

**T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ASİT, ER,CR: YSGG LAZER SİSTEMİ VE KOMBİNE SİSTEM
İLE PÜRÜZLENDİRİLEN DİŞ YÜZEYLERİNE UYGULANAN
PORSELEN LAMİNATE VENEERLERİN MAKASLAMA
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ**

Doktora Tezi

**Diş Hekimi
Berivan KILINÇ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Kahraman Gündüz GÜZEL**

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**DİYARBAKIR
2008**

**T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ASİT, ER,CR: YSGG LAZER SİSTEMİ VE KOMBİNE SİSTEM
İLE PÜRÜZLENDİRİLEN DIŞ YÜZEYLERİNE UYGULANAN
PORSELEN LAMİNATE VENEERLERİN MAKASLAMA
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ**

Doktora Tezi

**Diş Hekimi
Berivan KILINÇ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Kahraman Gündüz GÜZEL**

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Projeyi Destekleyen Kurum: Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma
Projeleri Komisyonu/ Proje Numarası: 07- 02- 10**

**DİYARBAKIR
2008**

TEŞEKKÜR

Tezimin en başından sonuna kadar bana hep destek olan eşim Delal Dara KILINÇ'a, hayatım boyunca bana desteklerini hiç esirgemeyen anneme, babama, ablam Rojda KIRAN'a, Neşe ÖNER'e ve yeğenim Şilda ÇABUK'a doktora süresince desteklerini hiç esirgemeyen danışmanım ve hocam Prof. Dr. Kahraman Gündüz GÜZEL'e, bölümümdeki bütün hocalarıma ve bütün arkadaşlarıma, doktora öğrenimim süresince bana hep destek olan dostlarım S. Zelal ÜLKÜ'ye, Eylem ÖZDEMİR'e ve (aynı zamanda tezimin hazırlanmasında büyük emeği olan dostum) Hilal ÖZDEMİR'e en içten dileklerle teşekkür ederim.

Berivan KILINÇ
Kasım 2008/ Diyarbakır

İÇİNDEKİLER

İç Kapak	
Onay Sayfası	
Teşekkür	iii
İçindekiler Dizini	iv- v
Resimler Dizini	vi- viii
Tablolar Dizini	ix
Grafikler Dizini	x
Türkçe Özet	xi- xii
Summary	xiii- xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1-2
2. GENEL BİLGİLER	2-38
2.1. Laminate Veneerler	2-4
2. 1. 1. Porselen Laminate Veneerler	4-6
2. 1. 1. 1. Dökülebilir Cam Seramikler	7
2. 1. 1. 2. Preslenebilir Seramikler	7-8
2. 1. 1. 3. CAD/ CAM	9-10
2. 1. 1. 4. Isıya Dayanıklı Daylar Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemler	11-12
2. 1. 2. Porselen Laminate Veneer Preperasyonu	12-14
2. 1. 2. 1. Dişlerdeki mine ve dentin kalınlıkları	16
2. 2. Pürüzlendirme İşlemi Ve Pürüzlendirme Yöntemleri	16-31
2. 2. 1. Asit ile Pürüzlendirme	16-17
2. 2. 2. Lazer	17-22
2. 2. 2. 1. Lazerlerin Sınıflandırılması	22-23
2. 2. 2. 2. Dişhekimliğinde Lazerlerin Kullanımı	23-26
2. 2. 2. 3. Er,Cr:YSGG Lazer	27
2. 2. 2. 4. Lazerle Pürüzlendirme	27-31
2. 3. Porselen Laminate Veneerlerin Simantasyonu	31-32
2. 4. Kompozit Rezin Simanlar	32-36
2. 4. 1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar	33-34
2. 4. 2. Işık İle Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar	34

2. 4. 3. Hem Kimyasal Hem De Işık İle Polimerize Olan Kompozit Rezın Simanlar	34-35
2. 5. Shear (Makaslama) Testi	36
2. 6. SEM (Scannig Electron Microscopy)	36-37
3. GEREÇ VE YÖNTEM	38-
3. 1. Gereç	38
3. 2. Yöntem	38-39
3. 2. 1. Dişlerin Akrilik Bloklara Gömülmesi ve Yüzeylerinin Preperasyonu	39-42
3. 2. 2. Diş Yüzeylerinin Simantasyon İçin Pürüzlendirilmesi	42-44
3. 2. 2. 1. Asit ile Pürüzlendirme	42-43
3. 2. 2. 2. Lazer ile Pürüzlendirme	43-44
3. 2. 3. IPS Empress II Örneklerin Preperasyonu	44
3. 2. 4. Yüzeyle IPS Empress II Örneklerin Simantasyonu	44-45
3. 2. 5. Shear Testi Uygulaması	45-46
3. 2. 6. Shear Testi Sonrası Diş Yüzeylerinin SEM Analizi	47
3. 3. İstatistik Yöntem	47-48
4. BULGULAR	49-60
4. 1. Shear Testi Bulguları	49-52
4. 2. SEM Bulguları	52-60
5. TARTIŞMA	61-67
6. SONUÇLAR	68
7. KAYNAKLAR	69-75
8. ÖZGEÇMİŞ	76

RESİMLER

- Resim 1:** Akrilik bloklara gömülmüş ve herhangi bir işlem yapılmamış olan dişlerin toplu görünümü
- Resim 2:** Akrilik bloğa gömülmüş ve işlem uygulanmamış olan bir numune
- Resim 3:** Mine yüzeylerinin preperasyonunda kullanılan frezler
- Resim 4:** Prepare edilen yüzeylerin yere paralelliğini ölçmekte kullandığımız paralellik ölçer
- Resim 5:** Prepare edilen diş yüzeyinin yere paralelliğinin ölçülmesi
- Resim 6:** Prepare edilmiş olan bir diş yüzeyi
- Resim 7:** Uygulamalar sırasında kullandığımız lazer cihazı olan;Waterlase MD, Biolase Er, Cr: Ysgg lazer cihazı
- Resim 8:** Lazer kullanımı esnasında uygulanan parametreleri gösteren ekran
- Resim 9:** Çalışmamızda kullandığımız IPS Empress II silindirik bloklardan bir örnek
- Resim 10:** Prepare edilmiş olan diş yüzeyine simante edilmiş olan IPS Empress II blok
- Resim 11:** Çukurova Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan shear testi uygulama cihazı (Testometric)
- Resim 12:** Hazırlamış olduğumuz numunelere Shear testi uygulanması
- Resim 13:** Erciyes Üniversitesi bünyesinde bulunan ve numunelerimizin SEM fotoğraflarının alındığı SEM cihazı
- Resim 14:** Sadece asit uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi
- Resim 15:** Sadece asit uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi
- Resim 16:** Sadece asit uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi

- Resim 17:** Sadece asit uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi
- Resim 18:** Önce lazer sonra asit uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi
- Resim 19:** Önce lazer sonra asit uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi
- Resim 20:** Önce lazer sonra asit uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi
- Resim 21:** Önce lazer sonra asit uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi
- Resim 22:** Önce asit sonra lazer uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi
- Resim 23:** Önce asit sonra lazer uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi
- Resim 24:** Önce asit sonra lazer uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi
- Resim 25:** Önce asit sonra lazer uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi
- Resim 26:** Sadece lazer uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi

Resim 27: Sadece lazer uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi

Resim 28: Sadece lazer uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi

Resim 29: Sadece lazer uygulanmış ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resmi

TABLolar

Tablo 1: Üst dişlerdeki mine ve dentin kalınlıkları.

Tablo 2: Alt dişlerdeki mine ve dentin kalınlıkları.

Tablo 3: Uygulanan Shear testi sonucunda Newton olarak elde edilen değerler

Tablo 4: Uygulanan Shear testi sonucunda Newton olarak edilen değerlerin (disklerin taban alanı olan) 19.625 mm^2 ye bölünmesiyle elde edilen MPa değerler

Tablo 5: Elde ettiğimiz kırma testi sonuçlarının istatistiksel ortalamalarını gösteren tablo

Tablo 6: Varyansların homojenliği testi sonuçlarını gösteren tablo

Tablo 7: Anova testi sonuçlarını gösteren tablo

GRAFİKLER

Grafik 1: Ölçüm sonuçlarını gösteren 1. grafik

Grafik 2: Ölçüm sonuçlarını gösteren 2. grafik

ÖZET

ASİT, ER,Cr: YSGG LAZER SİSTEMİ VE KOMBİNE SİSTEM İLE PÜRÜZLENDİRİLEN DİŞ YÜZEYLERİNE UYGULANAN PORSELEN LAMİNATE VENEERLERİN MAKASLAMA DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

Mükemmel estetiği sağlamak amacıyla uygulanan seramik laminateler pozisyon bozukluğu olan, renklenmiş, travmaya uğramış, kırılmış ya da aşınmış anterior dişler için konservatif bir tedavi metodudur. Mine seviyesinde yapılan yüzeysel preparasyon sağlıklı diş dokusunda minimal kayıba neden olur. Laminate restorasyonlar, adeziv tekniklerinin kullanılması ile anterior dişlerin renk, form ve pozisyonlarının değiştirilmesi amacı ile kullanılırlar.

Asitle pürüzlendirme yönteminin bulunması, restoratif dişhekimliğinde adezyonun sağlanması için atılan ilk adımdır. Preparasyonu daha konservatif bir hale getirmek, mikrosızıntıyı önlemek ve dentin duyarlılığını azaltmak için kompozit rezinlerle dişin sert dokuları arasında adeziv bir bağlanmaya gereksinim vardır. Bu bağlanma mine ve dentin dokusunun asitle pürüzlendirilmesi sonucu yüzeyde oluşan girinti ve çıkıntılar arasına rezinin girmesi ile gerçekleşir. Asitle pürüzlendirme klinik sonuçların başarısında etkin rol oynamış, modern dişhekimliğinin alışılmış ve olağan bir yöntemi haline gelmiştir.

Araştırmacılar son dönem çalışmalarda, asit ile pürüzlendirme işleminin bazı dezavantajlarını ortaya koymuş bununla birlikte, son yıllarda yaygın olarak kullanılmaya başlanan, çevre dokulara zarar vermeyen ve konvansiyonel dönen aletlere alternatif olan lazerle pürüzlendirmeyi gündeme getirmişlerdir.

Asit, Er,Cr:YSGG lazer sistemi ve kombine sistem ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine uygulanan porselen laminate veneerlerin makaslama dayanımlarının incelenmesi amaçlanan çalışmamızda; çürüksüz, sağlam, mine defekti ve çatlağı olmayan ve periodontal nedenlerle çekilmiş olan 60 adet santral diş kullanılmıştır. Toplanan dişler kullanılacak olan pürüzlendirme yöntemine göre 4 ana guruba (sadece asit, önce asit-sonra lazer, önce lazer-sonra asit, sadece lazer) ayrılmıştır. Çalışmada pürüzlendirme amacıyla %37' lik fosforik asit ve Er,Cr:YSGG lazer kullanılmıştır. Laboratuarda pürüzlendirilen diş yüzeylerine uygulamak amacıyla 60

adet 2 mm. yüksekliğinde 5 mm. çapında IPS-Empress II silindir bloklar hazırlanmıştır. IPS-Empress II örnekler dişlere Dual sertleşen rezin simanla simante edildikten sonra Shear testine tabii tutulmuşlardır. Son olarak Shear testi sonrası uygulama yapılan diş yüzeylerinden X3800 büyütme ile SEM fotoğrafları alınarak değerlendirilmiştir.

Sonuçta, pürüzlendirme amacıyla uygulanan yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Lazerle pürüzlendirmenin kolay, modern ve daha az zaman alıcı bir yöntem olmasının yanı sıra asit ile pürüzlendirmenin de ekonomik açıdan uygun olduğu ve lazerle pürüzlendirme kadar etkili sonuçlar sağladığı unutulmamalıdır.

Anahtar kelimeler: Er,Cr:YSGG Lazer, Asitle pürüzlendirme, Porselen laminate veneer, Makaslama direnci, SEM.

SUMMARY

THE EVALUATION OF SHEAR BOND STRENGTHS OF PORCELAIN LAMINATE VENEERS TO TOOTH SURFACES PREPARED WITH ACID, ER,Cr:YSGG LASER SYSTEM AND COMBINED SYSTEM ETCHING

Ceramic laminates are a conservative treatment method and used to achieve excellent esthetic results on malpositioned, discolored, traumatised , broken or abraded anterior teeth. Superficial preparation of the healthy enamel ensures minimal tooth loss. Laminate restorations used in conjunction with adhesive systems are aimed to correct discolored , malformed and malpositioned anterior teeth.

Acid etching is the first step to achieve an adhesion in restorative dentistry. There is a need an adhesive bonding between composite resins and tooth structures in order to reduce microleakage, dentinal hypersensitivity and excessive tooth loss. Acid etching on the enamel and dentin surface promotes the formation of cavities and penetration of the resins in these cavities ensures the adhesive bonding. Acid etching is a routine and a common application of modern dentistry and proved to successful results in clinical dentistry.

Recent studies are shown that acid etching has some disadvantages, although , laser etching is an alternative to conventional rotary instruments and comes into question in last years about their non-hazardous properties to surrounding structures.

In our study we were aimed to evaluate the shear strengths of the porcelain laminate veneers applied to etched tooth surface with acid, Er,Cr:YSGG laser and combine system. In this study, we were used 60 extracted incisor teeth for periodontal reasons. Teeth were non carious, healthy, and lack of enamel defects and cracks. Collected teeth were divided into 4 main groups according to etching methods. (only acid etch, first acid etch then laser etch, first laser etch then acid etch, only laser etch) In this study, we were used %37 phosphoric acid and Er,Cr:YSGG laser. In the laboratory conditions, 60 IPS–Empress II cylindrical blocks were prepared in 2 mm. height and 5 mm. diameter in order to apply etched tooth surface. First, IPS–Empress II blocks were bonded to teeth with dual cured resin cement and

then shear tests were performed. Finally, SEM photographs of the applied tooth surface were taken at X3800 magnification level after the shear test.

Overall, there is no statistical significant correlation found between the etching methods. Despite laser etching is easy to apply, modern and less time consuming, acid etching is an economical application and as successful as laser etching.

Keywords: Er,Cr:YSGG Laser, Acid etching, Porcelain laminate veneer, Shear strength, SEM

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Protetik tedavi; dokuların devamlılığı ve bütünlüğünün korunması, eksik veya kaybolan fonksiyonların iadesi, estetiğin sağlanması, diş ve çevre doku kaybı nedeni ile bozulan fonasyonun düzeltilmesi ve dişsizlikten kaynaklanan psikolojik sorunların giderilmesi gibi amaçları bir arada sağlamayı hedefler. (1)

Estetik terimi Yunanca duygu ve duygusallık anlamına gelen “aesthesia” kelimesinden gelmektedir. “Güzel olanın takdir edilmesine ait olan” şeklinde tarif edilebilir. Enternasyonel terminolojide aynı kelimenin isim hali olan “Esthete” , hoş bir duyguyu algılayan bir kişiyi tanımlamak için kullanılabilir. Benzer şekilde, terimin sıfat halindeki anlamı sanatta veya doğada güzelliğe cevap verebilme yeteneğini gösterir. Bu kelimenin dişhekimliğindeki kullanım şekli, Yunanca süs anlamına gelen “cosmos” kelimesinden kaynağını alan “kozmetik” kelimesinden farklıdır. Bunun ötesinde estetik dişhekimliğinin ağız ve yüz bölgesinin doğal güzelliğini arttırdığı ve bu terimin özellikle yüzeysel değil, geliştirilmiş bir ilişkiyi ima etmek için kullanıldığı söylenmektedir. (2)

Hipokrat’ ın “Premium Non Nocere-Önce Zarar Verme” kuralı tıbbın altın kuralı olmakla birlikte, günümüz protetik diş tedavileri için de tamamen geçerli bir kuraldır. Hastaya gereken restorasyonu gerektiği kadar preparasyonla sağlamak görüşü, tıbbın bu altın kuralı ile birebir örtüşür ki, bu noktada konservatif bir yöntem olan laminate veneerler protetik tedavide büyük bir öneme sahiptir. Teknoloji alanındaki gelişmeler laminate veneer teknolojisinde de çok büyük gelişmelere olanak sağlamıştır. Günümüzde artık laminate veneerler, biyolojik ve estetik uyumlarının yanı sıra; sağlıklıkları ve dayanıklılıkları açısından da tatmin edici sonuçlar verebilmektedirler.

Laminate veneer restorasyonların en büyük dezavantajları diş bağlanmalarındaki zayıflıktır. Bu tür yapılarda ve özellikle, porselen laminate veneerlerin diş yüzeyine yapıştırıcı ajan ile tutunmasını arttırmak için pek çok uygulama denenmiştir. Bu uygulamaların başında da diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi gelmektedir. (3)

Günümüzde yapılan çalışmaların bir çoğu, porselen laminate veneerlerin diş yüzeylerine daha iyi tutunmasını sağlamaya ve diş dokusuna minimum zarar vererek hasta başında geçen zamanı azaltmaya yönelik çalışmalardır.

Biz bu çalışmamızda, Asit Etching, Lazer Etching ve Combine Etching yöntemlerini karşılaştırarak; porselen laminate veneerlerin yapıştırma kullandığımız yöntemlerden hangisinin makaslama kuvvetlerine karşı daha dayanıklı olduğunu invitro ortamda istatistiksel olarak belirlemeyi amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

2. 1. Laminate Veneerler

Ön grup dişlerin estetik problemlerini; dişlerde mevcut olan veya ağartma teknikleri ile giderilemeyen renklenmeler, diastema ve çapraşıklıklar, aşırı diş çürükleri, abrazyon ve diş kırılması sonucu meydana gelen doku kayıpları oluşturmaktadır. Diş dokusunu olabildiğince koruyan tedavi çeşitlerinden olan laminate veneerler; özellikle anterior dişlerde uygulanan, dişin labial yüzeyine ince bir akril rezin, kompozit rezin veya porselen materyalinin uygulanması ile elde edilen estetik bir restorasyondur. (4)

Laminate Veneer Endikasyonları

- 1- Dişlerdeki lekelenmelerin maskelenmesi,
 - a. Dişlerin yapısal anomalileri, (mine hipoplazisi, florozis, tetrasiklin renklenmesi vb.)
 - b. Çatlak mine ile bunun neden olduğu renklenmeler,
 - c. Geniş dolgular sonucu oluşan renklenmeler,
 - d. Endodontik tedaviler sonucu oluşan renklenmeler,
 - e. Ortodontik tedavi sonucunda oluşan hipokalsifikasyonun maskelenmesi,
 - f. Travmaların neden olduğu renk değişiklikleri,
 - g. Dişlerin ileri yaşlardaki renklenmeleri,
- 2- Diastemaların düzeltilmesi,
- 3- Hafif malpozisyonların düzeltilmesi,
- 4- Labial yüzdeki kötü restorasyonların estetik amaçla düzeltilmesi,
- 5- Kök yüzeninin açık olduğu durumlar,
- 6- Lateral kesici agenezisi,

- 7- Kanin defektlerinin düzeltilmesi,
- 8- Geniş pulpalı dişlerin restorasyonu,
- 9- Kırık dişlerin restorasyonu,
- 10- Klinik boyu kısa dişlerin boylarının uzatılması,
- 11- Parsiyel proteze destek dişlerin yeniden konturlanması,
- 12- Metal destekli kron ve köprülerin tamiri.(5,6,7,8,9,10,11)

Laminate Veneer Kontrendikasyonları

- 1- Bruksizme bağlı olarak dişlerinde aşınma oluşmuş hastalarda,
- 2- Retansiyon için yetersiz mine varlığında,
- 3- Aşırı ince palatinal ve labial duvarların varlığında,
- 4- Class III maloklüzyonlar, başa baş kapanmış ve aşırı çapraşıklık vakalarında,
- 5- Ağız hijyeni yetersiz hastalarda,
- 6- İleri periodontal harabiyeti olan hastalarda,
- 7- Yüksek çürük eğilimi olan hastalarda,
- 8- Restorasyon üzerinde aşırı stres oluşturan alışkanlıklara sahip olan hastalarda, (kalem ısırma, tırnak yeme vb.)
- 9- Erüpsiyonunu tamamlamamış daimi dişlerde,
- 10- Travmaya maruz kalabilecek bir meslek sahibi olan, kontakt sporlarla uğraşan bireylerde,
- 11- Dişlerin aşırı labiale konumlandığı durumlarda. (5, 8, 10, 12, 13, 14, 15)

Laminate veneerler direkt laminate veneerler ve indirekt laminate veneerler olarak iki şekilde yapılabilirler.

