing Ability of Composite Restorations Following Er:YAG Laser Cavity Preparation. *J Contemp Dent Pract.* (8)5:026-033 July, 2007.
- 240) Ramos RP, Chimello DT, Chinelatti MA, Nonaka T, Pécora JD, Palma Dibb Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. *RG.Lasers Surg Med* 31(3):164-70. 2002.
- 241) Nakabayashi N, Pasley DH. Hybridization of dental hard tissue tokio: Quintessence Publishing Co, Ltd, Tokyo,1998
- 242) Owens BM, Johnson WW. Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V resin composite restorations. *J Adhes Dent.* Winter;7(4):303-8,2005.

- 243) Mjör IA, Shen C, Eliasson ST, Richter S. Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland. *Oper Dent.* Mar-Apr;27(2):117-23, 2002.
- 244) Özyurt P, Ersöz E. Tek şişe adeziv sistemlerin mineye bağlanma güçlerinin incelenmesi. *A Ü Diş Hek Fak Derg* 26:131-5, 1999.
- 245) Itou K, Torii Y, Takimura T, Chikami K, Ishikawa K, Suzuki K. Effect of priming time on tensile bond strength to bovine teeth and morphologic structure of interfaces created by self-etching primers. *Int J Prosthodont* 14:225-30, 2001.
- 246) Lopes GC, Marson FC, Vieira LC, de Caldeira AM, Baratieri LN. Composite bond strength to enamel with self-etching primers. *Oper Dent* . 29:424-29, 2004.
- 247) Perdiago Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int.* 33:213-24, 2002.
- 248) Perdigao J, Lopes M. Dentin bonding-- questions for the new millennium. *J Adhes Dent.* 1:191-209. 21, 1999.
- 249) Pitruzello RM. Latta MA and Berkmeier W W. Microleakage evaluation of KB-1300. a prototype multipurpose adhesive system. *J. Dent. Res.,Abst* No:198, 1997.
- 250) Tarle Z, Meniga A, Ristic M Sutalo J Pichler G. The effect of photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil*, 25:436-442,1998.
- 251) Hansen EK, Asmussen E. Cavity Preparation for Restorative Resins used with Dentin Adhesives. *Scand J Dent Res.* 93: 474–479,1985.
- 252) Kubo S, Konishi Y, Yokota H, VVatanabe T, Osawa M. Effect of enamel etching with phosphoric acid on marginal sealing of current adhesive systems (abstract). *J. Dent .Res.* 75: Spec Iss 394, 1996.
- 253) Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Davidson CL. Effect of two etching times on the sealing ability of Clearfil Liner Bond 2 in Class V restorations. *Am J Dent.* 10(2):66-70 Apr, 1997.
- 254) R Hibst - Lasers for caries removal and cavity preparations: State of the art and future directions *J Oral Laser Applic*, 2002.
- 255) Hassan R, Caputo AA, Bunshah RF Fracture toughness of human enamel. *J Dent Res.* 60(4):820-7, Apr 1981.

256) Belli S, Inokoshi F, Özer F, Ogata M, Tagami J. Interfacial integrity of class II adhesive composite restorations. J. Dent. Res., Spec Iss B, Vol: 77, Abst No: 390, 1998.

257) Chinelatti MA et al Influence of the use of Er:YAG laser for cavity preparation and surface treatment in microleakage of resin-modified glass ionomer restorations.. Oper Dent. 2004.

258) Van Meerbek B, Vargas MA, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. Oper Dent. 6: 119-44,2001.

259) Denys FR, Retief DH. Variations in enamel etching patterns produced by different concentrations phosphoric acid. J Dent Assoc S Afr. 37(3):185-189, 1982.

260) Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restoration: A two-year clinical study J Am Dent Assoc. 122(5): 41-47, 1991.

261) Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. J Dent. 29(2):123-30, Feb, 2001.