Direkt Laminate Veneerler:

Laboratuar çalışması gerektirmeksizin direkt olarak klinikte diş üzerine rezin materyalinin yerleştirilmesi esasına dayanan bir tekniktir. Bu teknikte ilk olarak kimyasal yolla polimerize olan rezinler kullanılmıştır. Bu rezinlerle labial yüzeyin şekillendirilmesinde, yeterli zaman olmaması nedeniyle iyi bir estetik sağlanamamıştır. Ayrıca polimerizasyon büzülmesi aşırı boyutlarda oluşmuştur. 1970' li yıllarda ışıkla polimerize olan rezinlerin kullanılmaya başlaması, rezinin tabaka tabaka polimerizasyonunu sağlamış, bununla birlikte klinikte uygulama süresini ve polimerizasyon büzülmesini azaltmış ve estetik olarak da daha mükemmel sonuçlar

sağlamıştır. (5, 9, 10, 16, 17)

Direkt laminate veneer tekniği; hastada anestezi stresi meydana getirmemesi, diş kesiminin çok az yapılması hatta hiç yapılmaması, indirekt tekniğe ve diğer protetik yaklaşımlara göre ekonomik olması, acil estetik gereksinimleri karşılaması, istenilen renkte hazırlanabilmesi ve işlemin geri dönüşümlü olması gibi avantajlara sahiptir. (7, 18, 19)

Aşınabilmeleri, kırılabilimleri, renk değişimine karşı dirençsiz olmaları, yetersiz diş yüzeyi varlığında çalışılmaması, oluşturulan estetiğin sınırlı olması, polimerizasyon sırasında büzülme ve buna bağlı olarak restorasyonla diş yüzeyi arasında aralıkların ve mikrosızıntıların oluşması ise bu tekniğin dezavantajlarıdır. (5, 7, 16, 20)

İndirekt Laminate Veneerler:

Hastadan elde edilen çalışma modelleri üzerinde hazırlanan veya fabrikasyon olarak hazırlanmış laminate veneerlerin dişe uyumlanarak, bir ara bağlayıcı ajan ile simante edilmesi şeklinde hazırlanırlar. (4)

İndirekt yöntemle laminate veneer yapım yöntemleri şu alt gruplara ayrılabilir:

- 1- Hazır akrilik protez dişlerden yapılan laminate veneerler
- 2- Mastique laminate veneerler
- 3- Akrilik laminate veneerler
- 4- Kompozit laminate veneerler
- 5- Porselen laminate veneerler. (16, 17, 18, 19)

2. 1. 1. Porselen Laminate Veneerler:

Porselen dişhekimliğinde en estetik ve doku uyumu iyi olan bir materyal olarak uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Porselenlerin aşınmaya, renk değiştirmeye dirençleri mükemmeldir ve gingival dokular tarafından iyi olarak da tolere edilirler. (21)

Yapım kolaylığı ve ekonomik olması nedeniyle önceleri akrilik ve kompozit veneerler kullanılmıştır. Ancak akrilik ve kompozit rezinlerin uzun ömürlü olmamaları, renklenme, aşınma, marjinal fraktürlerin görülmesi ve uzun dönemde estetiğinin azalması nedeniyle günümüzde artık porselen materyali tercih edilmektedir. (22)

Porselen laminate veneerler, renklenme, yüzey defekti, diastema, şekil bozukluğu gibi çeşitli durumlarda iyi estetik sonuç sağlayan, minimal diş kaybı gerektiren konservatif restorasyonlardır. (22)

Porselen laminate veneerler, ilk kez 1938 yılında Dr. Charles Pincus tarafından protez adezivleri kullanılarak uygulanmıştır. Ancak o dönemde daimi bağlantı sağlayan adeziv sistemleri geliştirilmediğinden porselen laminate veneerin ayrılması kolay olmuştur. (22)

Günümüzde, kabul edilebilir porselen laminate veneer yapım yöntemini ilk olarak 1983 yılında platin folyo yöntemi Horn isimli araştırmacı tarafından uygulanmıştır. Daha sonraki yıllarda ise Calamia adlı araştırmacı, porselen revertmanı kullanarak uygulamıştır. 1985 yılında da Hobo ve Iwata isimli araştırmacılar tarafından dökülebilir apatitten laminate veneerler yapılmıştır. (21)

Porselen laminate veneerlerin, diğer laminate çeşitlerine göre üstünlükleri oldukça fazladır. Renk bakımından; doğal görünüm ve renk stabilizasyonunun korunması diğerlerine göre daha başarılıdır. İyi glaze uygulanmış porselen yüzeyleri, plak akümüasyonu için depozit alanları oluşturmadığından diğer veneer sistemlerine göre daha iyi periodontal uyum sergilemektedirler. Porselen veneerler tek başlarına oldukça kırılğandır ancak, mineye bağlantıları sağlandığı anda çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı oldukça dirençli hale gelirler. Feldspatik porselen gibi geleneksel porselenler dahi yapısal diş zayıflıklarını kompanse edebilmektedirler. Laminate veneer tarzında uygulandıklarında vital olmayan kesici dişlerde bile kron biyomekaniğine olumlu etkileri görülmektedir. Porselenler hem internal hem de eksternal olarak renklendirilebilirler ve daha doğal floresans ile canlı bir görünüm elde edilebilir. (23)

Porselen Laminate Veneerlerin Endikasyonları:

- 1- Çeşitli nedenlere bağlı diş renklenmelerinde,
- 2- Ön grup dişlerdeki diastemaların kapatılmasında,
- 3- Çeşitli tipteki mine hipoplazisi ve malformasyonlarında,
- 4- Dişlerin labial yüzlerindeki sağlıksız ve estetik olmayan restorasyonların varlığında,
- 5- Tutuculuk için yeterli miktarda mine dokusuna sahip erozyona uğramış dişlerde,

6- Lateral kesicilerin agenezisinde: Kaninin kronal formu lateral dişi taklit edecek şekilde porselen laminate veneerlerle değiştirilebilir,

7- Kısmen rotasyona ve malpozisyona uğramış dişlerin düzeltilmesinde,

8- Pulpanın geniş olduğu dişlerde geri dönüşümü olmayan hasarlar oluşturmada dişlerin kronlarla restore edilmesinin zor olduğu durumlarda,

9- Klinik kron boyu kısa dişlerin uzatılmasında endikedirler. (22)

Porselen Laminate Veneerlerin Kontrendikasyonları:

1- Bruksizm ve Clenching gibi parafonksiyonel alışkanlığı olan kişilerde,

2- Çürük insidansı yüksek ve oral hijyeni kötü olan kişilerde,

3- Yeterli mine desteği olmayan dişlerde: Hem porselen laminate veneerin diş yüzeyini örtmesi hem de yeterli adezyonun sağlanması için yeterli miktarda mine mevcut olmalıdır,

4- Class III malokluzyon ve başa baş kapanışın olduğu vakalarda,

5- Aşırı çapraşıklığa ve rotasyona sahip dişlerde,

6- Boks, güreş gibi kontakt sporlarla uğraşan kişilerde,

7- Sürmesi tamamlanmamış daimi dişlerde,

8-Süt dişleri ve aşırı fluorozisli dişlerde asitle pürüzlendirme işlemi etkili yapılamayacağından porselen laminate veneerler kontrendikedir. (22)

Veneerlerin yapımı için kullanılan porselen materyalleri dört grup altında sınıflandırılabilirler:

1. Dökülebilir Cam Seramikler

2. Preslenebilir Seramikler

3. CAD/CAM

4. Isıya Dayanıklı Daylar Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemler

Her sistemin kendine özgü avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Günümüzde en sıklıkla kullanılan porselen materyali ısıya dayanıklı güdük model ya da platin folyo üzerinde fırınlanan feldspatik porselendir. Preslenebilir seramikler de hemen hemen aynı oranda sıklıkla tercih edilirler. Estetik sonuçları ve kaliteleri çeşitlilik göstermekle beraber, çoğu laminate veneerler hem preslenebilir seramiklerden, hem de platin folyo tekniği kullanılarak feldspatik düşük ısı porseleninden elde edilebilirler. (2)

2. 1. 1. 1. Dökülebilir Cam Seramikler:

Döküm seramikler, estetik materyal seçiminde tercih edilirler. Bunun sebebi karşıt mineyi aşındırmamaları ve plak birikiminin diğer restoratif materyaller ve doğal mineye göre daha az olmasıdır. Cerapearl ve Dicor dökülebilir cam seramik sistemleridir. En yaygın kullanılanı ise Dicor sistemidir. Dicor porseleni ile morfolojik özellikleri sağlamak kolaydır ve polisajı geleneksel sistemlere göre daha kolay yapılabilir. (24)

a-) Dicor:

Döküm cam porselenleri SiO_2 , K_2O , MgO , florür (MgF_2), az miktarda Al_2O_3 , ZrO_3 ve floresans ajanı içerirler. Teknik olarak tetrasilisik flouromica cam seramikler olarak tarif edilirler. %45 bölümünü cam oluşturur. Mica kristaller yaklaşık 1 μm . kalınlıkta ve 5-6 mm. boyutlarındadır. Bu kristaller materyalin flexibilitelerini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı direnç ve dayanıklılık da kazandırır. (25, 26, 27, 28)

b-) CeraPearl:

Döküm apatit porselen olarak bilinen Cerapearl, Hobo ve Iwata isimli araştırmacılar tarafından doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksiapatit en ideal restoratif materyaller olacağı düşüncesiyle 1985 yılında indirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir. Işık kırma indeksi, densitesi ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur. (25, 26, 27, 28)

2. 1. 1. 2. Preslenebilir Seramikler:

Preslenebilir seramikler yaklaşık 10 yıl önce piyasaya sürülmüş ve bu zaman süresince kullanabilirliklerini devam ettirmişlerdir. Benzer özellikte pek çok farklı ürün de piyasada yerini almıştır. Pek çok alternatif ürüne rağmen pre-sinterize çekirdek porseleninden yapılmış olan preslenebilir porselenlerin piyasadaki yerlerini koruyor olmaları çeşitli avantajlara sahip bu porselenlerin dişhekimliği tarafından geniş ölçüde kabul görmelerinin sonucudur. (2)

Porselen ingot (preslenen porselen çekirdek) silikat cam matriksten oluşur. Ürünün tipine göre bazen farklı nitelikte kristal yapılar içerir. Materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerinin en uygun neticeleri ağız ortamında gözlemlenir. İlerleyen dönemlerde, mekanik ve optik açıdan daha da üstün özellikler içeren Empress II gibi

yeni materyaller geliştirilmiştir. Empress II, Empress'in içeriğini oluşturan lösit cam seramikten farklı yeni bir materyal içerir. (2)

a) IPS Empress:

1983 yılında Zurich Üniversitesi Dişhekimliği Materyalleri ve Sabit-Hareketli Bölümlü Protezler Bölümü' nde geliştirilmiş bir sistemdir. Isı ve basınç altında şekillendirilen, temelde yüksek lösit içerikli feldspatik porselendir. Bu materyal kimyasal olarak $\text{SiO-AIO}_3\text{-K}_2\text{O}$ ' den oluşur. Silikat cam matriks hacminin % 30-40 kadarını 1-5 μm . büyüklüğünde lösit kristalin faz oluşturur. Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzer, bükülmeye karşı direnci 120-200 MPa' dır. Bu sistemde lösit ile kuvvetlendirilmiş cam porselen tabletler, EP500 adı verilen özel fırında 1075 °C veya 1180 °C' de viskoz alumina özelliğine ulaşır ve kayıp mum tekniğiyle elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır. İki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte, renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyon, yüzey renklendirmesine tabii tutulur. İkinci teknikte, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen restorasyonun son formu, veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir. IPS Empress inlay, onlay, veneer, porselen ve tek kron yapımında kullanılmaktadır. Üç ve daha fazla üyeli köprülerde kullanılamaz. (25, 29, 30)

b) IPS Empress II:

IPS Empress II' nin geliştirilmesindeki esas amaç üç ve daha fazla üyeli köprülerin yapılabileceği bir materyal üretmektir. Metal desteksiz cam porselen restorasyon yapım tekniklerinin en yenisidir. Restorasyonun kor kısmı kayıp mum tekniği ile elde edilir. Kor kısmının esas kristalin fazı lityum disilikattır. Lityum disilikat cam porselen ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir. Ancak bu materyal düşük kimyasal direnci, yetersiz yarı geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeniyle dişhekimliğinde yerini alamamış ve kullanımını terk edilmiştir. 1998 yılında lityum disilikat cam porselen kullanımını ısı ve basınç tekniği ile tekrar güncel hale gelmiştir. Isı ve basınç tekniğinin, lityum disilikat kristal fazda homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak sağladığı ifade edilmiştir. Materyal kimyasal olarak $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ dan oluşur. Lityum disilikat cam porselen

tabletleri EP500 adı verilen özel fırında 920 °C' de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanır. Lityum cam porselen kor yapı üzerine, tabakalama tekniği ile florapatit yapıda cam seramik yerleştirilir. Isısal genleşme katsayıları birbiri ile uyumlu olan lityum disilikat cam porselen kor yapı ile üzerine pişirilen apatit cam porselen materyaller arasında oluşan bağlanmanın güvenilir yapıda olduğu gösterilmiştir. IPS Empress II sistemi ön ve arka grup dişlerde tek kronlarda, ön ve arka grup dişlerde üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Arka grup dişlerde üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde (yaklaşık 7-8 mm.) olmalıdır. IPS Empress ve IPS Empress II' nin asıl farklılığı materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılarıdır. Bu farklılık, IPS Empress II' nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress' e göre üç kat arttırmıştır. Ayrıca IPS Empress II' de cam daha az olduğu için kırılmaya karşı direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski en azdır. Simantasyonda tercihen adeziv simantasyon tekniği kullanılır. (31)

2. 1. 1. 3. CAD/CAM:

“Computer Aided Design” ve “Computer Aided Manufacturing” kelimelerinin baş harflerinden oluşan CAD/CAM sistemi iki bileşenden oluşmaktadır:

- 1- Optik ölçü alma ünitesi ve Windows tabanlı tasarım modülü,
- 2- Milling (Tornalama) ünitesi.

Sistem önceden üretilen porselen blokların bilgisayar destekli freze yardımı ile şekillendirilmesi esasına dayanır. Kamera yardımı ile elde edilen veriler bilgisayara yüklenir. Daha sonra tasarımları (CAD) yapılarak üretime (CAM) geçilir. Genellikle inlay, onlay, laminate şeklindeki parsiyel kronlarda endikedir. İki teknikte uygulanabilir; porselen blokların döner aletler ile şekillendirilmesi olan freze tekniği ve dublikatın elde edilmesi olan copy milling tekniği. (32, 33, 34)

1985 yılında Zürih Üniversitesi'nde CAD/CAM teknolojisinden yararlanılarak ilk porselen inlay üretilmiştir. 1994 yılında Cerec 2 imal edilmiştir. Cerec 3, tam porselen CAD/CAM ile restorasyon sistemi olup, 2000 yılında imal edilmiştir. (33, 34, 35)

Yapım Tekniği:

1-Diş, bilinen teknikleri ile prepare edilir.

2-Mum ısırtılarak kapanış ölçüsü alınır, bilgisayar bunu kombine ederek okluzal formun yüksekliğini ayarlar.

3-Özel pudra ile prepare edilen diş ve komşu dişler pudralanır.

4-Ekranda hekimi kendiliğinden yönlendiren program aracılığı ile preparasyonun konturları basitçe belirlenir ve arzu edilen değişiklikler gerçekleştirilir. Kontak noktaları ile oynanıp, istenen tüberkül büyütülüp, istenen fissür derinleştirilebilir.

5-Program saniyeler içinde hekime bitmiş yapıyı sunar. (36)

Yüzeylerin parlatılmasından ziyade fırında glazürlenmesi CAD/CAM restorasyonlarının yüklere karşı direncini arttırmaktadır. Denissen ve arkadaşları 2002 yılında yapmış oldukları çalışmada, shoulder tipi basamak preparasyonunun CAD/CAM işlemlerinde silindirik frezlerin varlığında ideal sonuçlar oluşturduğunu bildirmişler. (37)

CERCON SİSTEMİ:

Sistem 1999 yılında geliştirilmiştir. Cercon sisteminde diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli dizayn yapılmamaktadır. (33, 36)

Yapım Tekniği:

1- Preparasyonda iç açları yuvarlatılmış 90 derecelik basamaklar hazırlanır. İdeal olarak 1-1.2 mm. basamak genişliği sağlanmalıdır. Okluzal yüzeyde en az 1.5 mm.' lik indirgeme yapılmalı ve 6 derecelik okluzal yaklaşım açısı verilmelidir.

2- Bilinen yöntemlerle ölçü alınır. Kron ya da köprü protezin alt yapı modelajı klasik şekilde mumdan hazırlanır. Alt yapı kalınlığı en az 0.5 mm ve gövde bağlantıları en az 9 mm² olacak şekilde hazırlanır.

3- Tarama ve şekillendirme için ünitenin sol bölmesine çerçeveye sabitlenmiş modelaj, sağ bölmesine ise aynı boyutlardaki yarı sinterlenmiş zirkonyum blok sabitlenir.

4- Tarama işlemi bittikten sonra sinterleme işlemi için fırına yerleştirilir.

5- Daha sonra, kumlama işlemini takiben elde edilen alt yapı üzerine, Cercon Ceram-S porselen tozu kullanarak tabakalama tekniği ile restorasyon bitirilir. (33,36)

2. 1. 1. 4. Isıya Dayanıklı Daylar Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemler:

1- a) Folyo Tekniği:

Platin folyo tekniği kullanılarak alumina takviyeli porselen kor, kron oluşturma amacı ile son 25 yıldır kullanılmaktadır. Porselen, 0.5-1 mm.' lik kalınlıktaki bir platin folyo üzerinde yapılabilen porselen kor içine alumina partiküllerinin dağıtılması ile güçlendirilmiştir. (38)

Yeni folyo sistemleri; Renaissance ve Sunrise, gibi sistemleri içerir. Bu teknikler orjinal folyo tekniğinin modifikasyonudur. Bu sistemler yeterli estetik, iyi bir marjinal adaptasyon ve kullanım kolaylığı sağlamalarına rağmen kırılma direncinin geleneksel kronlardan daha düşük olması ve çok üyeli restorasyonlarda başarısız olması kullanım alanlarını sınırlamaktadır. (28, 30, 39)

1- b) Cerestore/Alceram (Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen kor):

1983 yılında Soziu ve Rilley Coors isimli araştırmacılar Biyomedikal firması ile Cerestore sistemini tanıtmışlardır. Kor materyalinin %70 kadar alumina kristali içermesi direncini arttırmıştır. Daha parlak kor olduğu için, veneer porseleni ile bunun maskelenmesi çok zor olmaktadır. Bu sistemde marjinal adaptasyonun mükemmel olması, kalıba porselenin enjeksiyonla uygulanması, uzun ve yavaş fırınlama zamanına bağlanmaktadır. Cerestore, aluminus porselenden direnç yönünden farksız olduğu için kullanım alanları da aynıdır. Posterior dişlerde ve sabit bölümlü protezlerde uygulanması doğru değildir. (25, 28, 30)

1- c) Mirage:

Zirkonyum oksit kristalleriyle güçlendirilmiş kor porselenidir.

1- d) Optec HSP :

Kristalin lösit içeren ve kor kullanılmaksızın tam porselen kron yapımında kullanılan bir sistem de Optec HSP' dir. Optec HSP' deki lösit konsantrasyonu %50.6' dir ve IPS Empress porselenden ve klasik metal destekli porselenden daha fazladır. Folyo veya ısıya dayanıklı day üzerinde yapılabilen bu sistemin feldspatik porselenden daha dirençli olmasına rağmen kor yapılı sistemlerden umulduğu kadar güçlü bulunamamıştır. En önemli avantajı üç üyeli köprü yapılabilmesidir, yarı şeffaf bir yapı sergilemesi nedeni ile estetik sağlamak güçtür. (29, 30, 40)

1- e) Hi-ceram:

Hi-ceram ilk kez 1972'de fosfat bağı revetman platin yaprak kullanılmaksızın alumina porseleni fırınlanarak elde edilmiştir. Kimyasal yapısı geleneksel alumina kor yapısına benzer, ancak daha fazla alumina içerir. (28)

Hi-ceram sistemi, üstün estetik sağlar, kenar uyumu ve boyutsal stabilitesi iyidir. Teknik diğer metal desteksiz porselen sistemlerine göre daha ucuzdur ve mevcut porselen fırınlarında gerçekleştirilebilir. Hava, alet ve ekipman gerektirmez. Tek kron restorasyonu olarak tüm dişlerde uygulanabilir. Röntgende translüens görüntü vererek radyografik teşhisi kolaylaştırır. Doğal dişle aynı ışık geçirgenliğine sahiptir. Bunun yanında, diğer tam porselen sistemlerine göre daha fazla çalışma aşaması gerektirir. Son fırınlamadan sonra aşındırıcılarla day materyali kromdan uzaklaştırılırken kenar uyumu bozulabilir. (28, 40)

1- f) In-ceram:

1989 yılında Dr. Sadoun tarafından geliştirilen In-ceram tam porselen sistemi, yüksek kırılma direnci sayesinde ön ve arka bölgedeki kronların ve ön bölgedeki köprü protezlerin yapımında kullanılabilir. (28, 30)

In-ceram restorasyonlar mükemmel bir marjinal adaptasyon ve dayanıklılığa sahiptir ve araştırmalarda iyi sonuçlar verdiği rapor edilmiştir. Ancak pahalı olması, yapımının zaman alması ve özel alet ve ekipman gerektirmesi gibi dezavantajları vardır. (28, 30, 39, 40, 41)

2. 1. 2. Porselen Laminate Veneer Preparasyonu:

Laminate veneerlerin yapımı için farklı preparasyon şekilleri önerilmektedir. Bu görüşler dişin hiç prepare edilmemesinden, labial yüzeyin 0.75 mm. preparasyonuna, insizal kenar ve palatinalinin preparasyon şekillerine kadar değişmektedir. Hastaların preparasyon stresi çekmemesi ve restorasyonun reversible olması nedeniyle preparasyon yapılmamasını önerenler de vardır. Laminate veneerler için preparasyon marjinal lokasyon, mine kalınlığı, diş renklenmesi, diş-ark pozisyonuna göre değişir. Diş tamamen mine ile çevrili bir yüzey sağlayacak şekilde prepare edildiği takdirde güçlü bir bağlanmanın sağlanabileceği yüzey oluşturulur. Preparasyon yapılmasının nedenleri, restorasyon materyali için uygun mesafe sağlamak, opak ve bonding ajan için mesafe sağlamak, gingival marjindeki aşırı konturu önlemek, simantasyon sırasında laminate veneerin uyumunu kolaylaştırmak,

konveksliğin oluşmasını engellemek, interproksimal sınırları gizlenmek, diş-laminate veneer arasındaki bağlanma stresini azaltılmak, gingival marjin yerleşimini kolaylaştırılmak ve renklenmeyi maskelemektir. Preparasyon yapılırken; preparasyonun konservatif olmasına, preparasyonun aşırı kontur oluşturmayacak şekilde yaklaşık 0.5 mm. kalınlıkta olacak şekilde yapılmasına, preparasyon sınırlarında dentin açığa çıkarılmamasına, gingival kenarların temizlenebilmesine olanak sağlayabilmeye, preparasyonun keskin açı içermemesine ve laminate veneere doku engeli olmaksızın giriş yolu sağlanmasına dikkat edilmelidir. (5, 9, 42, 43)

Laminate veneerler için preparasyon 5 ayrı etapta düşünülebilir:

Labial Yüzeyin Preparasyonu:

Labial preparasyon estetik restorasyonun yerleştirilmesini kolaylaştıracak materyalin kalınlığı kadar doku uzaklaştırılması gerektirir. Dişin labial ya da palatinalde konumlanmış olması preparasyon miktarını etkiler. (12, 42, 45)

Yeterli mine kalınlığı varsa labial preparasyon, maxiller anterior diş için ortalama 0.5-0.7 mm., mandibuler kesiciler gibi küçük dişler için 0.3 mm. olmalıdır. (9, 44)

İnterproksimal Preparasyon:

Laminate veneerlerin preparasyon marjini genellikle embraşür alanında konumlanır. Eğer dişle yapılacak laminate veneer arasında çok renk farkı yoksa preparasyon marjini kontakt alanın 0.2 mm. labialinde yer alır. Dişle laminate veneer arasında renk farkı belirgin ise, aproksimal bitim sınırı kontakt alanının yarısına kadar uzatılır. (5, 9, 42, 45)

Gingival Bölgenin Preparasyonu:

Gingival marjinde tercih edilen bitim şekli 0.25 mm. derinlikteki chamfer (geniş açılı, yuvarlatılmış köşeli) tarzında basamakla sonlanmalıdır. Özellikle ağır renklenmelerde yansımayı önlemek amacıyla ya da dişeti çekilmesi bekleniyorsa en fazla 1 mm. olmak kaydıyla subgingival bölgeye taşınabilir. Normalde sulkus içine 0.05-0.1 mm. girilmesi gereklidir. (5, 8, 9, 11, 12, 17)

Feather edge (martı kanadı), ya da knife edge (bıçak sırtı) sonlanma tipi en konservatif preparasyon şeklidir. Ancak arzu edilen incelikte porselenin yapımı zordur ve marjinal uyum zayıf olur. Subgingival kalınlık kaçınılmaz olarak artacağı için gingival problem oluşur. Laboratuarda preparasyonun bitim sınırı tam olarak

belirlenemeyeceği için uygulanmaları güçtür. (5, 42, 46)

İnsizal Preparasyon:

Dört tip insizal preparasyon çeşidi vardır; feather edge, intra enamel ya da pencere, insizal bevel, insizal overlap. (9, 10, 17, 43, 47)

Genelde, yapılan restorasyon miktarı, insizal kenarın laminate veneer sınırları içine alınmasını gerektirir. Tercih edilen metod insizal kenar ve labial yüzeye 0.5-1.0 mm. derinlikte bevel tarzı kesim yapılarak uygulanan preparasyondur. (10, 17, 43, 45, 46, 48)

Palatinal veya Lingual Yüzeyin Preparasyonu:

İnsizal kenarın preparasyonu bir miktar palatinal mine modifikasyonu gerektirebilir. Böylece bu insizal-palatinal veya insizal-lingual birleşimde yuvarlatılmış chamfer olacaktır. (5, 17, 43, 48, 49)

Ölçü:

Ölçü alınmadan önce preparasyonun bitiş çizgisi görülebilecek şekilde gingival dokuların retraksiyonu yapılır. Retraksiyon işlemini takiben katı ve akıcı kıvamlı silikon esaslı ölçü maddeleriyle ölçü alınır. Bu safhada tam arkın ve karşıt çenenin ölçüsü ile ısırma plağı da mutlaka elde edilmelidir. Son derece hassas olan laminate veneer işlemi en küçük bir hatayı bile tolere edemeyeceğinden ölçünün son derece net ve doğru olması gerekmektedir. (5, 9, 12)

Geçici Yapımı:

Laminate veneerlerde genellikle dentin tübüllerinin açığa çıkmayacağı bir preparasyon yapıldığı için geçici yapılmaz. Ancak hassasiyet oluşması ve estetik nedenlerle geçici yapılabilir. (5, 9, 19, 50)

Temel olarak dört teknikte geçici yapılır. (9, 16, 17, 18)

- 1) **Direk kompozit rezin veneer,**
- 2) **Direk kompozit rezin veneerin vakuform matriks ile uygulanması,**
- 3) **Direk akrilik veneer,**
- 4) **İndirek kompozit rezin veya akrilik rezin veneerler.**

2. 1. 2. 1. Dişlerdeki mine ve dentin kalınlıkları (51):

Tablo 1: Üst dişlerdeki mine ve dentin kalınlıkları.

Oklüzal					Kron ortası				Mine sement bileşimi			
	İncisal	F	santral	L	M	F	D	L	M	F	D	L
Santral Kesici												
Mine	0.9				0.7	1.0	0.7	0.7				
Dentin	3.4				1.6	1.4	1.6	1.0	2.2	2.5	2.3	3.1
Lateral Kesici												
Mine	0.9				0.8	1.0	0.6	0.7				
Dentin	3.3				1.2	1.1	1.2	0.9	1.8	2.2	1.7	2.4
Kanin												
Mine	1.1				0.7	0.8	0.8	0.7				
Dentin	4.4				1.8	2.0	2.2	2.0	2.0	2.7	2.2	2.9
I. Premolar												
		Tüberkül	Oluk	Tüberkül								
Mine		1.5	1.3	1.8	1.0	1.2	1.0	1.1				
Dentin		3.0	3.1	3.3					2.1	2.5	2.1	2.8
II. Premolar												
		Tüberkül	Oluk	Tüberkül								
Mine		1.7	1.3	1.7	1.1	1.3	1.1	1.4				
Dentin		3.3	3.2	3.4					2.2	2.6	2.2	2.5
I. Molar												
		MF Tüberkül	DF Tüberkül	santral Fossa	ML Tüberkül	DL Tüberkül						
Mine		1.8	1.9	0.6	1.9	1.9	1.3	1.5	1.4	1.6		
Dentin		3.9			4.0						2.5	2.8
II. Molar												
		Tüberkül	Tüberkül	Fossa	Tüberkül	Tüberkül						
Mine		2.0	1.9	0.5	2.1	1.9	1.3	1.4	1.3	1.6		
Dentin		3.8			4.4						2.6	2.9

M: Mesial D: Distal F: Fasial L: Lingual

Tablo 2: Alt dişlerdeki mine ve dentin kalınlıkları.

Oklüzal					Kron ortası				Mine sement bileşimi			
	İncisal	F	santral	L	M	F	D	L	M	F	D	L
Kesiciler												
Mine	0.9				0.6	0.9	0.7	0.6				
Dentin	3.7				1.1	1.1	1.2	0.9	1.5	2.3	1.5	2.4
Kanin												
Mine	1.0				0.6	0.8	0.8	0.6				
Dentin	3.6				2.0	2.0	2.1	1.7	2.1	2.8	2.2	2.9
I. Premolar												
		Tüberkül	Oluk	Tüberkül								
Mine		1.3	1.2	1.1	1.0	1.2	1.0	1.1				
Dentin		3.2	2.0	3.0					2.1	2.5	2.1	2.8
II. Premolar												
		Tüberkül	Oluk	Tüberkül								
Mine		1.6	1.3	1.6	1.1	1.3	1.1	1.4				
Dentin		3.4	2.7	3.8					2.2	2.6	2.2	2.5
I. Molar												
		MF Tüberkül	DF Tüberkül	D Fossa	santral Tüberkül	ML Tüberkül	DL Tüberkül					
Mine		2.0	1.8	1.9	0.5	1.9	1.8	1.2	1.5	1.3	1.3	
Dentin		3.8	3.3			3.7	3.3				2.5	2.8
II. Molar												
		Tüberkül	Tüberkül	Fossa	Tüberkül	Tüberkül						
Mine		2.0	1.9	0.5	1.8	1.8	1.4	1.6	1.5	1.5		
Dentin		3.6	3.6		3.3	3.6					2.5	3.0

M: Mesial D: Distal F: Fasial L: Lingual

2. 2. Pürüzlendirme İşlemi Ve Pürüzlendirme Yöntemleri

Bütün avantajlarının yanı sıra, laminate veneer restorasyonların diş bağlanmalarındaki zayıflıkları, klinisyenlerin en çok dikkate aldıkları hususlardan biridir. Dolayısıyla, restorasyonla prepare edilen diş yüzeyi arasındaki tutuculuğu arttırmak için diş yüzeyinin (minenin) pürüzlendirilmesi işlemi kaçınılmazdır. Bu amaçla uygulanabilecek olan birden fazla pürüzlendirme işlemi vardır.

2. 2. 1. Asit ile Pürüzlendirme:

Mine dokusu; %97 inorganik, %3 organik bölümden oluşmaktadır. İnsan vücudundaki en iyi mineralize yapıdır ve büyük bölümü hidroksiapatit kristallerinden oluşmaktadır. Hidroksiapatit kristalleri büyük oranda fosfat tuzlarından meydana gelmektedir. Hidroksiapatit kristallerinin; ısı, pH ve kristal bağlarının iyonik gücüne bağlı sabit bir çözünürlük değeri vardır. Bu değerlerdeki değişiklikler hidroksiapatit kristallerinin çözünmesine neden olmaktadır. (52)

Minenin asitlenmesi ilk olarak 1955’de Buonocore tarafından tanımlanmıştır.

Günümüzde, asit kullanılarak mine yüzeylerinde mikromekanik pürüzlülüğün (asit etching) sağlanması kabul edilen bir yöntemdir. Kullanılan ajan ise, %35 ya da %37’ lik fosforik asittir. Bu asidin etki şekilleri bilinmektedir ve diğer asitlerle karşılaştırıldığında daha derin rezin penetrasyonu sağlamaktadır. Araştırmalar fosforik asidin mine yüzeylerine 30-60 sn. arasında uygulanmasını önermektedir. Ancak yapılan son çalışmalar 30 sn. asitlenmesinin yeterli olacağını göstermektedir. Mine, asit uygulaması sonrası mikromekanik olarak retantif bir yapı kazanmaktadır. (53, 54, 55, 56, 57, 58)

Adeziv sistemlerde fosforik asidin yanı sıra hem mine hem de dentini pürüzlendiren diğer asitler de kullanılmaktadır. Bunlar; %10’ luk maleik asit, %10’luk sitrik asit, %2.5’ luk oksalik asit, %2.5’ luk nitrik asit gibi alternatif asitlerdir. Bu asitlerin etkileri zayıf olup dentin ile uyumludurlar. Bu asitlerin kullanımı sırasında fosforik asitte görülen buzlu beyaz görüntü oluşmaz. Ancak bazı çalışmalar bu durumun adeziv bağı olumsuz etkilemediğini gösterirken, diğer çalışmalar bağ dayanımında önemli bir azalma olduğunu göstermektedir. Dolayısıyla, bu ajanların uzun dönem başarılarının değerlendirilebilmeleri için laboratuvar ve klinik çalışmalar gerekmektedir. (55, 56, 57, 58)

Asit etching işlemi yaklaşık 10 mm.' lik mine tabakasını uzaklaştırır ve 5-50 mm. derinlikte çukurcukların olduğu pöröz bir tabaka oluşturur. Hidrofobik primerler ile mine yüzeyine uygulanan akışkan rezinler, pöröziteleri ve kanalcıkları doldurarak tag benzeri uzantılar ile mekanik retansiyon sağlar. **(59)**

Asitlemeden sonra minenin yüzey geriliminin önemli derecede arttığı gösterilmiştir. Bu tür bir aktif yüzey enerjisinin bonding işlemleri sırasında korunması istenir. Örneğin, tükürük asitlenmiş mineye olan bağ dayanımını azaltacak proteinler içermektedir. **(53, 60, 61, 62, 63)**

Minede asitleme; kullanılan asit, asit konsantrasyonu, asitleme süresi, asit formu (jel, semijel, aköz solusyon), minenin kimyasal bileşimi, süt veya daimi diş oluşu, prizmalı ya da prizmasız yapılar, florlu, demineralize veya boyanmış mine olup olmamasına bağlıdır. Minenin asit ile pürüzlendirilmesi düz bir yüzeyi pürüzlü bir yüzeye çevirerek, serbest yüzey enerjisini iki kat (yaklaşık 72 dyn/cm^2) artırır. **(56, 58, 64)**

Asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyinde makroskobik olarak parlaklık kaybolmuş, mine dokusu mat ve hafif tebeşirimsi bir görünüm almıştır. Göz ile kolayca izlenebilen bu değişiklikler pürüzlendirmenin gerçekleştirildiğini belirler. Değişiklikler göz ile izlenmiyorsa işlem 30 saniyelik sürelerle iki veya üç kez tekrarlanabilir. **(65)**

2. 2. 2. Lazer

Albert Einstein 1917 yılında, fotonlar ve uyarılmış emisyon fikrini ortaya atmıştır. Einstein daha sonra, Niels Bohr tarafından ileri sürülen “Quantum Teorisi” (1913) üzerine kurulmuş olan fotoelektrik konusundaki bu araştırmasıyla Nobel Fizik Ödülü almıştır. **(66)**

Laser (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) “Uyarılmış Radyasyon Yayılımı Yoluyla Işık Yükseltilmesi” kelimelerinin baş harfleri alınarak meydana getirilmiş bir kelimedir. **(67)**

İlk lazer “laser” ya da “maser” olarak 1960 yılında Theodore H. Maiman tarafından geliştirilmiştir. Maiman’ ın 694 nm dalga boylu, pulsasyonlu yakut lazeri, günümüz lazer teknolojisinin temelini oluşturmaktadır. **(68, 69)**

1961 'de de Snitzer tarafından Neodium lazer geliştirilmiştir. 1963 'te Stern ve Sonnaes yakut lazerinin mine ve dentin üzerindeki etkilerini başarısız bulmuşlar;

1965' te Goldman ve arkadaşları yakut lazerini canlı diş dokusuna uygulamışlardır. Taylor ve arkadaşları 1965 'te yakut lazerinin in vivo olarak oral dokulardaki etkilerini başarısız buldu. 1968' de Labene ve arkadaşları mine ve dentin dokularına CO₂ lazerini uyguladılar ve gelecek vadedici olarak nitelendirdiler. 1971' de Adrian ve arkadaşları yakut lazerinin in vivo olarak pulpa üzerindeki etkisinin olumsuz olduğunu belirttiler. 1972' de Stern ve arkadaşları CO₂ lazerin mine; Kontola ve arkadaşları CO₂ lazerin, mine ve dentin üzerindeki etkisini başarılı buldular. Yamamoto ve Ooya, YAG (Yttrium-Aluminum-Garnet) lazerinin çürük önlemede etkili olduğunu ifade ettiler. 1977' de Lenz ve arkadaşları Argon lazerinin cerrahi uygulamasının yeterli olduğunu; Adrion ve arkadaşları Nd:YAG (Neodmium: Yttrium-Aluminum-Garnet) lazerinin in vivo olarak pulpa üzerindeki etkilerinin birçok soru işareti taşıdığını; Adrian ve Huget ise Nd:YAG lazer ile başarılı bir kaynak işlemi yapılabildiğini belirttiler. 1980' de ise Yamamoto ve Sato, Q-switched YAG lazerinin çürük önlenmesinde başarılı olduğunu bildirmişler. (70)

Yakut lazerinden sonra geliştirilen CO₂ lazeri, diş sert dokuları üzerinde yıkıcı etkileri bulunan yakut lazerine göre daha yaygın bir kullanım alanı bulmuştur. 1985'te Stevart ve arkadaşları CO₂ lazerinin diş sert dokularına uygulanması sırasında aşırı ısı oluştuğunu belirttiler. CO₂ lazerinin yumuşak doku uygulamalarında daha etkili olduğunun gösterilmesiyle CO₂ lazerin yumuşak doku uygulamaları yaygınlaştı. Fisher ve arkadaşları 1983' te, Fisher ve Frame 1984' te, Frame ve ark. 1984' te, Frame 1985' te, Leiberman ve arkadaşları 1984' te, Cooper ve arkadaşları da 1988' de CO₂ lazeri minenin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanmışlar ancak başarılı sonuçlar elde edememişler.(68, 71)

Er:YAG (Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet) lazer 1988'de diş sert dokularında kullanılmaya başlanmış olup, 1990'lı yıllardan itibaren de Erbium lazerler yaygın olarak kullanılmaktadır. (72, 73)

Lazer Işıklarının Özellikleri:

Lazer teknolojisinde, atomların enerji absorbe etmeleri sonucu daha yüksek enerji düzeyine çıkma özelliğinden yararlanılmaktadır. Bu enerji transferinde oluşan fotonlar, aynı enerji düzeyine ve aynı frekansa ulaşır, aynı yönde hareket ederler. Tüm lazer sistemlerinin ışıklarının ortak özellikleri, dalga boyu fazlarının zaman ve yön açısından aynı olması (koherent), ışıkların tek renkli, aynı frekans ve enerjide olması (mono kromatik) ve ışıkların birbirine paralel (kollimar) olarak yol almalarıdır. (67)

1- Eş fazlı (Koherent): Lazer ışığında fotonlar eş hareketleri yaparlar, yani pik seviyeye çıkış ve inişleri (amplitüd) aynı zamanda olur. Bu özellik sadece lazer ışığına özgüdür. Belirli bir dalga boyundaki ışık dalgaları bu sayede uzayda aynı hız ve tempoda yürüyen bir asker grubu benzetmesiyle de ifade edilmektedir. Bu eş değerli hareketler sonucu hedef nokta üzerindeki etkiler daha kesin ve güçlü olmaktadır.

2- Paralel (Collimated): Aktif maddenin bulunduğu kavitenin iki tarafında bulunan aynalar arasında gidip gelen fotonların sadece aynı yönde hareket edenleri kontrollü olarak sistemden çıkararak enerji huzmesini oluşturmaktadır. Lazer ışığı ancak bu şekilde dağılmadan yol alarak oldukça küçük noktalara odaklanabilmekte ve gerektiğinde odak çapı ayarlanabilmektedir.

3- Tek Renkli (Monochromatic): Lazer ışığı tek bir dalga boyundaki ışık dalgalarından oluşmaktadır. Aynı aktif maddeye ait elektronlar aynı enerji düzeyinde uyarılar alarak üst seviyeye atlama yapmakta ve bunun sonucunda aynı enerji düzeyine sahip yani eş fotonlar oluşmaktadır. Böylece homojen ve etkileri bilinen sabit kalitede ışık hüzmeleri elde edilebilmektedir.

Lazer ışığının bu özellikleri, kontrol edilebilen ve etkisi uygulama öncesinde bilinen seviyelerde enerji (güç) üretilmesine olanak vermektedir. Enerji hangi formda olursa olsun iş yapabilme kabiliyetidir, ışık enerjisi veya elektromanyetik enerji. En çok kullanılan enerji birimi ise jul (J-joule) dür. Lazerlerin çalışma mekanizmaları da benzer şekilde, sıklıkla dokuların içeriğinde bulunan suyun buharlaştırılması esasına dayanmaktadır. Böylece yapılacak iş (kaldırılacak doku) miktarı için gereken enerjiyi mili jul cinsinden belirlemek mümkün olmaktadır.

Güç ise birim zamanda yapılan iştir ve watt (W) cinsinden ifade edilir. Bir saniyede üretilen bir jul enerji bir watt değerinde güç olarak tanımlanır. Dişhekimliğinde kullanılan lazerlerde de cihazın teknik özellikleri, işlem yapılacak olan dokulara gönderilecek ışığın sayısal değerleri ve uygulama süreleri bu parametreler kullanılarak belirlenmektedir. (66)

Lazer Işıklarının Oluşumu:

Lazer aktif maddesinin atomları, pompalama sisteminin verdiği enerji ile uyarılır yani elektronları bir üst seviyeye çıkar ve eski enerji seviyelerine dönerken foton yayarlar. Bu fotonlar rezonans odasının bir duvarını oluşturan %100 yansıtıcı aynadan yansıtılarak, rezonans odasındaki diğer atomları etkilerler ve yeni bir yayma (emisyon) meydana getirirler. Güçlenmiş olan ışık %90 yansıtıcı aynadan geçerek etki yerine ulaşabilir. Burada iki önemli faktör vardır. Birincisi sistemin hangi güçle ve ne kadar bir süreyle pompalandığı, ikincisi ise aktif maddeyi oluşturan atomlar ve bunların güçleridir. Bu faktörler meydana gelen ışıkların dalga boylarını ve enerjilerini etkilerler. (67)

Lazer cihazları tasarım olarak benzer özellikler göstermektedir. Cihazda kavite adı verilen ve içerisinde aktif bir madde bulunan bir oda mevcuttur. Lazere adını da veren bu aktif madde (Argon, CO₂, Nd:YAG, Er,Cr:YSGG vb.) gaz, sıvı veya katı fazda olabilmektedir. Kavitenin çevresinde aktif maddeyi uyararak foton akımı oluşmasını sağlayan bir düzenek bulunmaktadır. Lazer cihazlarında elektronların uyarılması amacıyla ışık ya da elektrik enerjisi kullanılabilir. Bu amaçla en çok Xenon Ark Lambalarından yararlanılmaktadır. Aktif maddenin uyarılmasıyla oluşan fotonlar (ışık akımı), bir tanesi tam yansıtıcı diğeri seçici yansıtıcı özelliğe sahip aynalar ile paralel hale getirilerek sistem dışına ışık enerjisi halinde gönderilir. (66)

Lazer Uygulama Parametreleri

Dalga boyu: Dalga boyu ışığın dokuya olan etkisinin belirlenmesinde en önemli parametredir. Elektromanyetik veya ışık dalgasının birbirine komşu pik noktaları arasındaki mesafedir. Kısacası dalga boyu, lazer ile doku arasındaki ilişkinin kalitesini veya reaksiyon tipini belirlerken, enerji miktarı ve doku özellikleri ise bu reaksiyonun miktarını veya derinliğini belirler. (74)

Dalga boyunun ne kadar olacağı kullanılan aktif maddeye bağlı olarak değişir. Dalga boyu, absorpsiyonun oluşup oluşmayacağını belirler. Örneğin; CO₂ lazerden çıkan 0.6 µm dalga boylu ışık birçok materyal tarafından iyi bir şekilde absorbe edilirken, Nd:YAG lazer ise suda, yumuşak ve pigmentli dokularda etkilidir. (69)

Lazer seçimi yapılırken en önemli nokta lazer uygulanacak dokunun hangi dalga boyunu en iyi absorbe ettiğidir. Bunu cihazın çıkış gücü ve darbe özellikleri takip eder.