8) EKLER

LAZER SILORAN

DİŞ	DK	KDK	N	Mpa
1	1,20/0,98	2,38	15,42	13,12
2	1,02/1	2,60	13,48	13,22
3	1,02/1	2,56	18,87	13,31
4	1,03/1,04	2,89	15,15	14,15
5	1,01/1,27	2,24	18,25	14,23
6	1,05/1,02	2,16	15,34	14,32
7	1,13/1,12	2,48	18,61	14,72
8	1,04/1,11	2,51	18,42	14,95
9	1,09/1,02	2,75	18,51	16,65
10	1,18/1,22	2,90	25,09	17,43
11	1,10/1,11	2,70	21,58	17,67
12	1,14/1,10	2,40	23,53	18,76
13	1/1,22	2,35	31,29	21,37
14	0,97/1	2,26	20,47	21,42
15	1,04/1,10	2,37	24,67	21,57
16	1/0,99	2,01	22,34	22,57
17	1,23/1,16	2,72	33,69	23,61
18	1,03/1,01	2,33	24,89	23,92
19	1,02/1,01	2,03	25,18	24,44
20	1,02/1,01	2,79	20,02	25,81
21	1,02/1	2,01	26,52	26,00
22	1,02/1,39	2,64	38,13	26,19
23	0,99/0,99	2,58	26,72	27,26
24	1,12/1	2,31	32,25	28,80
25	1,12/0,99	2,12	35,07	31,63
26	1,13/1,01	2,59	37,98	33,28
27	1,09/0,89	2,30	33,89	34,84
28	0,80/1,05	2,24	31,31	35,38

LAZER AMARIS

Diş	DK	KDK	N	Mpa
1	0,99/0,88	2,37	11,10	14,01
2	1,09/1,04	2,01	18,74	14,74
3	0,99/0,92	1,35	13,44	14,75
4	1,15/1,12	2,31	19,10	14,83
5	1,15/1,18	2,34	20,20	14,89
6	1,13/1,13	2,26	20,41	15,99
7	1,03/1,04	2,52	17,86	16,68
8	1,12/1,14	2,62	21,97	17,21
9	1,16/1,12	2,69	22,46	17,29
10	1,13/0,99	2,12	19,92	17,81
11	1,05/1,08	2,00	20,52	18,45
12	1,02/0,92	2,87	17,34	18,62
13	1,16/1,39	2,44	17,25	18,70
14	1,25/0,98	2,33	23,28	19,00
15	1,08/1,07	2,00	22,20	19,21
16	0,96/0,87	2,51	16,18	19,37
17	1,18/0,97	2,49	23,68	20,69
18	1,17/1,40	2,51	34,90	21,46
19	1,07/1,18	2,01	28,07	22,23
20	1,16/1,13	2,04	30,48	23,25
21	1,16/1,12	2,71	30,90	23,78
22	1,18/1,02	2,18	30,02	24,95
23	1,04/1,16	2,44	31,34	25,95
24	1,04/1,02	2,40	28,21	26,37
25	1,12/1,14	2,36	46,28	28,31
26	1,20/1,07	2,02	38,58	30,05
27	1,05/1,15	2,02	40,78	31,11
28	1,03/0,92	2,45	30,08	31,75

LAZER CLEARFİL

Diş	DK	KDK	N	Mpa
1	1,07/1,01	2,23	16,12	14,92
2	1,05/1,09	2,34	17,72	15,48
3	1/1,13	2,01	20,55	16,54
4	1,07/1,01	2,61	18,98	17,56
5	1,05/1,05	2,47	19,62	17,80
6	1,05/1,07	2,30	20,10	17,89
7	1,13/1,02	2,32	22,32	19,32
8	1,01/1,11	2,11	22,01	19,64
9	1,10/1,06	2,00	24,66	21,15
10	1,03/1,04	2,45	23,36	21,80
11	1/1,16	2,61	26,56	22,89
12	1,03/1,06	2,83	25,50	23,36
13	1/1,01	2,29	23,95	23,72
14	1,13/1,01	2,00	27,43	24,03
15	0,99/1,03	2,31	24,54	24,07
16	1,15/1,06	2,30	27,41	24,63
17	1,00/1,03	2,22	26,13	25,37
18	1,08/1,12	2,00	31,43	25,96
19	1,04/1,06	2,30	29,15	26,44
20	1,16/1,06	2,36	36,76	26,90
21	1/1,01	2,36	29,61	29,31
22	1,17/1,09	2,68	37,48	29,39
23	1,08/1,12	2,43	36,19	29,92
24	1,06/1,00	2,01	32,15	30,32
25	1,05/0,99	2,26	31,53	30,33
26	1,01/1,23	2,23	39,97	32,17
27	0,99/0,98	2,40	31,25	32,22
28	1,08/1,01	2,13	35,85	32,86