400-700 nm.' lik görülen ışık dalga boylarında suyun bilindiği gibi şeffaf olduğu, buna karşılık 300 nm.' nin altındaki mor ötesi bölgede ve kızılötesi bölgede enerjiyi iyi absorbe ettiği görülmektedir. Bu durumda etkili bir ablasyon yapılmak istendiğinde suyun absorpsiyonunun yüksek olduğu bir dalga boyu seçilmelidir. Diş sert dokuları açısından değerlendirildiğinde 2940 nm dalga boyundaki Er:YAG ve 2740 nm dalga boyundaki Er,Cr:YSGG (Erbium,Kromium:Yitrium-Selenium-Galium-Garnet) lazerler geliştirilmiştir. (68, 75)

Pulsasyon süresi: Diş sert dokusunda termo mekanik etkilerden dolayı pulsasyon lazeri kullanılmaktadır. Plazma oluşumunun engellenmesi için nanosaniye düzeyinde çok kısa süreli pulsasyonlar diş sert dokuları için uygun değildir. Ayrıca bu süre kısaltıkça mikropatlamalara bağlı dalgalar halinde oluşan itme gücü (ultrason gibi) de şiddetlenir. Diş sert dokularını yüzeyden uzaklaştırmada ise bu mikroskobik mekanik parçalanma istenmeyen etkidir. Milisaniyeler düzeyindeki uzun pulsasyon sürelerinde ise mikro patlama etkisi kaybolduğundan termomekanik etki zayıflamaktadır. Bu süre içinde aynı anda ısı iletimi de kendini belli etmeye başlamaktadır. Isı yükselmesine bağlı su kaybı ve çatlakların oluşumu önemli problem olarak ortaya çıkmaktadır. (198, 232) Bu nedenlere bağlı olarak 100-350 ms. arasındaki bir pulsasyon süresi ve ayrıca sprey şeklinde soğutma kabul edilecek bir çözümdür. Böylece çok az termik yüklenme, hasar oluşmadan yeterli derecede mekanik etki elde edilebilir. (232) Aralıklı darbelerle elde edilen ablasyon, etraftaki dokuyu daha az ısıttığından, kömürleşmeyi engeller ve iyileşmeyi hızlandırır. (68,69,76)

Pulsasyon sıklığı: Sert dokudan mümkün olduğunca fazla madde uzaklaştırabilmek için lazer puls enerjisi ya da sıklığı artırılmalıdır. İlk ışıkta

olanaklar plazma oluşumu ile sınırlıdır, ikinci ışıpta ise çevre bölgede soğuma süresi kısılacağı için ısı artışı söz konusudur. Pulsasyon mikrosaniyelerde olduğu sürelerde frekans 2-10 Hz. arasında ise en uygun çalışma şartlarının olduğu görülmektedir. Prensip olarak, pulsasyon sıklığını yükseltmektense lazerin enerjisini yükseltmek daha iyi sonuçlar vermektedir. (74)

Güç: Lazer uygulamalarında Güç (Watt) aşağıdaki formül ile hesaplanabilmektedir. P (Güç-Watt) = Lazer enerjisi X Puls sayısı (puls frekansı)

Enerji, belli bir süre boyunca uygulanan güç olarak ifade edilebilir ve matematiksel olarak: Enerji (J) = Güç (watt) X Süre (s) şeklinde hesaplanabilir.

(1 Joule = 1 W X 1 sn.)

Güç yoğunluğu (power density): Birim alandaki (cm^2) foton konsantrasyonu (W) ya da birim alandaki lazer ışık kaynağının yüzey alanı güç olarak ifade edilmektedir.

Güç yoğunluğu (Power Density) : Güç (W)/Alan (cm^2).

Enerji yoğunluğu: (Enerji/alan) Birim alandaki enerji olarak hesaplanır.

Dalga formu: Dalga formu ise zamana bağlı olarak çıkan lazer gücünü ifade eder. Sürekli, parçalı ve pulsasyonlu olarak üç şekildedir. Sürekli dalga boyunda, lazer kesintisiz bir şekilde uygulanabilir. Parçalı formda ise lazer ışıklarının süresi ayarlanabilir. Pulsasyonlu formda ise lazerin çıktığı ve çıkmadığı anlar vardır. Örnek olarak fotoğraf makinelerinin flaşı verilebilir. (74)

2. 2. 2. 1. Lazerlerin Sınıflandırılması:

A- Kaynağındaki aktif maddelerine göre;

- 1- Katı maddeler içeren lazerler
- 2- Gazlar içeren lazerler
- 3- Uyarılmış asal gaz halojenitler içeren lazerler
- 4- Boya tanecikleri içeren lazerler
- 5- Yarı iletken çubuklar içeren lazerler

B- Lazer ışığı hareketlerine göre;

- 1- Devamlı ışık verenler
- 2- Nabızsal şekilde ışık verenler
- 3- Dalgalı akım olarak ışık verenler

C- Lazerler dalga boylarına göre;

- 1- Morötesi
- 2- Kızılötesi
- 3- Görünen ışık olarak sınıflandırılır. (76)

D- Kullanım alanlarına göre ise;

Tip I Lazerler- Argon (Rezin polimerizasyonu/Diş beyazlatma)

Tip II Lazerler- Argon (Rezin polimerizasyonu/Beyazlatma ve Yumuşak doku lazeri)

Tip III Lazerler- Nd:YAG, CO₂, Diode (Yumuşak doku lazeri)

Tip IV Lazerler- Er:YAG (Sert doku lazeri)

Tip V Lazerler- Er,Cr:YSGG (Sert doku/Yumuşak doku/Diş beyazlatma) (77)

2. 2. 2. 2. Dişhekimliğinde Lazerlerin Kullanımı

Teknolojik gelişmeler dişhekimliği alanında pek çok yeniliği de beraberinde getirmiştir. Bu gelişmelerden birisi de lazer uygulamalarının dişhekimliğine girmesi olmuştur. Günümüzde diş ve çevre dokularında lazer uygulamaları ümit verici olarak kabul edilmekte ve bu konudaki çalışmalar her geçen gün artmaktadır. (67)

Lazerler dişhekimliği dünyasına geç bir dönemde girmiş olsalarda, hızlı bir ilerlemeyle günümüzde birçok farklı dalgaboyları, uygulama ayarları, taşıyıcı sistemler ve uçlarla kullanıma sunulmaktadır. Dişhekimliği kliniklerinde yaklaşık yirmi yıldır aktif olarak kullanılan bu cihazlar bu süre içerisinde lazer teknolojilerinin ilerlemesiyle klinik uygulama alanlarını genişletmiştir. Son yıllarda kullanıma sunulan ve yumuşak dokularda olduğu gibi sert dokularda da uygulamalar yapılmasına olanak veren cihazlar lazerlere olan ilgiyi daha da artırmıştır. (66)

Dişhekimliğinde, lazerler hem yumuşak hem de sert dokuda kullanılmaktadır. Yumuşak doku cerrahisinde insizyon, hemostaz, kanamalı dokunun koagülasyonu, operasyon alanının sterilizasyonu kullanım alanlarıdır. Ayrıca baş ve boyun tümörlerinin çıkarılmasında, insizyonel ve eksizyonel biyopsilerin alınmasında başarı ile uygulanmaktadır.

Dalga boyu ışıklarının yumuşak dokuda çok iyi şekilde absorbe edilmelerini sağladığından yumuşak dokuda en fazla kullanılan lazer tipi CO₂ lazerdir. Nd:YAG lazer sistemi de günümüzde yumuşak doku uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sistem ile mükemmel şekilde koagülasyon sağlanır ve kullanımı

kolaydır. Argon lazer sistemi yumuşak dokuda fazla uygulama alanına sahip değildir. Er:YAG lazer sistemi ise sınırlı koagülasyon sağladığı için yumuşak doku cerrahisinde kullanılmamaktadır.

Yapılan klinik çalışmalar sonucunda, geleneksel yöntemlerle yapılan gingivoplasti işleminden sonra iyileşme dönemi için yaklaşık 4-5 hafta gerekirken, lazer ile yapılan işlem sonrasında 1 hafta gibi bir sürenin tamamen iyileşme için yeterli olduğu sonucuna varılmıştır. Bu durum lazer kullanıldığında daha steril cerrahi alan, daha iyi bir hemostaz ve minimal kanama sağlanmasına bağlanmaktadır. (67)

Yumuşak doku girişimleri:

- İnsizyon, eksizyon, abse drenajı
- Vestibuloplasti, alveol tashihi
- Frenetomi, frenektomi
- Fibroma eksizyonu
- İnsizyonel ve eksizyonel biyopsiler
- İmplantların ve sürmemiş dişlerin üzerinin açılması (operkülektomi)
- Aftöz ülser ve herpetik lezyon tedavisi
- Hemostaz ve koagülasyon
- Gingivektomi, gingivoplasti, papillektomi
- Kron boyu uzatma ve gingival şekillendirme
- Cep temizliği ve küretaj
- Gingival hipertrofilerin eksizyonu. (66)

Başlangıç dönemlerinde diş sert dokularındaki çalışmalarda ortaya çıkan çatlama veya teknik zararlar gibi yan etkilerin, Eximer ve Erbium lazerler ile minimuma indirildiği ve günlük pratik çalışmalarda kullanıldığı görülmektedir. Sert dokular yumuşak dokulara göre yüksek oranda inorganik materyal içerirler. Bu inorganik materyal ise 1000-2000°C gibi çok yüksek ısılarda ergime ve buharlaşma noktasına ulaşırlar. Diş sert dokularına sürekli dalga boyuna sahip lazerler uygulandığında, önce su buharlaşır, sonra organik matriks yanar ve karbonizasyon oluşur. Enerji gücü fazla ise geri kalan inorganik materyal de ergir ve sonunda buharlaşır. Minede organik kısım az olduğu için karbonizasyon gözlenmez. Sürekli

dalga boyuna sahip lazerlerin uzun süreli etkisi sonucu dişte tolere edilemeyen ısı artışı ve buna bağlı zararlar meydana gelir. Diş vitalitesini tehlikeye sokmamak için pulpaya doğru olan sıcaklık iletiminin kontrol altına alınması gerekir.

Diş sert dokularının pürüzlendirilmesi amacıyla hangi lazerin daha etkili olduğunu belirlemek için yapılan çalışmalarda, Nd:YAG lazerler de kullanılmış, lazer uygulanmış örneklerin bağ dayanımları asitlenmiş örneklerden belirgin derecede düşük çıkmıştır. Bu nedenle de Nd:YAG lazerlerin sert doku uygulamaları için uygun olmadığı bildirilmektedir. **(78, 79)**

Sert dokulara uygulanan lazerin etkileri, aktarılan enerji dozuna bağlıdır. Lazerlerin diş sert dokularındaki bir diğer kullanım alanı da lazerlerin asit ile pürüzlendirmeye alternatif olarak kullanılabilmesidir. Su ve hidroksilapatit tarafından çok iyi bir şekilde absorbe edilen Erbium lazerler adeziv uygulamalar öncesi mine ve dentinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılırlar. Lazer etching olarak tanımlanan bu uygulama ağrısızdır. Uygulama sırasında ağrı ya da vibrasyon oluşturmaması nedeni ile önerilmektedir. Yapılan çalışmalarda, mine ve dentinin lazer ile pürüzlendirilmesi sonucu yüzeyde kırıksız, düzgün yüzeylerin elde edildiği ve açık dentin tübüllerinin bulunduğu bildirilmiştir. Dentinin Er:YAG lazer ve fosforik asit ile pürüzlendirilmesi sonucu lazerin dentine olan makaslama bağ dayanımını (MPD) arttırdığı gösterilmiştir. Bu özellikler iyi bir adezyon için ideal sayılmaktadır. **(72, 80, 81, 82)**

Mine yüzeyinde pürüzlendirme amacı ile en fazla kullanılan lazer sistemleri CO₂ lazer, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ve Er,Cr:YSGG lazer sistemleridir. Bu lazer sistemlerinden CO₂ lazer, Nd:YAG lazer sistemleri ve uygulamaları hakkında çok fazla yapılmış çalışma ve yayınlanmış pek çok derleme bulunmaktadır. Er:YAG lazer uygulaması, bu iki sisteme göre mine üzerinde daha etkili ve daha az zararlıdır. Diğer iki lazer sisteminin mine yüzeyinde oluşturdukları çatlak ve rekristalizasyon, bu lazer sistemine maruz bırakılmış mine yüzeyinde görülmemektedir. **(68, 83)**

Diş sert dokularında kullanılabilecek lazer sistemleri, sert dokudan parça ayırma özelliği içerirken aynı zamanda ışıklanmamış bölgeye termik zarar vermeyen ve çatlaklar oluşturmayan özellikler içermelidirler. Bu sistemin kriterleri ise:

- *Dalga boyu
- *Pulsasyon süresi
- *Pulsasyon enerji yoğunluğu
- *Pulsasyon sıklığı
- * Uygulama süresi
- *Uygulama bölgesinde uygun soğutma sistemi

Sert Doku Girişimleri :

- Retantif kavite preparasyonları hazırlanabilir.
- Selektif doku uzaklaştırılabilir.
- Bonding için uygun mine ve dentin yüzeyi hazırlanabilir.
- Dentinde smear tabakası yoktur ve açık tübül ağzları gözlenir.
- Dentinde mikroretansiyon oluşturulması
- Aynı seansta çok sayıda bölgede çalışılabilir.
- Endodontide kanal dezenfeksiyonu, kanalın temizlenmesi, kanal genişletilmesi, apeksin lazer ile tıkanması ve apikal rezeksiyon amaçlı.
- Eski dolguların uzaklaştırılması.
- Kavite dezenfeksiyonu.
- Kemik dokusu uygulamaları.
- Tükürük taşı parçalanması.
- Çürük erken tanısı.
- Isı hassasiyetinin giderilmesi amacıyla da kullanılmaktadır. (68, 69, 75, 84, 85, 86, 87)

Lazer ışığı, sert dokularda morfolojik ve kimyasal değişimlere de neden olabilmektedir. Bu değişimin şiddeti; lazer enerjisinin tipine, yoğunluğuna ve dokunun absorpsiyon karakterine bağlıdır. Ayrıca, diş sert dokularının inorganik bileşenlerindeki değişim, mine ve dentin dokusunun eriyebilirliğini etkilemektedir. Sert doku uygulamaları sırasında oluşabilecek termal yan etkileri azaltmak ve sistemin kesme etkinliğini arttırmak amacıyla farklı lazer tipleri geliştirilmiştir. Bu sistemlerden biri de Er,Cr:YSGG lazerlerdir.

2. 2. 2. 3. Er,Cr:YSGG Lazer

Er,Cr:YSGG lazerleri 2.78 nm. dalga boyunda olup, mine ve dentini etkili bir şekilde uzaklaştıran YSGG lazer enerjisi ve hava-su soğutma sistemini bir arada içermektedir. Hava-su spreyi cihaza bitişiktir ve ışık demeti yayılırken safir uca doğru hava-su akışı olur. Bu dalga boyundaki lazer enerjisi su molekülleri tarafından maksimum derece emilir. Diş dokusunda bulunan su buharlaşır, su moleküllerinin kinetik enerjisi artar ve ilgili alanlarda mikropatlamalar meydana getirerek kavitasyon gerçekleşir. Ayrıca, bu lazer sistemi hidroksil gruplarını da hedef aldığından, suyun hidrokinetik etkisi ile kesme işlemi de yapılmaktadır. (88)

Er,Cr:YSGG lazer cihazında bulunan hava-su spreyi, pulpa ve periodontal dokular üzerinde zararlı termal etkiler oluşturmadan mine, dentin, sement ve kemikte kesim yapılmasına olanak sağlamaktadır. Hava-su spreyi ile birlikte Er,Cr:YSGG lazer uygulaması kavite preparasyonu sırasında çok az ısı artışına neden olur. İnsan dişlerinin kullanıldığı in vitro ve tavşan dişlerinin kullanıldığı in vivo çalışmalarda, Er,Cr:YSGG lazer sisteminin pulpaya zarar verecek ölçüde ısı artışına neden olmadığı belirlenmiştir. Er,Cr:YSGG lazer ile hazırlanmış diş yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelendiğinde smear tabakasının etkili bir şekilde uzaklaştırıldığı, yüzeydeki mikro düzensizliklere rağmen mine prizmaları ve dentinal tübül yapısının korunduğu gözlenmiştir. Bu lazerin dentin dokusunun ultrastrüktürel ve morfolojik yapısı üzerine etkisini inceleyen bir çalışmada, dentin dokusunda ısı nedeniyle minimal düzeyde hasar oluştuğu belirlenmiştir. (88)

2. 2. 2. 4. Lazerle Pürüzlendirme

Lazer uygulaması mine yüzeyi üzerinde temel olarak termal kökenli etkilere yol açmaktadır. Lazer uygulanan yüzeydeki hidroksiapatit matrisi içinde sıkışmış bulunan su sürekli buharlaşmakta ve bu esnada mikro patlamalar meydana gelmektedir. Kullanılan lazerin tipine ve yüzeye uygulanan enerji miktarına bağlı olarak mine yüzeyinde 10-20 mikron derinliğinde, asit uygulamasına benzer bir pürüzlenme ve düzensizlik meydana gelmektedir. Bu enerji seviyesi temelde lazerin dalga boyuna bağlıdır. (79)

Lazer ışıklarının mine yüzeyine uygulanması ile elde edilen pürüzlendirme, asit ile pürüzlendirmeye alternatif olarak denenmiştir. (81)

Macdonald ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, lazer enerjisinin standart asit pürüzlendirmesinden daha pürüzlü bir yüzey sağlayabileceğini açıklamışlardır. **(89)**

CO₂ lazerin mine üzerindeki etkisini görmeyi amaçlayan çalışmalarda kullanılan dalga boyu ve enerji yoğunluğuna bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünün değiştiği gözlemlenmiştir. Lazer ışığına maruz kalmış mine tabakasında erime meydana geldiği, ergimiş minede tetrakalsiyum difosfat monoksit oluştuğu ve oluşan bu tabakanın da çözünmeye daha dirençli olan apatit fazı tespit edilmiştir. Bu yapıda, karbonat/fosfat oranı azalmakta, daha stabil, asit karşısında daha az çözünen ve çürüğe daha dirençli mine tabakası oluşmaktadır. **(90)**

Lazer ışığına maruz kalan minenin aside dirençli hale gelmesi pek çok araştırmacı tarafından tartışılmıştır. Araştırmacılar, minenin geçirgenliğinin azaldığını, dolayısı ile aside karşı direncinin arttığını düşünmüşlerdir. **(91, 92)**

Buna karşın, Borggreven ve arkadaşları ise, CO₂ lazer ile ve Tagomori ve Morika, Nd:YAG lazer ile yaptıkları çalışmalarda, lazer enerjisine maruz kalan minenin geçirgenliğinin azalmadığını, hatta arttığını iddia etmişlerdir. **(93, 94)**

Tagomori ve Iwase isimli araştırmacılar 1995' de yaptıkları çalışmada ise, lazere maruz kalan mine yüzeyinde erime ve rekristalizasyon ile birlikte daha büyük kristal yapının oluştuğunu ve muhtemelen aside karşı dayanıklılıktan da bu iri partiküllerin sorumlu olduğunu bildirmişler. **(95)**

Mine yüzeyinde pürüzlendirme amacı ile en fazla kullanılan lazer sistemleri CO₂ lazer, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ve Er,Cr:YSGG lazer sistemleridir. **(68)**

Bu lazer sistemlerinden CO₂ lazer, Nd:YAG lazer sistemleri ve uygulamaları hakkında çok fazla yapılmış çalışma ve yayınlanmış pek çok derleme bulunmaktadır. CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin doku üzerindeki etkilerini inceleyen araştırmacılar, mine dokusunda erime ve çatlak oluşumuna neden olduklarını ve pulpada olumsuz termal değişiklikler meydana getirdiklerini bildirmişler. **(96)**

Corpas-Pastor ve arkadaşları, Nd:YAG lazer ve ortofosforik asit ile pürüzlendirme yöntemlerini karşılaştıran çalışmalarında bağlantının lazer uygulanan grupta asitle pürüzlendirmeye göre daha düşük olduğu sonucuna varmışlardır. Bunun sebebinin, asit ile pürüzlendirmede hidroksiapatitte çözünme meydana gelirken, Nd:YAG lazer ile pürüzlendirmede minede çatlak, krater ve yarıkların oluşumu olabileceğini savunmuşlar. **(97)**

Nd:YAG lazerler klinik uygulamaları bakımından pek pratik değildirler. Yüzeydeki etkilerini arttırmak amacı ile yüzeye siyah mürekkep uygulanmaktadır. Hem bu şekilde uygulanmaları, hem de yüzeyde oluşturdukları olumsuz etkilerden dolayı Nd:YAG lazerlerin klinikte uygulanmaları günümüzde tavsiye edilmemektedir. **(98)**

Arityaratnam ve arkadaşları tarafından yapılmış bir diğer çalışmada, mine pürüzlülüğü açısından asit ve lazer yöntemleri arasında fark bulunmazken, ortalama bağlantı direnci Nd:YAG lazer ile pürüzlendirilen grupta daha düşük bulunmuştur. **(78)**

Buna karşın, Walsh ve arkadaşları, CO₂ lazer ile yaptıkları çalışmada, farklı enerji seviyesine sahip lazer ışıklarını mine yüzeyine uygulamışlar ve farklı enerji yoğunluğuna sahip ışıkların yüzeydeki etkilerinin farklı olduğu sonucuna varmışlardır. **(92)**

Visuri isimli araştırmacının sonuçları da aynı yöndedir. Düşük enerji yoğunluğuna sahip lazer ışıkları yüzeyde istenilen etkiyi oluşturmamakta, yüksek enerji yoğunluğuna sahip ışıklar ise mine yüzeyinde camsı, zayıf bir tabaka oluşturmakta ve dolayısıyla yapılan bağlantı çalışmalarında istenilen sonuçlar alınamamaktadır. **(81)**

Er:YAG lazer sistemi daha önce bahsedilen CO₂ ve Nd:YAG sistemlerine göre mine üzerinde daha etkili ve daha az zararlıdır. Diğer iki lazer sisteminin mine yüzeyinde oluşturdukları çatlak ve rekristalizasyon, bu lazer sistemine maruz bırakılmış mine yüzeyinde görülmemektedir. **(83)**

Yapılan mikroskobik çalışmalarda, Er:YAG lazer ile oluşturulan pürüzlendirmede ortaya çıkan pürüzlü yapının çok düzgün olmadığı ortaya çıkarılmıştır. Bunun sebebi ise Er:YAG lazerin mine yüzeyine uygulandığında hidroksi apatit matris içindeki suda ani bir kaynama meydana gelmesi ve mikro patlamalar oluşmasıdır. Er:YAG lazer, partikülleri mikro patlamalar ile kaldırmakta ve buharlaştırmakta, böylece pürüzlendirme işlemi sağlamaktadır. **(72)**

CO₂ ve Er:YAG lazerin mine üzerindeki etkisi karşılaştırılmış, Er:YAG lazerin CO₂ lazere oranla mine yüzeyinde daha az hasar meydana getirdiği, çatlak oluşturmadığı ve pulpa dokusuna daha az hasar verdiği ortaya çıkarılmıştır. **(83, 99)**

Nispeten daha yeni bir sistem olan Er,Cr:YSGG lazer sistemi, su taneciklerini atomize hale getirerek, doku yüzeyinde enerjize olmuş, atomize su zerrecikleri oluşturmakta ve bu zerrecikler mine, dentin yada çürük yüzeyinde kesici partikül görevi yapmaktadır. Bu nedenle sisteme hidrokinetik sistem adı da verilmektedir. **(96, 100)**

Er,Cr:YSGG lazer sistemi 1995' de ilk kez uygulanmaya başlanmış ve daha sonra yapılan çalışmalar, bu lazer sisteminin sert doku yüzeyinde çatlak oluşturmadan ve mine yüzeyinin yapısına zarar vermeden pürüzlendirme sağladığını göstermiştir. **(100)**

Lin ve arkadaşları, hidrokinetik lazer sisteminin sert doku üzerindeki etkilerini incelenmiş ve bu sistemin sert doku yüzeylerinde etkili olduğunu, yüzeyde herhangi bir artık tabaka veya smear tabakası bırakmadığını görmüşlerdir. Ayrıca yaptıkları bu çalışmada, lazer ile kesilmiş ve asit ile pürüzlendirilmiş grup ile frez ile kesilmiş ve asit ile pürüzlendirilmiş grupları karşılaştırmışlar ve gruplar arasında kompozitin yüzeye bağlantısında fark bulamamışlardır. **(101)**

Üşümez ve arkadaşları, Er,Cr:YSGG lazer sistemini kullanarak yaptıkları çalışmada, farklı yoğunluktaki lazer ışıkları ile elde edilen mine pürüzlendirilmesinin ortodontik braketlerin bağlanma kuvvetine etkisini incelemişlerdir. Kontrol grubunda etching ajanı olarak %37' lik ortofosforik asidin kullanıldığı bu çalışmada, lazer ve fosforik asit grupları arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte lazer grubunun yüksek standart sapmaya sahip olması, bu sistemle elde edilecek pürüzlendirmenin güvenilirliğini tehlikeye atmış ve çeşitli avantajlarına rağmen klinik kullanımı şimdilik tavsiye edilmemiştir. Aynı çalışmada, iki farklı sistemle muamele edilen mine yüzeyleri, pürüzlendirme sonrası ve debonding takiben SEM' de incelenmiştir. SEM görüntüleri pürüzlendirme aşamasında farklı etching modelleri oluştuğunu ve debonding sonrasında lazer ile pürüzlendirilen yüzeyin daha pürüzlü kaldığını göstermiştir. **(102)**

Üşümez ve Aykent isimli araştırmacılar yaptıkları çalışmada, aynı lazer sistemi ve fosforik asit ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarını karşılaştırmışlar. Sonuçta, iki sistem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış ancak klinik kullanımını önermişler. **(103)**

Görüldüğü gibi lazerlerle mine pürüzlendirilmesi konusunda henüz bir fikir birliği yoktur. Literatür taramasında, birbirinden farklı sonuçlara rastlanmaktadır. Bunun sebebi kullanılan lazer cihazının tipi ve uygulanan enerjinin farklı olması ve/veya istatistiksel sonuçların farklı yorumlanması olabilir. (67)

Zakariasen ve arkadaşları, lazer ile pürüzlendirme yapmanın avantajlarını şu şekilde özetlemişlerdir:

- Asit jel ile elde edilen geniş alan pürüzlülüğü önlenir.
- Eğer mine ile sınırlı kalınmak isteniyorsa bu kolaydır.
- Nispeten daha hızlı bonding sağlanır. (104)

Lazer ile diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi, asit ile pürüzlendirme için gereken süreden daha kısadır. Asit ile pürüzlendirme yapılırken, optimum asit ile pürüzlendirme için gereken 15 sn.'lik süreyi, 15-30 sn. yıkama ve pürüzlendirilen yüzeyin 5-10 sn. kurutulması izler. Yani toplam harcanan süre 30-45 sn.'dir. Eğer lazer ile pürüzlendirme ve kurutma yapılıyorsa toplam süre ancak 20-25 sn. olacaktır. Kazanılan bu süre şayet kompozitin polimerizasyonu için de lazer ünitesi kullanılırsa daha da artacaktır. Ayrıca, su soğutma sistemine sahip lazer sistemleri ile pürüzlendirme işlemi pulpa üzerinde herhangi istenmeyen etki oluşturmamaktadır. (92, 105, 106)

2. 3. Porselen Laminate Veneerlerin Simantasyonu

Simantasyon işlemine başlamadan önce, hazırlanan laminate veneerin diş adaptasyonuna, komşu dişlerle veya diğer laminate veneerlerle ilişkisine, renginin uygunluğuna ve porselen yüzeyinin iyi şekilde glazürlenmiş olup olmadığına dikkat edilmelidir. (5, 9, 12, 107, 108)

Simantasyon için laminate veneerin iç yüzeyine yapılması gereken işlemler:

* İyice kurutulmuş olan iç yüzeye ortalama 2 dakika süre ile %10' luk hidroflorik asit uygulanır. Bu amaçla; sülfürik asit, nitrik asit, hidroklorik asit, sodyum florit veya fosforik asit içeren asit karışımları da kullanılabilir.

*Yüzey yıkanarak hidroflorik asitten arındırılır. Tercihen asidi nötralize eden bir ajan kullanıldıktan sonra yüzey tekrar yıkanır ve kurutulur. Tüm yüzeyin tam anlamıyla pürüzlendirilmiş olması gerekir.

*Porselen ile rezin arasındaki bağlantıyı güçlendirmek için yüzeye muhtelif şekilde silan uygulanır.

*Porselen yüzeyine bonding ajan uygulanır. Kontaminasyonun önlenmesi için bu işlemler tamamlandıktan sonra laminate veneerler işlem görmemiş yüzeylerinden tutularak taşınmalıdır. **(5, 9, 10, 47, 107)**

Simantasyon için prepare edilmiş diş yüzeyine yapılması gereken işlemler:

* Kurutulan mine yüzeyi %30-37' lik fosforik asit ile 15-20 saniye kadar pürüzlendirilir. Genel olarak tebeşirimsi opak görünüm oluşması asit ile pürüzlendirme işleminin yeterli olduğunu belirler.

* Asit diş yüzeyinden 20-30 saniye süre ile yıkanarak uzaklaştırılır ve yüzeyi ılık hava ile kurutulur.

* Dentinin açıkta olduğu alanlara dentin primer uygulandıktan sonra tüm yüzeye mine-dentin bonding ajan ince bir tabaka halinde sürülür ve ışıkla polimerize edilir. **(5, 9, 48, 109)**

Bütün bu işlemler tamamlandıktan sonra, kompozit rezin yapıştırıcı, laminate veneerin iç yüzeyine konularak tüm yüzeye yayılır. Bu işlem sırasında hava kabarcığı oluşmamasına özen gösterilmelidir. Kullanılan kompozit rezinler ya ışıkla polimerize olmalı ya da koyu renkli veya kalın restorasyonların yapıldığı durumlarda dual sertleşen rezinler tercih edilmelidir. Ayrıca ünit reflektörünün kapalı olmasına dikkat edilmelidir. Aksi takdirde polimerizasyon işlemi erken başlatılmış olabilir. **(5, 9, 108)**

Laminate veneerlerin simantasyonu için hibrit rezinler tercih edilir. Bunun nedeni rezinlerin yüksek basma ve gerilme direncinin olması, viskozitesinin ve polimerizasyon büzülmesinin düşük olmasıdır. **(9)**

Daha sonra laminate veneer yavaşça diş yüzeyine yerleştirilir ve fazla rezin siman kaçışına izin verilir. Taşan artık rezinler laminate veneer yerinden oynatılmadan kabaca temizlenir. Bu işlemi takiben taşan artık rezinler, laminate veneer sıkıca tutularak bir kretuvar veya sond yardımıyla iyice uzaklaştırılır. **(5,9,110)**

Daha sonra polimerizasyon işleminin tamamlanması için her yönden en az bir dakika kadar tekrar ışıklandırılmalıdır. **(5, 9, 110)**

2. 4. Kompozit Resin Simanlar

Resin simanlar doldurucu Bis-GMA resin ve diğer metakrilatların türevleridir. Resin simanlar doldurucu tiplerine göre mikro doldurucu ve hibrit doldurucu sistemler olarak ayrılırlar. Yapı olarak üç ayrı fazdan oluşurlar:

1. Organik Polimer Faz,
2. İnorganik Faz,
3. Ara Faz. (111)

Kompozit rezin yapıştırma simanları polimerizasyon şekillerine göre üç grupta toplanır:

- Kimyasal olarak polimerize olan (Chemical-cured),
- Işık ile polimerize olan (Light-cured),
- Hem kimyasal hem ve ışık ile polimerize olan (Dual-cured). (111)

2. 4. 1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar:

Bu tür rezinler çift pat sisteminde ya da toz-likit şeklinde üretilmiştir. Toz-likit sisteminde, toz iyi dövülmüş borosilikat veya silika cam ile polimer toz ve organik peroksit başlatıcıdan oluşur. Likit ise amin hızlandırıcı içeren BiS-GMA ve/veya diğer dimetakrilat monomerlerden oluşur. Polimerizasyon iki komponentin karıştırılması ile kimyasal yolla başlamaktadır. (111)

Kimyasal olarak polimerize olan bu simanlar,

- Metal destekli sabit protezlerin,
- Adeziv köprülerin,
- Postların,
- Işık penetrasyonuna izin vermeyen yapıya sahip seramik kronların,
- Diş-siman ara yüzüne yeterli ışık transferini engelleyen koyu renkli kronların yapıştırılması için uygundur. (111)

Avantajları:

- Çok çeşitli yüzeylere yapışabilme yetenekleri vardır.
- Yüksek dayanıklılığa sahiptirler.
- Ağız ortamında düşük çözünürlük gösterirler.
- Farklı renk ve opasite seçeneklerine sahiptirler.
- Optimal retansiyon ve direnç formunun sağlanamadığı vakalarda başarıyla kullanılabilirler.
- Bazı rezin simanların "Yiterbiyum Trifloride" içeriklerine bağlı olarak flor salma özelliği vardır.
- Seramiklerin altında kullanıldıklarında seramiğin kırılma direncini arttırırlar.

- Rezin simanların adeziv özellikleri daha konservatif preparasyon şekillerine müsade eder. (111)

Dezavantajları:

- Çok dikkatli ve hassas bir çalışma gerektirirler. İyi bir bağlantı dayanıklılığı elde etmek ve mikrosızıntıyı önlemek için diş yüzeyinin kontaminasyonuna engel olmak gerekir.

- Geleneksel simanlara göre film kalınlığı fazladır.

- Simantasyon sırasında taşan simanın temizlenmesi zordur.

- Mikrosızıntı ve pulpa hassasiyeti yapma olasılıkları vardır.

- Polimerizasyonları oksijen ile inhibe olmaktadır. (111)

2. 4. 2. Işık İle Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar:

Bu tür rezinler firmalar tarafından tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Tek pat halindeki bu simanlarda ışık emici olarak kamforkinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunur. Bunlar tüp içinde birlikte olmalarına rağmen ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonu başlamaz. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık ortalama 420- 450 nm. dalga boyundadır. (111)

Işık ile polimerize olan simanlar;

• Görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1.5-2 mm.' den az olan ve translusent yapıdaki seramik veya kompozit laminate veneerlerin yapıştırılmasında kullanılır. (111)

Bu simanlar kimyasal ve dual olarak sertleşen bazı simanlar gibi zamanla renk değişimi göstermezler. Çalışma süreleri kronun yerleştirilmesi ve taşan simanın temizlenmesi için uygundur. Farklı opasite ve renk seçeneklerine sahip olmaları estetik başarıyı arttırmıştır. Işık ile polimerize olan simanların çoğu dual sertleşen katalist ilavesiyle dual olarak polimerize olurlar. (111)

2. 4. 3. Hem Kimyasal Hemde Işık İle Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar:

Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olan bu sistemler iki pat (ana madde-katalizör) veya (toz-likit) şeklinde bulunurlar. Dual sertleşen simanın ana madde kısmında kamforkinon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri vardır. Dual sertleşen simanların yapılarında hem bir polimerizasyon başlatıcı (kamforkinon) hem de kimyasal

aktivatör komponentleri (peroksitamin) bulunur. Çevre dokuların veya alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak (bukalemun etkisi), restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde genellikle translüsent yapıdadırlar. Bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translüsent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm.' den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır.(111)

Dual rezin simanların kimyasal aktivasyonlarının etkinliği yetersiz olduğundan, uygun ışık aktivasyonu materyalin tamamen polimerize olması için çok önemlidir. (111)

Dual olarak polimerize olan simanlar:

- Seramik inley ve onley restorasyonların,
- Tam seramik kronların yapıştırılmasında kullanılmaktadır.

Bu simanlar ana madde ve katalizor karıştırılmasıyla kimyasal olarak, ışık uygulandığında ise ışık ile polimerize olmaktadır. (111)

Yapılan araştırmalar, dual sertleşen simanlarda ışığın ulaşamadığı bölgelerin, hiçbir zaman kimyasal sertleşen simanlardaki kadar tam sertliğe ulaşamadığını göstermiştir. Bu yüzden tüm siman tabakası boyunca sertleşmenin tamamen sağlanabilmesi için kimyasal olarak polimerize olan simanların kullanılması önerilmiştir. (111)

Işıkla ve dual olarak polimerize olan sistemlerde ışık restorasyonun her yüzeyinden yaklaşık olarak 60 sn. verilmelidir. Maksimum sertliğe genellikle polimerizasyondan 10 dk. sonra ulaşılır, 24 saat içinde küçük değişiklikler izlenir.(111)

Mevcut kompozit rezin simanlar oksijen varlığında polimerize olamazlar, bu durum özellikle restorasyon kenarlarında çok önemlidir. Yapışkan, sertleşmemiş bir tabaka olarak göze çarpar. Eğer siman sertleşmeden önce temizlenirse restorasyon ile diş arasında marjinal bölgede açıklık kalmasına, postoperatif hassasiyete ve devamında da çürük oluşmasına neden olabilir. Bununla beraber simanın tamamen donmasına izin verilirse frez yardımı olmadan temizlenmesi hemen hemen imkansızdır. Bu yüzden restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar (Ör: Oxyguard) marjinal bölgeye derhal yerleştirilmelidir. (111)

2. 5. Shear (Makaslama) Testi

Yapıştırma sistemlerinde kesme kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, genellikle tabanı bir silindir içine gömülmüş örneğe bir uç yardımı ile kuvvet uygulanır ve örneğin koptuğu yük tespit edilir. Kuvvetin uygulandığı uçlar çeşitlidir. Bu uçlar dikdörtgen tabanlı veya bıçak sırtı şeklinde sonlanıma sahip olabilir. Kesme kuvveti uygulanacağı zaman bıçak sırtı şeklinde sonlanan uçlar tercih edilmelidir, çünkü dikdörtgen tabanlı uçlar desteksiz kuvvet uygularken, bıçak sırtı şeklinde sonlanan uçlar örneği yüzeyden ayırıcı kuvvet uygular.

Kesme kuvveti uygulandığında sonuç değerleri etkileyen diğer bir parametre ise yükün uygulanma hızıdır. Kırılgan materyallere yük uygulama hızı, elastik materyallere yük uygulama hızından düşük olmalıdır. Bağlantı testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0.5 mm/dak. 'dır.

Bağlantı dayanımı ise uygulanan kuvvetin birim alana bölünmesi ile pound/inch² , kg/cm² , MN/m² veya N/mm² (Megapaskal, MPa) olarak ifade edilebilir. (112)

2. 6. SEM

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), katı cisimlerin mikro yapılarını değerlendirmek amacıyla kullanılan bir mikroskopik inceleme yöntemidir. SEM elektron-optik denem bir sistemle çalışır ve yüzeyleri tararken elektron kaynağı kullanır.

Elektron mikroskoplarla; yüzbinlerle ifade edilen büyütmelemlere ulaşmak mümkündür. Bu tip mikroskoplarda görüntü elde etmek için elektronlar kullanılır. Elektronlar negatif elektrik yüklü kısa dalga boylu partiküllerdir. Elektronlar havadaki gaz molekülleri tarafından tutuldukları için, ancak birkaç mikron hareket edebilirler. Bu yüzden vakumlu bir tüp içinde elektronların hareket etmesi sağlanır. Elektron Mikroskobunun çalışma prensibi bu vakumlu tüp içinde elektronların yön değiştirmesi esasına dayanır. İki tip Elektron Mikroskobu vardır:

TEM: Kesit özelliklerini ortaya koyar. Dolayısıyla iki boyutlu görüntü verir.

SEM: Yüzey özelliklerini ortaya çıkarır. Dolayısıyla üç boyutlu görüntü verir.(113)

SEM' de İncelenebilecek Örnekler:

SEM' de sıvı olmayan ve sıvı özellik taşımayan her türlü, iletken olan ve olmayan örnek incelenebilir. Her çeşit metaller, tekstiller, fiberler, plastikler polimerler, parçacıklar (kum, çakıl, polen gibi) vs. incelenebilir. İletken olmayan örnekler çok ince (yaklaşık 3 Å/saniye) iletken malzemeyle kaplanarak incelenebilir hale getirilir. Biyolojik örnekler sıvı ihtiva edebilir, bu tür malzemeleri inceleyebilmek için critical point drier sayesinde örneğin yapısı ve şekli bozulmadan kurutularak mikroskopta incelemeye elverişli hale getirilir.

Hazırlık basamaklarından geçtikten sonra örnek elektron mikroskobunda incelenmeye hazır hale gelir. Örneğin, yapısına göre değişmekte olan vakum süresi beklenir; bu süre ortalama 30 dk.' dır. Vakum süresi tamamlandıktan sonra örneğin yüzey şeklinin resmi alınabilir. Örneğin elementel analizini yapmak 3 dk. sürer. Belirtmiş olduğumuz gibi bir örneğin incelenmesi yaklaşık bir saat sürmektedir. Ama bu süre tamamen örneğin yapısına bağlıdır. **(114)**

Örnek Hazırlanması:

1- Minitom (kesme) cihazla büyüklüğü uygun olmayan örnekler alüminyum ve elmas uçlu bıçakla büyüklüğü uygun hale getirilir.

2- Kalıplama cihazıyla (Örnek tutucu), parlatma işleminde veya mikroskoba monte etme işleminde zorluk çekilecek küçük örnekler kalıplanarak, hem otomatik parlatma diskine sığacak hale getirilir hem de daha kolay monte işlemi sağlanır. Örneğin bu aşamada ki işlemleri 15 dk. sürer.

3- Parlatma cihazı ile analizi yapılacak örneklerin yüzeyleri 1 mm. seviyesinde parlatılabilir ve daha pürüzsüz bir yüzey elde edilebilir. Örneğin bu aşamadaki işlemleri özelliğine göre değişmekte olup parlatılması 15 dk. sürer.

4- Püskürtme (Sputtering) cihazı ile iletken olmayan örnekler iletken bir tabaka (C, Au-Pd) ile kaplanır. Örnek bu aşamada vakum altına alınır ve vakum altına alındığı için, örneğin özelliğine göre kaplama işlemi ortalama 10 dk. sürer.