LAZER Z250

DİŞ	DK	KDK	N	Mpa
1	1,03/0,96	2,53	18,61	18,82
2	1,20/1,07	2,78	26,07	19,37
3	1,03/1,01	2,54	20,10	19,74
4	1,06/1,02	2,39	21,88	20,24
5	1,19/1,01	2,79	25,20	20,76
6	1,10/1,09	2,49	25,4	21,18
7	1,02/0,96	2,19	22,17	22,64
8	0,99/0,96	2,13	21,90	23,05
9	1,29/1,16	2,27	34,87	23,30
10	0,91/0,95	2,81	21,87	23,85
11	1,14/0,97	2,57	26,67	24,12
12	1,09/1	2,85	27,90	24,64
13	1,05/0,97	2,55	25,19	24,73
14	1,03/0,95	2,93	24,43	24,98
15	1,09/1,10	2,75	26,25	25,24
16	1,04/1,07	2,97	30,27	27,65
17	1,04/1,10	2,39	32,01	27,98
18	1,14/1,08	2,25	34,72	28,2
19	1,13/1,01	2,28	32,92	28,84
20	1,06/1,06	2,22	27,07	29,09
21	1,05/1,03	2,21	31-96	29,55
22	0,93/0,96	2,82	30,08	33,88
23	1,15/1,06	2,77	44,39	36,17
24	1,01/0,98	2,10	36,23	36,60
25	1,03/0,97	2,48	37,14	37,18
26	1/1,15	2,81	47,11	40,97
27	1/0,91	2,45	37,66	41,38
28	1,08/1,04	2,42	46,67	41,64

GELENEKSEL SILORAN

DiŞ	DK	KDK	N	Mpa
1	1/1,01	2,09	15,70	15,54
2	1,04/0,91	2,47	14,76	15,60
3	1,05/1,16	2,34	19,39	15,92
4	1,01/1,04	2,37	18,31	17,43
5	1,03/1,07	2,53	19,56	17,75
6	1,25/1,06	2,45	23,79	17,96
7	1,03/1,04	2,14	19,35	18,06
8	0,97/1,05	2,11	23,83	18,76
9	1,02/0,98	2,28	18,52	18,90
10	0,99/0,92	2,98	20,72	19,38
11	0,98/1	2,33	25,00	19,47
12	1,01/0,94	2,29	18,71	19,71
13	1,05/1,18	2,20	24,43	19,72
14	1,03/1,07	2,73	22,13	20,08
15	1,03/1,06	2,70	22,17	20,31
16	1,12/1,06	2,11	26,04	21,03
17	0,99/1,01	2,02	21,08	21,09
18	1,08/1,04	2,27	24,15	21,50
19	1,23/1,03	2,53	27,70	21,87
20	1,03/1,08	2,19	25,62	23,03
21	1,07/1	2,56	25,09	23,45
22	1/0,95	2,49	23,02	24,23
23	1,02/1,03	2,72	27,04	25,04
24	0,99/1,04	2,21	25,04	25,04
25	1,03/1,05	2,00	27,09	25,05
26	1,27/0,99	2,21	37,45	27,05
27	1,06/1,03	2,32	30,98	28,38
28	1,14/1,29	2,18	42,96	29,21

GELENEKSEL AMARIS

ÇAP	DK	N	Mpa
1,19/1,10	2,55	17,21	14,22
1,07/1,13	2,06	17,25	14,27
1,01/0,97	2,72	15,87	14,53
1,03/1,05	2,10	15,71	14,53
1,10/0,95	2,52	15,43	14,76
0,99/1,25	2,18	17,70	14,90
1,12/0,99	2,22	16,14	14,92
1,20/1,07	2,27	19,73	15,37
1,18/1,03	2,00	19,03	15,45
1,08/1,12	2,18	19,88	16,43
1,18/1,13	2,28	20,19	16,61
1,01/1,02	2,10	17,54	17,83
1,12/0,98	2,37	32,42	17,90
1/1,05	2,53	18,92	18,02
1,02/1,06	2,21	21,04	19,46
1,01/0,97	2,30	24,83	19,54
1,08/0,96	2,15	20,30	19,58
0,88/1,08	2,16	19,51	20,53
1,06/1,03	2,73	22,59	20,69
1,08/1,10	2,40	24,90	20,96
1,01/1,01	2,33	24,58	22,12
1,06/1,07	2,56	25,41	22,40
1,04/1,04	2,13	24,51	22,60
1,19/1,09	2,09	29,31	22,68
0,97/0,99	2,09	23,18	24,14
1,22/1,04	2,44	31,66	24,95
1,07/1,07	2,47	29,56	25,82
0,98/1	2,53	26,45	26,99