5- Critical point drier cihazı ile biyolojik örnekler, şeklini ve yapısını bozmadan kurutularak, SEM' de incelenecek hale getirilir. **(114)**

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3. 1. Gereç

Araştırmamızda, asit, Er,Cr:YSGG lazer sistemi ve kombine sistem ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine uygulanan porselen laminate veneerlerin makaslama dayanımlarının SEM ile incelenmesi amacıyla aşağıdaki gereçlerden yararlanılmıştır. Bunlar:

1. Dişler: Çalışmamızda, kullanılan 60 adet maxiller santral diş; Dicle Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi A.D.'nda ve Diyarbakır Ağız Diş Sağlığı Merkezi' nde, periodontal nedenlerle çekimi yapılan, herhangi bir mine defekti ve çatlağı olmayan, çürüksüz maxiller santral dişler arasından seçilerek toplanmıştır.
2. Akrilik Toz ve Likit (Orthocryl EQ, Dentaaurum, 75228 Ispringen-Germany),
3. Porselen Laminate Preparasyon Kiti (M& A-Diatek),
4. Silindir Bloklar (IPS Empress II, Yıldırım Dental, Diyarbakır-Turkey),
5. Orthofosforik Asit (Adper Scotchbond, 3M ESPE, D-82229 Seefeld-Germany),
6. Dual Sertleşen Rezin Siman (Panavia F 2.0, Kuraray, 1621 Sakazu, Kurashiki, Okayama 710-0801, Japan),
7. Primer ve Adhesive (Adper Scotchbond, 3M ESPE, D-82229 Seefeld-Germany),
8. Silan Bağlayıcı Ajan (Monobond-S, Ivoclar Vivadent, FL-9494 Schaan/Liechtenstein),
9. LED Cihazı (Ultra-Lite 1000 E, 18-3 Lane 231 Chungli, Taiwan),
10. Er,Cr:YSGG Lazer Cihazı (Waterlase MD, Biolase)
11. Makaslama Test Cihazı (Testometric, Rochdale, England)
12. Scanning Electron Microscopy (Leo 440 Computer Controlled Digital Scanning Electron Microscopy, Erciyes Üniversitesi, Turkey)

3. 2. Yöntem

Bu çalışma, D.Ü. Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür. Çalışmamızda, 60 adet maxiller santral diş kullanılmıştır. Kullanılan dişler; D.Ü. Dişhekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi kliniğinde ve Diyarbakır Ağız Diş Sağlığı Merkezi' nde, periodontal nedenlerle çekimi yapılan, herhangi bir mine defekti ve çatlağı olmayan, çürüksüz maxiller santral dişler arasından seçilerek toplanmıştır. Bu merkezlerde, uygun

endikasyon sonrası çekilen dişler, uygulamalar yapılana kadar, tarafımızdan daha önceden hazırlanmış olan ve içinde %0,9 serum fizyolojik solüsyonları bulunan kutular içinde, oda sıcaklığında bekletilmiştir.

60 adet maxiller santral dişlere uygulanmak üzere, kliniğimizin antlaşmalı olduğu bir dental porselen laboratuvarında, isteğimiz doğrultusunda, 2 mm. yüksekliğinde, 5 mm. yarıçapında 60 adet IPS Empress II silindirik blok hazırlanmıştır.

3. 2. 1. Dişlerin Akrilik Bloklara Gömülmesi ve Yüzeylerinin Preparasyonu:

Çalışmamızda, kullanılan 60 adet maxiller santral dişin boyutlarının ve formlarının birbirine yakın olmasına özen gösterilmiştir. Çekim sonrası elde edilen dişler, kök ve kron yüzeylerindeki debris ve eklentilerden arındırıldıktan sonra, tüm çalışma süresince %0.9 serum fizyolojik içinde muhafaza edilmişlerdir.

Toplanan 60 adet diş, kronlarının labial yüzeyleri, tamamen açıkta kalacak şekilde horizontal olarak, 2.5 X 2.5 X 2 cm. boyutlarındaki standart akrilik blok oluşturmamızı sağlayacak olan, plastik kalıp içerisine dökülen, otopolimerizan akrilik içine gömülmüştür. Polimerizasyonun tamamlanmasını takiben kalıplar kenarlarından, akrilik bloklara zarar vermeyecek şekilde kesilerek standart akrilik bloklar elde edilmiştir. Elde edilen akrilik bloklara gömülmüş olan dişlerin mine yüzeylerine 15 saniye süresince polisaj lastiği ve pomza ile politür yapılmıştır. Daha sonra diş yüzeyleri ve akrilik bloklar hava su spreyi ile yıkanmıştır.

Elde edilen örnekler, her grupta 15 adet örnek bulunacak şekilde aşağıdaki 4 gruba ayrılmıştır;

- 1. Grup:** Sadece asit uygulanacak dişler,
- 2. Grup:** Önce lazer, sonra asit uygulanacak olan dişler,
- 3. Grup:** Önce asit, sonra lazer uygulanacak olan dişler,
- 4. Grup:** Sadece lazer uygulanacak olan dişler.

Bir sonraki aşamaya geçene kadar dişler tekrar serum fizyolojik içinde bekletilmeye devam edilmiştir.



Resim 1: Akrilik bloklara gömülmüş ve herhangi bir işlem uygulanmamış olan 60 adet diş.



Resim 2: Akrilik bloğa gömülmüş ve işlem uygulanmamış olan bir örnek.

Yüzeylerin preparasyon işlemi için; Bien Air marka aerotor başlığı ve M&A-Diatek marka porselen laminate preparasyon frezleri kullanılarak rehber oluklar açıldı, yapılan preparasyon ile mine yüzeylerinde 0.5 mm.'den fazla kesim yapılmamasına özen gösterildi ve tamamen mine sınırlarında kalınması sağlandı. Yüzeylerde IPS Empress II blokların yapıştırılabileceği, tamamen paralel yüzeyler

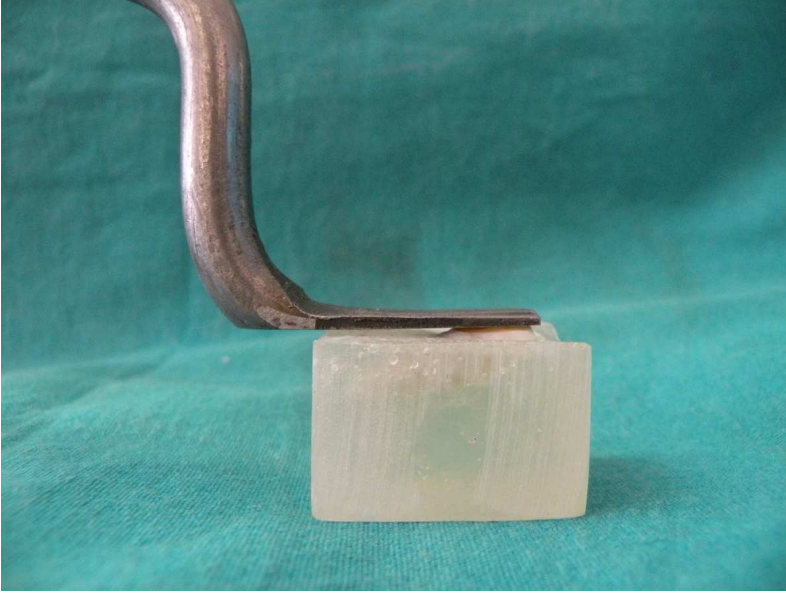
elde edilebilmesine dikkat edildi ve bunun için paralellik ölçen bir mekanik alet kullanıldı.



Resim 3: Mine yüzeylerinin preparasyonunda kullanılan frezler.



Resim 4: Prepare edilen yüzeylerin yere paralelliğini ölçmekte kullandığımız paralellik ölçer (Tarafımızdan Diyarbakır Sanayi Sitesinde Yaptırılmıştır).



Resim 5: Prepare edilen diş yüzeyinin yere paralelliğinin ölçülmesi.



Resim 6: Prepare edilmiş olan bir diş yüzeyi.

3. 2. 2. Diş Yüzeylerinin Simantasyon İçin Pürüzlendirilmesi:

3. 2. 2. 1. Asit ile Pürüzlendirme:

Yüzey preparasyon işlemleri tamamlanmış olan 1. Grup (sadece asit uygulanacak olan dişler) ve 3. Grup (önce asit, sonra lazer uygulanacak olan dişler) diş yüzeylerine, üretici firmanın önerilerine uyularak, 20 sn. süresince microbrush fırçalar yardımıyla %37' lik Ortofosforik asit uygulandı. Uygulamanın ardından

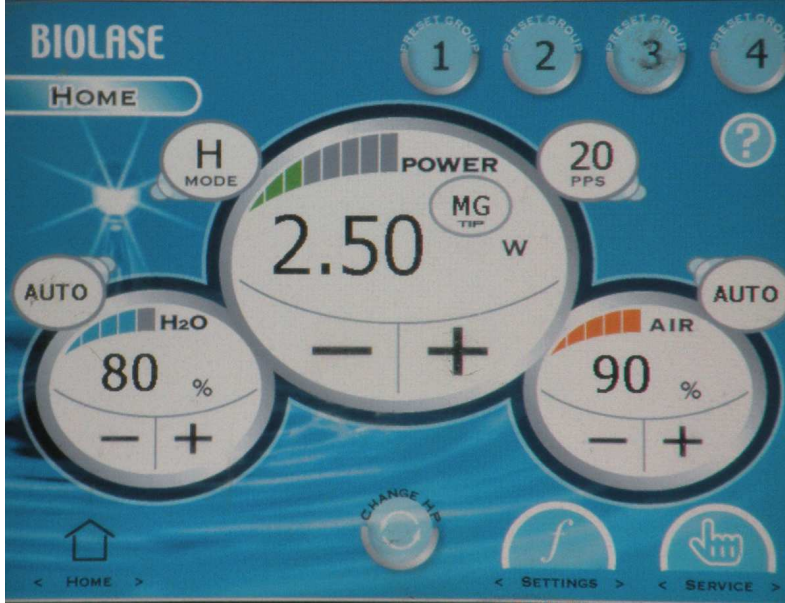
bütün yüzeyler 20 sn. süresince hava-su spreyi kullanılarak basınçlı su altında yıkandı. Daha sonrada her bir yüzey 20 sn. sadece hava spreyi kullanılarak kurutuldu.

3. 2. 2. 2. Lazer ile Pürüzlendirme:

Yüzey preparasyon işlemleri tamamlanmış olan 2. Grup (önce lazer, sonra asit uygulanacak olan dişler) ve 4. Grup (sadece lazer uygulanacak olan dişler) diş yüzeylerine, lazerle pürüzlendirme amacıyla (Waterlase MD, Biolase) Er,Cr:YSGG lazer uygulandı. Uygulama esnasında cihazın gücü 2.5 W' a ayarlandı. Cihazın ucu örneklerle 1 mm. uzaklıkta olacak şekilde tutuldu ve 20 sn. boyunca tüm yüzeye ışık tatbik edildi. Cihazın dalga boyu 2780 nanometre, pulsasyon sıklığı 20 Hz., fokal spot büyüklüğü 600 nm., pulsasyon süresi 140 mikrosaniye, pulsasyon enerjisi ise 0-300 mJ' dü. Uygulama % 80 su, % 90 hava oranlarında yapıldı.



Resim 7: Uygulamalar sırasında kullandığımız lazer cihazı olan; Waterlase MD, Biolase Er,Cr:YSGG lazer cihazı.



Resim 8: Lazer kullanımı esnasında uygulanan parametreleri gösteren ekran.

3. 2. 3. IPS Empress II Örneklerin Preparasyonu:

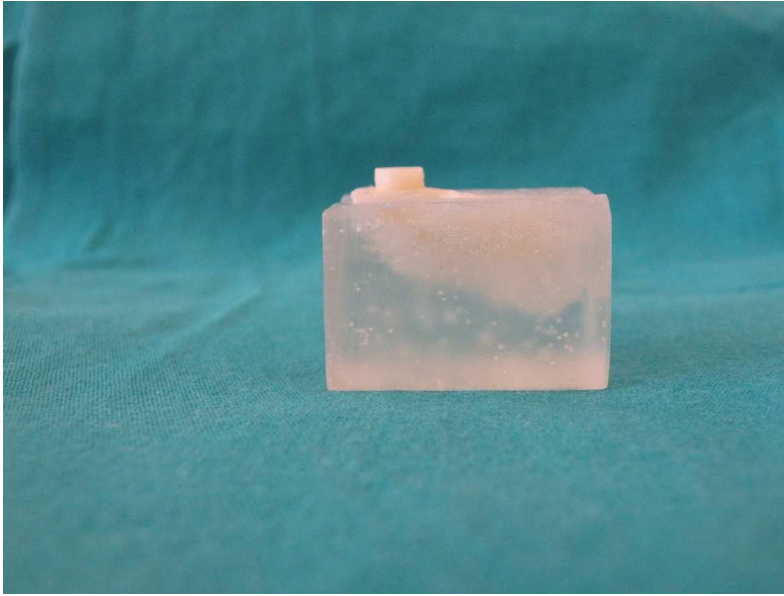
Daha önce bir dental laboratuarda hazırlamış olduğumuz, 60 adet IPS Empress II blokların, simante edilecek yüzeylerine 20 sn. süresince %37' lik Ortofosforik asit uygulandı. Uygulamanın ardından bütün yüzeyler 20 sn. süresince hava-su spreyi kullanılarak basınçlı su altında yıkandı. Daha sonra her bir yüzey 20 sn. sadece hava spreyi kullanılarak kurutuldu ve simantasyon için hazır hale getirildi.

3. 2. 4. Yüzeylere IPS Empress II Örneklerin Simantasyonu:

IPS Empress II örneklerin yüzeylere simantasyonu için dual-cure sertleşme yapısına sahip (Panavia F 2.0, Kuraray) dual sertleşen rezin siman kullanıldı. İşlem esnasında Bağlayıcı Ajan olarak (Adber Scotchbond, 3M ESPE), Silan Bağlayıcı Ajan olarak (Monobond-S, Ivoclar Vivadent) kullanıldı.



Resim 9: Çalışmamızda kullandığımız IPS Empress II silindirik bloklardan bir örnek.

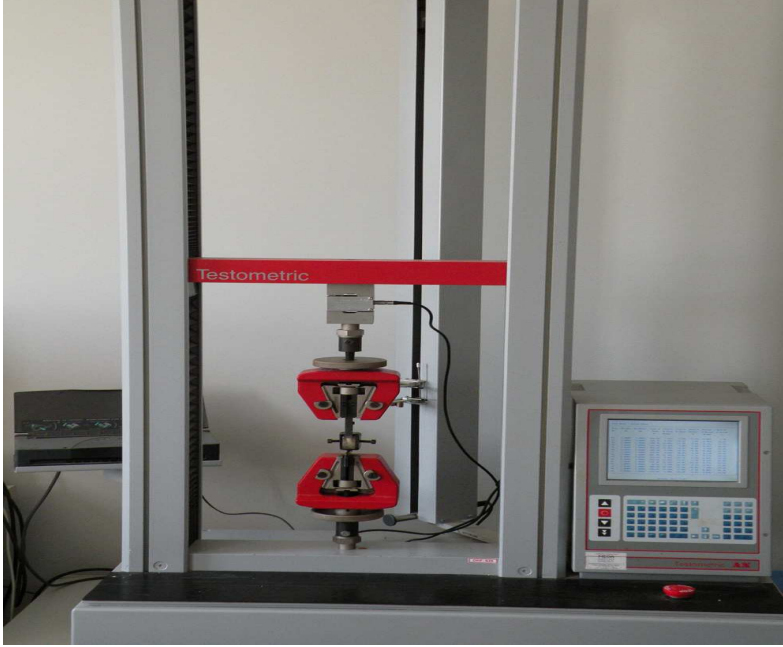


Resim 10: Prepare edilmiş diş yüzeyine simante edilmiş olan IPS Empress II blok.

3. 2. 5. Shear Testi Uygulaması:

Shear testi, Çukurova Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan araştırma laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Hazırlanmış olduğumuz akrilik bloklar, makaslama kuvveti uygulanacak olan cihaza uygun bir aparat yardımı ile yerleştirilmiştir. Daha sonra, hazırlanan uç IPS Empress II silindir blok-diş birleşim

yüzeyine oturtulmuş ve örneklere dakikada 0.5 mm. itme kuvveti uygulanmıştır. Disklerin yüzeyden ayrıldığı değerler kaydedilmiştir.



Resim 11: Çukurova Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan shear testi uygulama cihazı (Testometric).



Resim 12: Hazırlamış olduğumuz örneklere Shear testi uygulanması.

3. 2. 6. Shear Testi Sonrası Diş Yüzeylerinin SEM Analizi:

Shear testinin ardından örnekler; bünyesinde bulunan SEM cihazı aracılığı ile, X3800 büyütmede yüzey resimleri alınmak üzere, Erciyes Üniversitesi, KOSGEB (Küçük ve Orta Ölçekli Sanayi Geliştirme ve Destekleme İdaresi Başkanlığı) araştırma laboratuvarına gönderilmiştir.

Aynı birimde yapılan yüzey fotoğraflandırılmasının (X3800 büyütme) ardından elde edilen resimler (CD olarak) tarafımıza gönderilmiştir. Daha sonra bu resimler, çalışmayı yapan araştırmacı tarafından bilgisayarda okunmuş ve gözlenen yüzeyler; lazer, asit ve kombine sistem uygulamaları sonrasında tabii tutuldukları kırma testinin ardından, yüzey morfolojisi açısından gözleme dayalı olarak değerlendirilmiştir.



Resim 13: Erciyes Üniversitesi bünyesinde bulunan ve örneklerimizin resimlerinin alındığı SEM cihazı.

3. 3. İstatistik Yöntem:

Yapılan değerlendirmeler sonucu elde edilen veriler, SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 13.0 sürüm 2005 yazılımı kullanılarak istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir. Verilerin değerlendirmesinde, istatistiksel yöntemlerden; Tek Yönlü Varyans Analizi (One-way ANOVA) yöntemi kullanılmıştır.

Karşılaştırılacak olan veriler ikiden fazla olduğunda varyans analizi yapılır. Varyans analizinin birçok çeşitleri vardır. Bunlardan biri de “ (One-way ANOVA) Tek Yönlü Varyans Analizi” dir.

One-way ANOVA: İkiden fazla bağımsız grup verilerinin değerlendirilmesinde Tek Yönlü Varyans Analizi kullanılır. Buradaki tek yön ifadesi, grupları birbirinden ayıran tek özellik olduğu, ya da grupların tek değişkeninin değerleri ile ayrıldığı anlamına gelir. (115)

4. BULGULAR

4. 1. Shear Testi Bulguları

Tablo 3: Uygulanan Shear testi sonucunda Newton olarak elde edilen değerler.

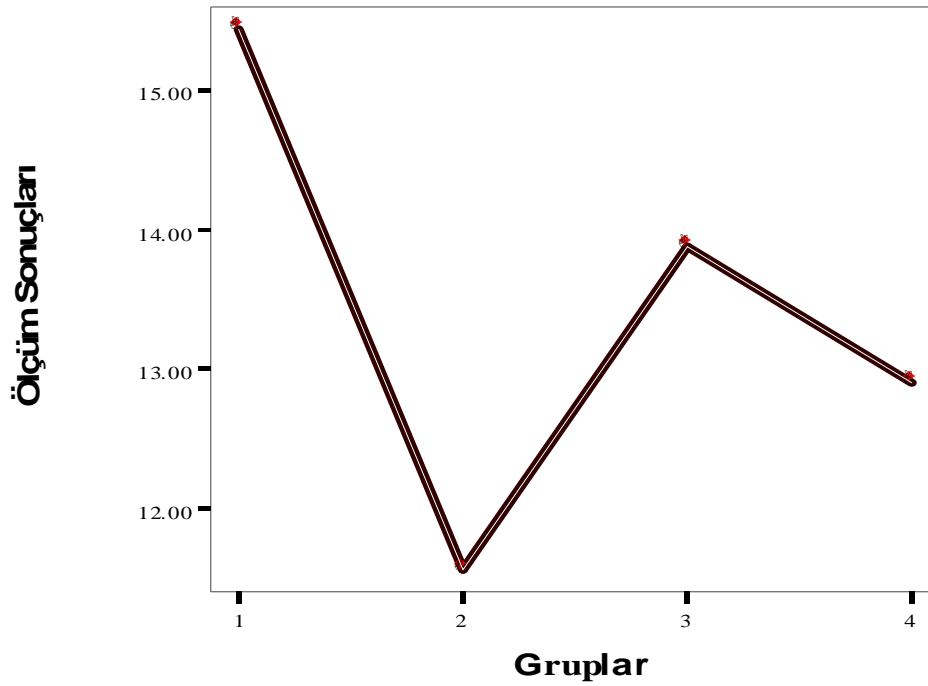
Örnek No	Grup 1 (Asit)	Grup 2 (Lazer + Asit)	Grup 3 (Asit + Lazer)	Grup 4 (Lazer)
1	212.7	136.6	214.5	148.5
2	262.6	231.4	239.9	184.7
3	135.5	78.6	303.7	330.7
4	311.1	390.5	173.9	262.4
5	365.9	218.8	286.3	461.1
6	413.4	160.4	190.2	188.3
7	317.2	280	405.5	174
8	329.6	268.2	361.2	282.8
9	272.6	103.9	340.2	173
10	290.3	221.8	206.8	253
11	367.4	403.2	321.8	224.4
12	386.8	265.4	319.9	380.4
13	313.7	172.6	164.3	283.6
14	366.3	249.7	348.4	137.5
15	200.2	218.8	209.1	311.2

Tablo 4: Uygulanan Shear testi sonucunda Newton olarak elde edilen değerlerin (disklerin taban alanı olan) $19,625 \text{ mm}^2$ ye bölünmesiyle elde edilen MPa değerler.

Örnek No	Grup 1 (Asit)	Grup 2 (Lazer + Asit)	Grup 3 (Asit + Lazer)	Grup 4 (Lazer)
1	10.84	6.96	10.93	7.57
2	13.38	11.79	12.22	9.41
3	6.9	4.01	15.48	16.85
4	15.85	19.9	8.86	13.37
5	18.64	11.15	14.59	23.5
6	21.06	8.17	9.69	9.59
7	16.16	14.27	20.66	8.87
8	16.79	13.67	18.41	14.41
9	13.89	5.29	17.34	8.82
10	14.79	11.3	10.54	12.89
11	18.72	20.55	16.4	11.43
12	19.71	13.52	16.3	19.38
13	15.98	8.79	8.37	14.45
14	18.66	12.72	17.75	7.01
15	10.2	11.15	10.65	15.86

GRUPLAR	N	Mean	Std. Deviation
Asit	15	15.4405	3.89749
Önce lazer sonra asit (kombine sistem)	15	11.5496	4.66214
Önce asit sonra lazer (kombine sistem)	15	13.8792	3.91649
Lazer	15	12.8938	4.66704
Total	60	13.4408	4.42959

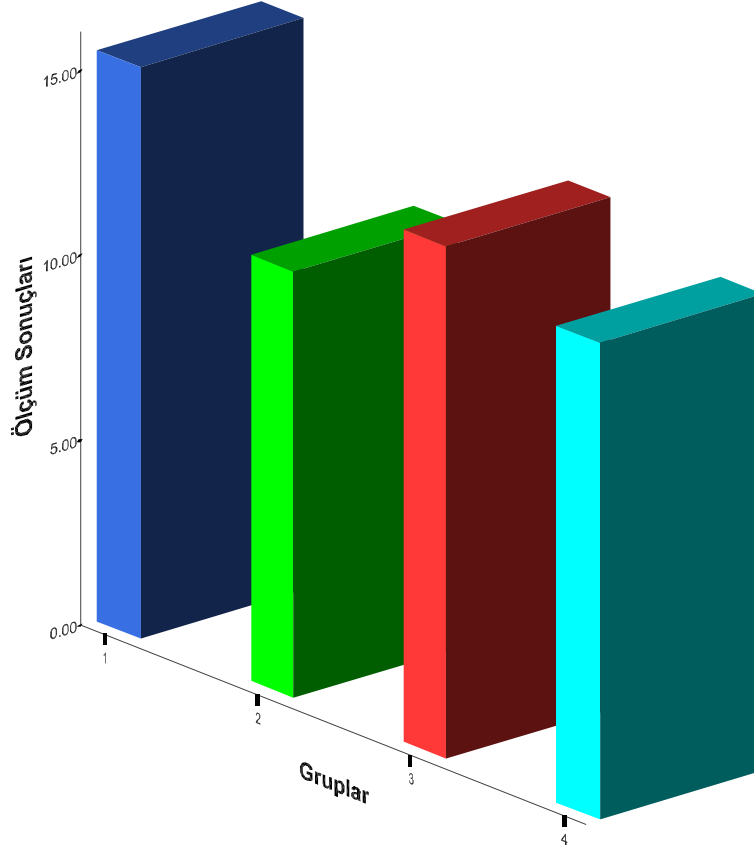
Tablo 5: Elde ettiğimiz makaslama testi sonuçlarının istatistiksel ortalamalarını gösteren tablo.



Grafik 1: Ölçüm sonuçlarını gösteren 1. grafik.

Ölçüm sonuçları MPa cinsindedir.

- | | |
|--------------------------------|--------------------------------|
| 1. Grup: Asit | 3. Grup: Önce Asit sonra Lazer |
| 2. Grup: Önce Lazer sonra Asit | 4. Grup: Lazer |



Grafik 2: Ölçüm sonuçlarını gösteren 2. grafik.

Ölçüm sonuçları MPa cinsindedir.

- | | |
|--------------------------------|--------------------------------|
| 1. Grup: Asit | 3. Grup: Önce Asit sonra Lazer |
| 2. Grup: Önce Lazer sonra Asit | 4. Grup: Lazer |

Varyansların Homojenliği Testi

Tablo 6: Varyansların homojenliği testi sonuçlarını gösteren tablo.

Levene Statistic	df1	Df2	Sig.
.182	3	56	.908

Varyansların homojenliğinin testinde ölçümlerin Levene Testine göre türdeş olduğu tespit edilmiştir.

ANOVA

Tablo 7: Anova testi sonuçlarını gösteren tablo.

	Sum of Squares	Df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	121.007	3	40.336	2.179	.101
Within Groups	1036.647	56	18.512		
Total	1157.654	59			

F: 2. 179 (P > 0. 101) anlamlı değildir.

Bu dört grupta ölçümlere ait megapaskal ortalamaları istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Test sonuçlarına, Tek Yönlü Varyans Analizi (One-way ANOVA) yöntemi uygulanmıştır. ANOVA testi anlamlı çıkmamıştır. Bu sonuçtan hareketle, çoklu karşılaştırma (Multiple Comparisions) testlerini uygulamaya gerek duyulmamıştır.

4. 2. SEM Bulguları

SEM incelemesi; asit ile, lazer ile ve kombine olarak pürüzlendirilmiş, laminate veneer örnekler yapıştırılmış ve shear testi uygulanmış mine kopma yüzeylerinde X 3800' lük büyütme altında yapılmıştır.

SEM resimlerinin analizinde, araştırmacının gözlemlerinin yanı sıra; Üşümez ve arkadaşlarının 2001' de yaptıkları çalışmalarında kullandıkları pürüzlülük tanımından yararlanılmıştır. Bu tanımlamada:

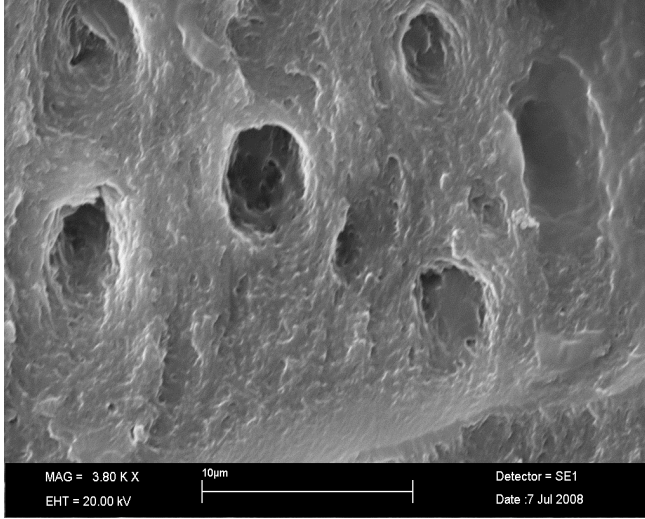
Tip I: Kenardaki kor materyali bozulmamıştır. Merkezdeki prizma kor materyalinin bir kısmı bozulmuştur.

Tip II: Kenardaki kor materyalinin bir kısmı bozulmuştur ve merkezdeki prizma korları etkilenmeden kalmıştır.

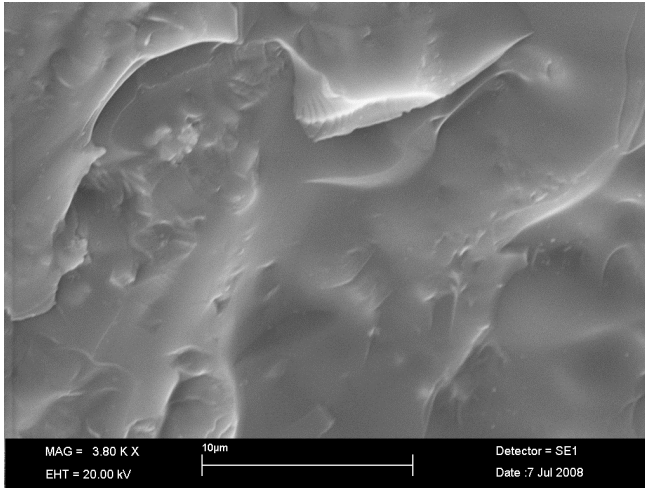
Tip III: Diş yüzeyinin birbirine komşu bölgelerinde Tip I ve Tip II alanlar rastgele dağılmış şekildedir. Aralarda pürüzlendirme modelinin prizma morfolojisi ile ilgili olmadığı bölgeler vardır. (103)

Grup 1- Asit uygulanmış yüzeylerde: %37 ortofosforik asit uygulanmış olan bu yüzeyler Tip II pürüzlendirme modeli ile uyumludur. Hidroksilapatit kristallerinin kaybı, kristaller ve prizmalar arasında pörözite gözlenmektedir. Birçok

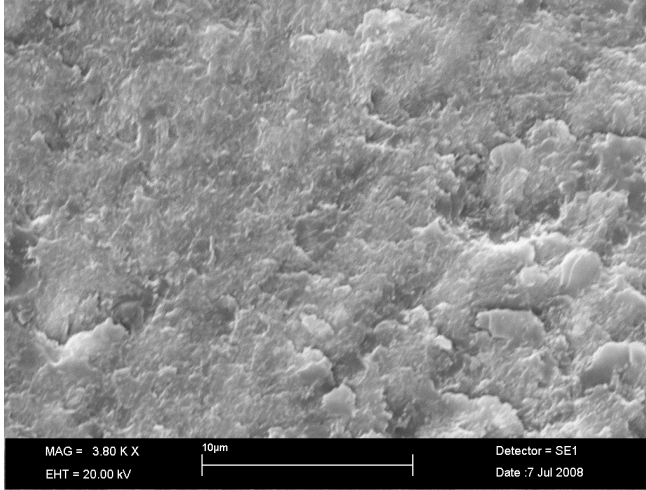
yüzeyde asit uygulamasına bağlı oluşan çukurcularda pürüzlendirmeye bağlı kompozit artıkları gözlenmektedir. Bir örnekte, laminate veneer kırılarak kopmuş olduğu için SEM resminde dış yüzeyinde arta kalan laminate veneer artığı gözlenmektedir. Gözlenen yüzeylerde birim alandaki hem çukurcuk sayısı fazladır, hem de bu çukurcukların şekli bariz biçimde derin ve geniştir.



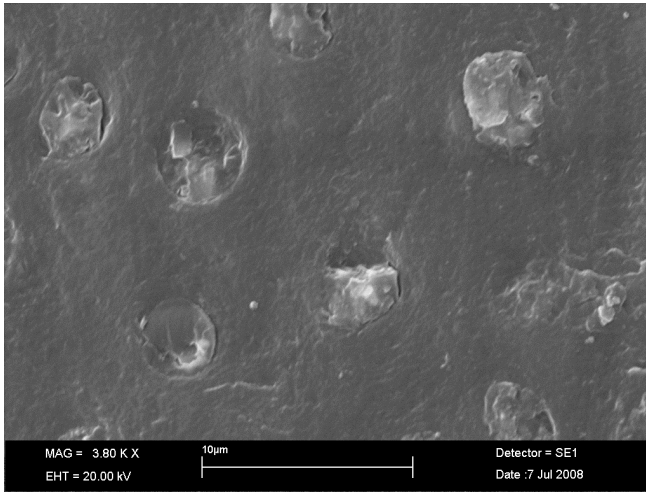
Resim 14: Sadece asit uygulanmış (1.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.



Resim 15: Sadece asit uygulanmış (1.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.



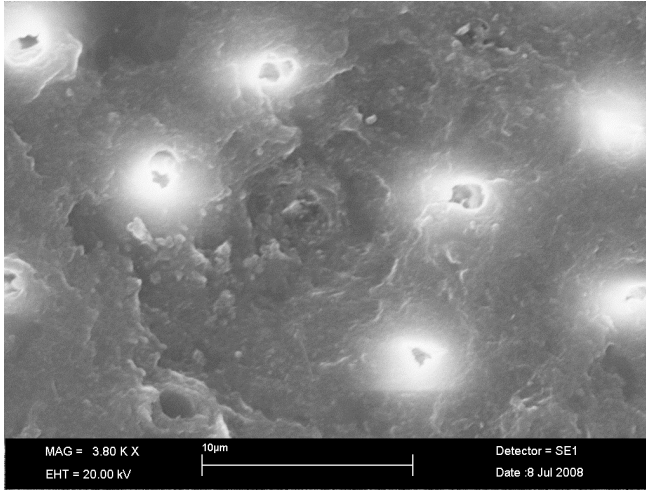
Resim 16: Sadece asit uygulanmış (1.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.



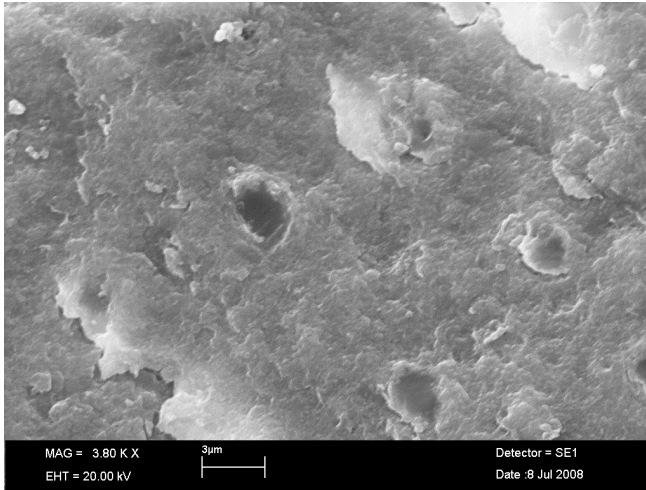
Resim 17: Sadece asit uygulanmış (1.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.

Grup 2- Önce lazer sonra asit uygulanmış yüzeylerde: Bu yüzeylerdeki pürüzlenme modeli Tip III pürüzlenme modeli ile uyumludur. Bazı resimlerde sadece asit ile pürüzlendirmeye benzer yüzeyler gözlenmiştir. Bu da bize lazer uygulaması sırasında ışık atımının bazı bölgelere hiç temas etmeyebileceğini düşündürmüştür. Asit uygulaması, uygulamanın şekli itibarı ile tüm yüzeye temas etmek durumunda

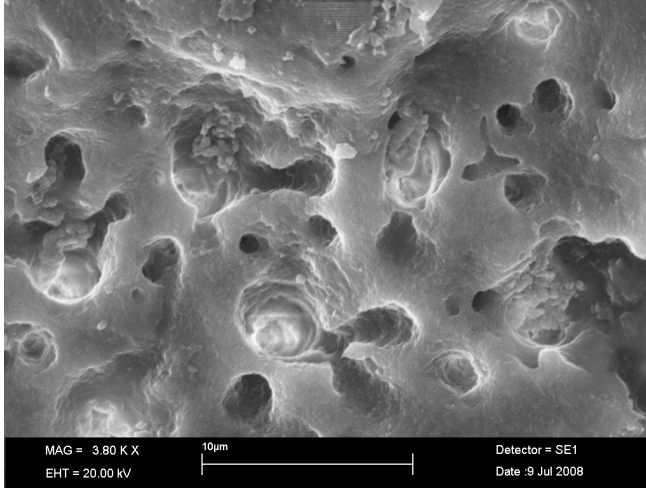
iken, lazerin bazı bölgeleri etkilememiş olabileceği düşünülmüştür. Bazı resimlerde birim alanda hem asit pöröziteleri hem lazer pöröziteleri bir arada gözlenmiştir. Burada yapılan gözlemler bize, asit uygulaması ile oluşan ve tutuculuk sağlayacak olan çukucuklarla, lazerle oluşanlar arasındaki farkı çok net göstermiştir. Aralarda pürüzlendirme modelinin prizma morfolojisi ile alakalı olmayan amorf bölgeler gözlenmektedir.



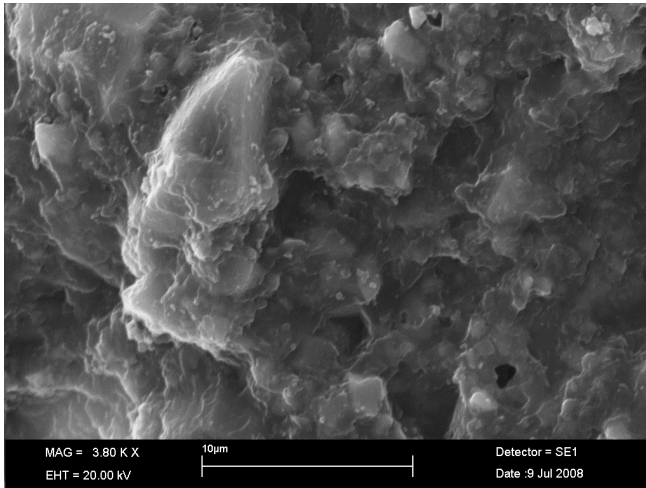
Resim 18: Önce lazer sonra asit uygulanmış (2.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.



Resim 19: Önce lazer sonra asit uygulanmış (2.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.



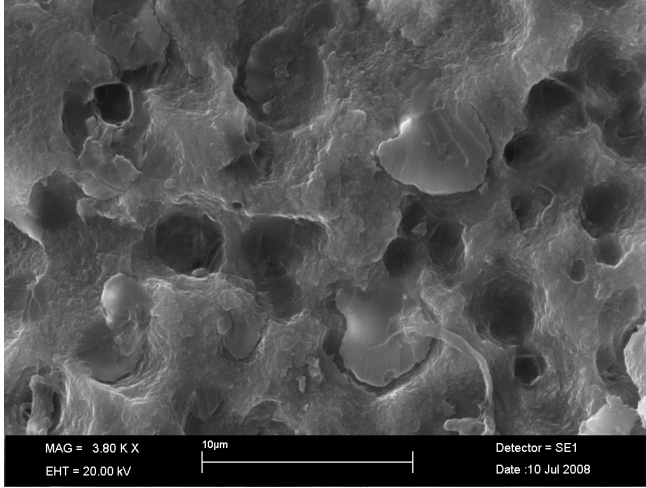
Resim 20: Önce lazer sonra asit uygulanmış (2.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.



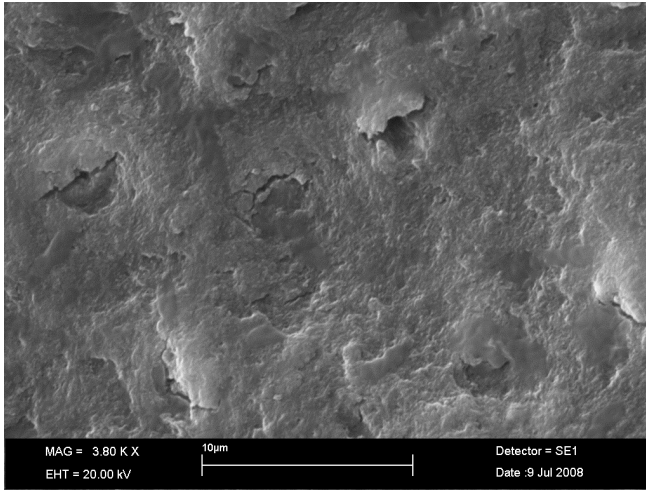
Resim 21: Önce lazer sonra asit uygulanmış (2.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.

Grup 3- Önce asit sonra lazer uygulanmış yüzeylerde: Bu yüzeylerdeki pürüzlenme modeli Tip III pürüzlenme modeli ile uyumludur. Bu grupta istatistiksel kırma testi sonuçlarını destekler şekilde sadece asitle pürüzlendirmeye benzer yüzeyler gözlenmiştir. Yine bu grupta da önce lazer sonra asit uygulanmış yüzeylerden elde edilen resimlerde olduğu gibi birim alanda hem lazer hem asit pöröziteleri bir arada gözlenmiştir. Yine bu grupta lazer uygulamasının asit ile oluşan

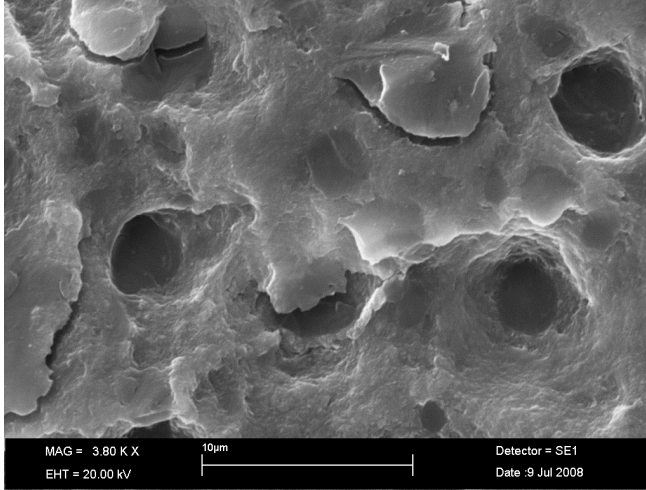
pöröziteyi, pürüzlülüğü etkilediği düşünülmüştür. Lazer uygulamasının asit uygulaması ile oluşan çukurcukların morfolojisini etkilediği düşünülmüştür. Bu resimlerde de aralarda pürüzlendirme modelinin prizma morfolojisi ile alakalı olmadığı amorf bölgeler gözlemlenmiştir.



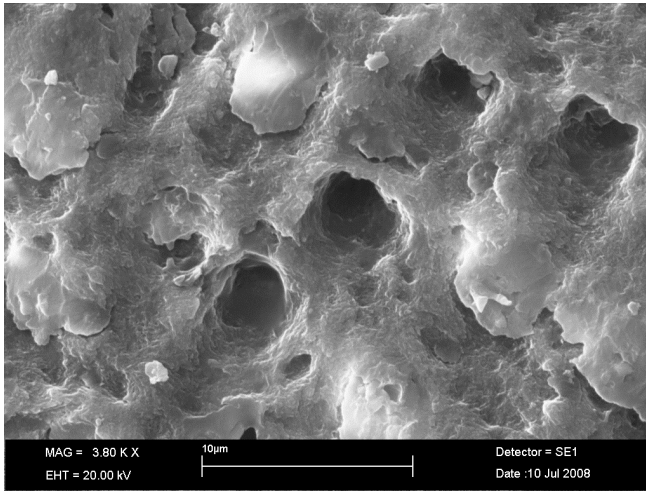
Resim 22: Önce asit sonra lazer uygulanmış (3.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.