GELENEKSEL CLEARFIL

DİŞ	DK	KDK	N	Mpa
1	1,23/1,10	2,43	23,02	17,01
2	0,96/1,09	2,17	31,06	17,76
3	1,05/1,13	2,85	21,95	18,50
4	1,04/1,06	2,35	21,51	19,33
5	1,14/1,06	2,88	24,46	20,24
6	1,07/0,96	2,41	22,81	22,21
7	1,09/1,05	2,32	25,59	22,36
8	1,07/1,37	2,90	34,37	23,45
9	0,98/1,06	2,29	25,34	24,39
10	1,08/1,26	2,51	34,41	25,28
11	1,13/1,02	2,43	31,27	27,13
12	1,05/0,99	2,27	28,84	27,74
13	1,04/1,06	2,56	30,90	28,03
14	1,17/1,02	2,32	33,45	28,23
15	1,40/1,13	2,38	46,73	29,40
16	1,11/1,06	2,50	35,36	30,05
17	1,04/1,05	2,78	33,34	30,53
18	0,96/1,12	2,35	33,41	31,01
19	1,05/1,29	2,31	44,25	32,27
20	1,11/1,04	2,17	30,89	33,00
21	1,04/1,11	2,24	38,47	33,33
22	1,08/1,04	2,32	38,05	33,88
23	1,02/1,04	2,45	36,06	33,99
24	0,95/1	2,18	32,44	35,15
25	1,01/1,07	2,67	38,12	35,28
26	0,95/1,05	2,59	35,43	35,52
27	1,04/1,16	2,05	43,30	35,89
28	1,03/0,92	2,09	34,11	36,00
29	0,99/1,04	2,10	37,80	36,72

GELENEKSEL Z250

Diş	DK	KDK	N	Mpa
1	1,13/1,13	2,63	16,67	13,06
2	1,03/1,17	2,68	16,05	13,32
3	1,12/1,11	2,62	20,28	16,31
4	1,08/1,31	2,31	26,36	18,63
5	1,15/1,04	2,61	23,46	19,62
6	1,01/0,91	2,46	18,14	19,74
7	1,03/1,03	2,62	22,49	21,20
8	1,15/1,07	2,29	28,80	23,40
9	0,97/1,46	2,63	33,51	23,66
10	1,13/0,98	2,76	26,98	24,36
11	0,90/0,93	2,43	21,11	25,22
12	1/1,01	2,74	25,90	25,64
13	1,09/0,93	2,16	25,26	25,98
14	1,02/1,05	2,27	28,62	26,72
15	0,94/0,98	2,51	27,29	27,61
16	1,21/1,10	2,24	39,44	29,63
17	1,07/1,09	2,36	39,98	32,72
18	1,18/1,14	2,91	46,98	34,93
19	0,95/0,93	2,33	31,50	35,65
20	1,15/0,93	2,01	39,33	36,77
21	1,16/0,72	2,70	31,91	37,68
22	1,50/0,98	2,18	55,53	37,78
23	1,10/1,11	2,04	46,20	37,84
24	1/0,90	2,55	34,76	38,62
25	1,04/1,08	2,74	43,13	39,29
26	1/0,91	2,77	30,85	40,50
27	1,01/0,92	2,56	39,16	42,51
28	1,04/0,99	2,36	45,88	44,56

9) ÖZGEÇMİŞ

1981 yılında Ankara'da doğmuştur. İlköğrenimini Sivas Selçuk İlkokulu'nda, ortaokul hazırlık eğitimini Ankara Büyük Kolej'de okumuştur. Ortaokul ve lise öğrenimini Sivas Selçuk Anadolu Lisesi'nde tamamlamıştır. 2005 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun olmuştur. Aynı yıl Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başlamış, 2007 yılında yeterlilik sınavında başarılı olmuş ve doktora tezi çalışmalarına başlamıştır.