Resim 23: Önce asit sonra lazer uygulanmış (3.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.

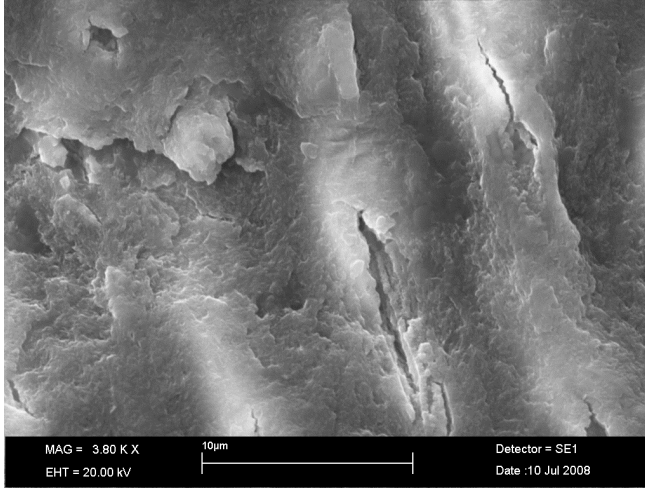


Resim 24: Önce asit sonra lazer uygulanmış (3.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.

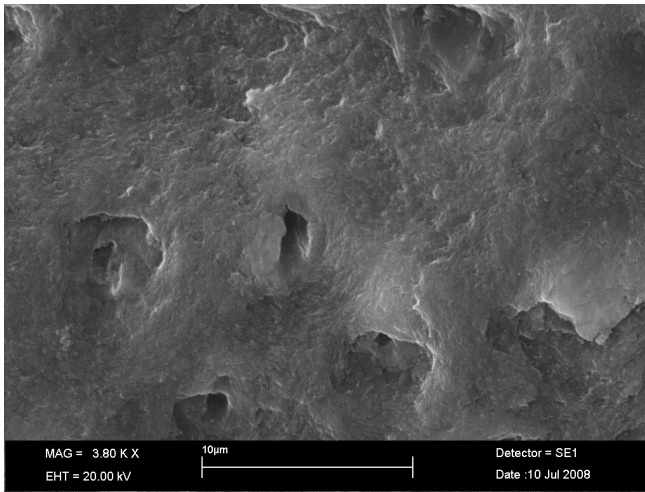


Resim 25: Önce asit sonra lazer uygulanmış (3.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.

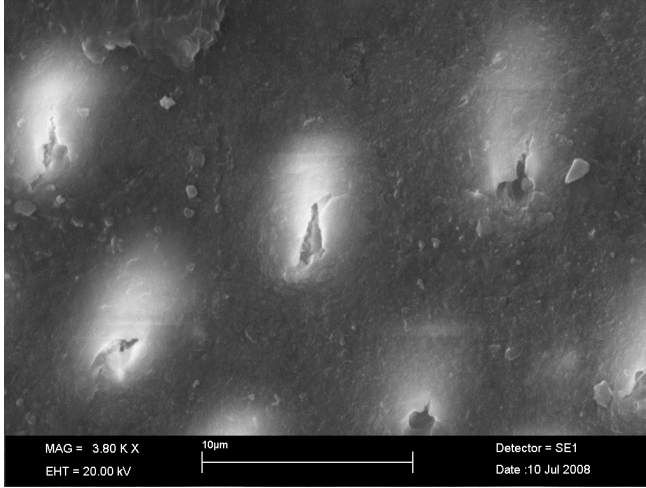
Grup 4- Lazer uygulanmış yüzeylerde; Bu yüzeylerdeki pürüzlenme modeli Tip III pürüzlenme modeli ile uyumludur. Gözlenen çukurcuklar asitin oluşturduğu ve tutuculuk sağlayacak olan çukurcuklardan daha dar ve küçük çaptadır. Ayrıca lazer uygulanmış yüzeylerde yarıklar tarzında çatlaklar gözlenmiştir. Bunun yanı sıra hidroksilapatit kristallerinin çözülmesi veya dekrizalizasyonu gözlenmemiştir.



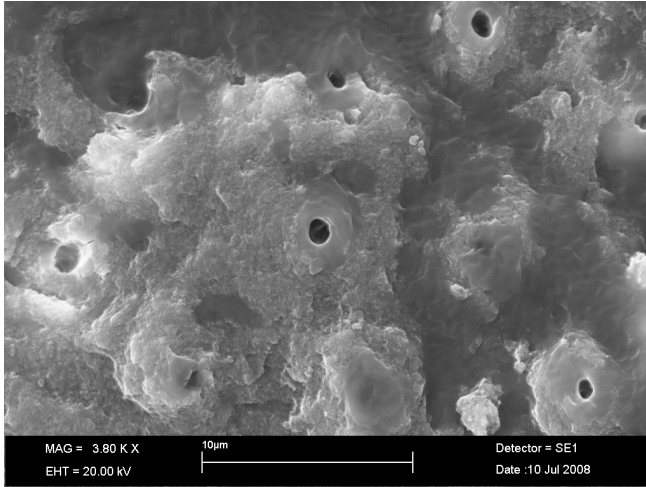
Resim 26: Sadece lazer uygulanmış (4.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.



Resim 27: Sadece lazer uygulanmış (4.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.



Resim 28: Sadece lazer uygulanmış (4.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.



Resim 29: Sadece lazer uygulanmış (4.Grup) ve daha sonra IPS Empress II blok simante edilmiş olan bir yüzeyin kırma testi sonrası SEM ile X3800 büyütmede alınmış resim.

5. TARTIŞMA

Bu in vitro çalışmamızda, dişhekimliğinde kullanılan lazer sistemlerinden 2780 nm dalga boyuna sahip Er,Cr:YSGG lazer ve %37' lik fosforik asit kullanılarak diş sert dokularının mine düzeyinde pürüzlendirme işlemleri yapıldı ve bu yüzeylere yapıştırılan Porselen laminate veneer restorasyonların bağ dayanımları araştırıldı.

Ön grup dişlerin estetik problemlerini; dişlerde mevcut olan veya ağartma teknikleri ile giderilemeyen renklenmeler, diastema ve çapraşıklıklar, aşırı diş çürükleri, abrazyon ve diş kırılması sonucu meydana gelen doku kayıpları oluşturmaktadır. (4)

Yapım kolaylığı ve ekonomik olması nedeniyle önceleri akrilik ve kompozit veneerler kullanılmıştır. Ancak akrilik ve kompozit rezinlerin uzun ömürlü olmamaları, renklenme, aşınma, marjinal fraktürlerin görülmesi ve uzun dönemde estetiğinin azalması nedeniyle günümüzde artık porselen materyali tercih edilmektedir. (22)

Porselenlerin laminate veneer yapımında kullanımı pek çok araştırmaya konu olmuş ve laminate veneer uygulamalarında porselenin üstünlüğü konusunda fikir birliğine varılmıştır. (4, 6, 8, 11, 22, 46, 50)

Porselen laminate veneerlerin diş yüzeyine yapıştırıcı ajan ile tutunmasını artırmak için pek çok uygulama denenmiştir. Bu uygulamaların başında da diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi gelmektedir. Diş yüzeyinin pürüzlendirilmesinde geleneksel olarak asit uygulamaları kullanılmaktadır. (103)

Günümüzde restoratif dişhekimliğinde diş yüzeyindeki retansiyonu artırmak için asit uygulaması, bond uygulaması ve bununla birlikte kullanılan rezin restoratif materyaller, bir çok dental problemin pratik ve acısız bir şekilde çözümlenebilmesini sağlar. (42)

Lopez ve arkadaşları, minenin pürüzlendirilmesi için genelde %35-%40 konsantrasyonundaki fosforik asit tercih edildiğini belirtmişlerdir. (56)

Meng ve arkadaşları, restoratif dişhekimliğinde, koruyucu dişhekimliğinde ve ortodontide mine yüzeyi pürüzlendirilmesi için %37-%50 konsantrasyonundaki fosforik asit uygulamalarının kabul edilmiş ve çok yaygın olarak kullanılan bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. (3)

Minenin pürüzlendirilmesi için, %10' luk maleik asit, %10' luk sitrik asit, %2,5' luk oksalik asit ve %2,5' luk nitrik asit gibi alternatif asit uygulamaları tartışmalara yol açmıştır. Bu asitlerin mine yüzeyine uygulanması, minede fosforik asit uygulamasını takiben oluşan beyaz opak görüntüyü oluşturmamaktadır. **(56)**

Bazı çalışmalar bu tebeşirimsi görünümün elde edilmemesinin bağlanmayı olumsuz etkilemediğini yapılan diğer çalışmalar ise bu tebeşirimsi görünümün oluşmamasının bağlanmayı olumsuz etkilediğini belirtmektedir. Günümüzde ise, mineye güçlü bir bağlanma sağlayabilmek için en iyi seçeneğin hala fosforik asit uygulaması olduğu belirtilmiştir. **(56)**

Yapılan çalışmalar, %35-37' lik fosforik asit ile pürüzlendirilmiş minenin mükemmel etching paterni oluşturduğunu ve mineye olan bağlantıyı artırdığını ortaya koymaktadır. **(116)**

Ortofosforik asit uygulamasının süresi ve uygulama konsantrasyonlarıyla ilgili yapılmış pek çok çalışma vardır. Ortofosforik asitin 15, 30, 60, 120 sn. uygulamaları değerlendirilmiş, 15 sn. ile 120 sn. arasında minede mikroskobik görüntüde çok az farklılık bulunmuştur. **(117)**

Üşümez ve arkadaşlarının yaptıkları çalışma sonuçlarına göre, %37' lik fosforik asit uygulanan mine yüzeyine porselen laminate veneer bağlanma kuvvetleri diğer asit uygulanan mine yüzeylerine göre istatistiksel olarak önemli ölçüde daha yüksek bulunmuştur. **(103)**

Biz de çalışmamızda, bu sonuçlara dayanarak, mine pürüzlendirilmesi için kliniklerde rutin olarak uygulanan fosforik asit kullandık. %37' lik ortofosforik asiti pürüzlendirme sağlamak amacıyla mine yüzeylerine 15 sn. uyguladık.

Birçok avantajının yanısıra dezavantajları da bulunan asit ile pürüzlendirme yöntemlerine alternatif olarak son yıllarda lazerlerin de diş sert dokularının pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılabileceği bildirilmektedir. **(80)**

Macdonald ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, lazer enerjisinin standart asit pürüzlendirmesinden daha pürüzlü bir yüzey sağlayabileceğini açıklamışlardır. **(89)**

Mine yüzeyinde pürüzlendirme amacı ile en fazla kullanılan lazer sistemleri CO₂ lazer, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ve Er,Cr:YSGG lazer sistemleridir. **(68)**

Zakariasen ve arkadaşları, lazer ile pürüzlendirme yapmanın avantajlarını şu şekilde özetlemişlerdir:

- Asit jel ile elde edilen geniş alan pürüzlülüğü önlenir.
- Eğer mine ile sınırlı kalınmak isteniyorsa bu kolaydır.
- Nispeten daha hızlı bonding sağlanır. **(104)**

Lazer ile diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi, asit ile pürüzlendirme için gereken süreden daha kısadır. Asit ile pürüzlendirme yapılırken, optimum asit ile pürüzlendirme için gereken 15 sn.'lik süreyi, 15-30 sn. yıkama ve pürüzlendirilen yüzeyin 5-10 sn. kurutulması izler. Yani toplam harcanan süre 30-45 sn.'dir. Eğer lazer ile pürüzlendirme ve kurutma yapılıyorsa toplam süre ancak 20-25 sn. olacaktır. Kazanılan bu süre şayet kompozitin polimerizasyonu için de lazer ünitesi kullanılırsa daha da artacaktır. Ayrıca, su soğutma sistemine sahip lazer sistemleri ile pürüzlendirme işlemi pulpa üzerinde herhangi istenmeyen etki oluşturmadığı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir. **(92, 105, 106)**

Çeşitli lazer sistemlerinin kendi içlerinde ve asit ile pürüzlendirme yöntemi ile karşılaştırılması konusunda birçok araştırma yapıldığı tarafımızdan gözlemlendi.

Corpas-Pastor ve arkadaşları, Nd:YAG lazer ve ortofosforik asit ile pürüzlendirme yöntemlerini karşılaştıran çalışmalarında, bağlantının lazer uygulanan grupta asitle pürüzlendirmeye göre daha düşük olduğu sonucuna varmışlardır. Bunun sebebinin, asit ile pürüzlendirmede hidroksiapatit' te çözünme meydana gelirken, Nd:YAG lazer ile pürüzlendirmede minede çatlak, krater ve yarıkların oluşumu olabileceğini bildirmişlerdir. **(97)**

CO₂ ve Er:YAG lazerin mine üzerindeki etkisi karşılaştırılmış, Er:YAG lazerin CO₂ lazere oranla mine yüzeyinde daha az hasar meydana getirdiği, çatlak oluşturmadığı ve pulpa dokusuna daha az zarar verdiği ortaya çıkarılmıştır. **(83, 99)**

Er:YAG lazer uygulanmış diş dokuları üzerinde yapılan SEM çalışmalarında, asit ile pürüzlendirmeye benzer pürüzlü, ısıl olarak etkilenmemiş yüzey özellikleri göstermiştir. Araştırmacılar bu yüzey özelliklerinin bağlanma açısından olumlu olduğunu bildirmişlerdir. **(80, 81)**

Er,Cr:YSGG lazer sistemi 1995' de, ilk kez uygulanmaya başlanmış ve daha sonra yapılan çalışmalar bu lazer sisteminin sert doku yüzeyinde çatlak oluşturmadan ve mine yüzeyinin yapısına zarar vermeden pürüzlendirme sağlayabileceğini göstermiştir. **(100)**

Er,Cr:YSGG lazer uygulamaları sonrası yapılan SEM incelemelerinde de Er:YAG uygulamasına benzer sonuçlar elde edilebilmektedir.**(101)**

Tüm bu çalışmaların sonucuna dayanarak asit ile pürüzlendirme yöntemine alternatif olarak lazer ile pürüzlendirme sistemini uyguladığımız bu çalışmamızda, biz de diğer lazer çeşitlerine oranla diş yüzeyinde daha güvenli etkileri olduğundan Er,Cr:YSGG lazer sistemini kullanmayı tercih ettik.

İncelenen kaynaklarda, diş sert dokularına olan bağlanma dayanımı değerlerinin lazer ve asidin kombine uygulamalarında veya tek başına lazer uygulamalarında, sadece asit ile pürüzlendirmeden daha yüksek olduğu bildirilmektedir. **(80,118)**

Ancak yapılan literatür incelemelerinde kombine uygulamalarda lazer ve asidin uygulama sıralaması ile ilgili herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Buna dayanarak kombine uygulamalarda asit ile pürüzlendirme ve lazerle pürüzlendirme işlemlerinin sırası göz önüne alındığında bağlanmanın nasıl etkileneceği konusunu çalışmamıza dahil ettik.

Önce lazer sonra asit (2.Grup) uygulanan örneklerle, önce asit sonra lazer (3.Grup) uygulanan örnekler SEM' de incelenmiş, tip III pürüzlendirme şekli gözlenmiştir. Bağlanma kuvveti değerlendirildiğinde ise, önce asit sonra lazer (3.Grup) uygulanan grupta daha yüksek bağlantı değeri kaydedilmiştir. Ancak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($P>0.101$)

Biz de çalışmamızda asit ile pürüzlendirme, lazer ile pürüzlendirme sistemlerinin yanı sıra kombine sistemin dahilinde asit ile lazer sistemini beraber kullanarak aynı zamanda sıralama farkının bağlanmayı nasıl etkileyeceğini tüm gruplarımızda araştırdık.

Literatür taramasında, bağlantı dayanımlarını ölçmek için uygulanan testlerin iyi standardize edilebilmesi ve kolay uygulanabilir olması gerektiğini bildirmektedir.**(101,106)**

Makaslama testlerinin avantajları; düzeneğin hazırlanmasının kolay olması, kuvvet uygulama yönü açısından çok az sapmaların oluşması ve örneklerin hazırlanmasının çekme testlerinden daha kolay olması, bağ dayanımının klinik görünümünü en yakın taklit eden yöntem olması ve restorasyonların ağızda kalma süreleri üzerine uygulanan makaslama kuvvetlerinin etkili olması nedeniyle tercih edilmiştir.

Makaslama testlerinin yapılması sırasında universal test cihazının hız değerinin de sonuçlar üzerine etkisi olduğu bildirilmiştir. Lindemuth ve Hara yaptıkları çalışmalarda makaslama testleri için en uygun çene hızının 0.5 mm/dak olduğunu göstermiştir. **(116)**

Farklı yöntemler kullanılarak 4 gruba ayrılan 60 adet maxiller santral diş yüzeylerinin pürüzlendirildiği bu çalışmamızda bağ dayanımını değerlendirmek için, makaslama test yöntemlerinden yararlanılmıştır ve bizim çalışmamızda da aynı çene hızı kullanılmıştır.

IPS Empress seramik sistemi 1991' den bu yana kullanılmaktadır. IPS Empress kron sistemi ile minimal düzeyde çekme ve üstün marjinal adaptasyon elde edilmektedir. İnterfasial aralıklar 20 µm' den daha azdır. **(63)**

Haffernan , bir çok seramik materyalinin şeffaf yapılarını değerlendirdiğinde In-Ceram Spinell en yüksek değerde şeffaflık oranı bulmuştur. Bunu IPS Empress ve IPS Empress II izlemiştir. In-Ceram Alüminyum şeffaflık oranı Empress sistemlerden düşük iken In-Ceram Zirkonyum' a göre daha yüksek çıkmıştır. Bu çalışmanın sonucunda In-Ceram Spinell, IPS Empress ve IPS Empress II estetik gereksinimi fazla olan vakalarda tavsiye edilmiştir. Procera estetik gereksinimin normal olduğu vakalarda, In-Ceram Alüminyum ve In-Ceram Zirkonyum ise estetik gereksinimin az olduğu vakalarda veya arka bölgelerde tavsiye edilmiştir. **(119)**

IPS Empress kron sistemi ile In-Ceram kron sistemi karşılaştırıldığında, IPS Empress kron sisteminin estetiğinin, In-Ceram sisteminden daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır. **(120)**

Üçtaşlı ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada, IPS Empress sistemi ile elde edilen restorasyonların gerek marjinal açıklık, gerekse de germe kuvvetlerine dayanma açısından tatmin edici oldukları sonucuna varmışlardır. **(121)**

Biz de çalışmamızda laminate veneer örneklerin hazırlanmasında estetiğinin daha iyi olduğu kabul edilmiş bir full porselen sistemi olan IPS Empress porselen sistemini kullanmayı uygun gördük.

Literatür taramasında, adeziv simantasyon tekniklerinde ise en yüksek bağlanma dayanım değerlerinin elde edilebilmesi için yapıştırıcı ajan kalınlığının minimum olması gerektiği bildirilmektedir. Bundan dolayı yapıştırılacak olan iki yüzeyin düz olması gerektiği bildirilmiştir. **(56, 61, 63, 122)**

Gökçe B, tüm seramiklerin yapıştırılmasında kullanılan Dual Cure rezin simanların özelliklerinin birbirlerine yakın olduğunu bildirmiştir. **(116)**

Filho ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, rezin seramik adezyonunda yüzey preparasyonunun önemini ve silan uygulamasının rezinin silana bağlanmasından sorumlu ana faktör olduğunu ileri sürmüşlerdir. **(122)**

Bizim de çalışmamız da, hazırlanan tüm seramik örneklerin mine yüzeylerine yapıştırılmasında araştırmacıların tercih ettiği ve bizim de kliniğimizde rutin olarak kullandığımız Panavia F rezin siman ile birlikte Monobond S silan bağlayıcı üretici firmanın talimatlarına uyularak simantasyon yapıldı.

Yapılan makaslama testi sonucunda, lazer uygulanan mine yüzeyi ile %37' lik ortofosforik asit uygulanan mine yüzeyi, kombine ve sıralama farkı uygulanan mine yüzeyine porselen laminate veneerlerin bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. ($P>0.101$)

Bu sonuç, Üşümez ve arkadaşlarının 2001' de yaptıkları çalışmalarında aynı lazer sistemi ve %37' lik ortofosforik asit ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarının sonuçları ile uyumludur. **(103)**

Ayrıca bu sonuç, Lee BS. ve arkadaşlarının (2003) asit, lazer ve kombine pürüzlendirme uygulanan mine yüzeyine ortodontik braketlerin bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarının sonuçları ile paralellik göstermektedir. **(118)**

Buna karşın bu sonuç, Ariyaratnam ve arkadaşları (1997). **(78)**, Von Fraunhofer ve arkadaşları (1993). **(79)**, Corpas-Pastor ve arkadaşları (1997). **(97)**, Roberts-Harry ve arkadaşlarının (1992). **(87)** yaptıkları benzer çalışmaların

sonuçlarından farklılık göstermektedir. Bunun sebebi ise, uygulamada kullanılan lazer tipinin, uygulama süresi ve uygulama enerjisinin farklılığı olabilir.

Çalışmamızda elde edilen SEM analizi sonuçlarında %37' lik ortofosforik asit ile pürüzlendirilen mine yüzeyindeki yapı Tip II olarak sınıflandırılmıştır. Bu görüntü Üşümez ve arkadaşlarının (2001) elde ettiği görüntüler ile uyumluluk göstermektedir.

Buna karşın, çalışmamızda elde edilen SEM analiz sonuçlarında lazer ile pürüzlendirilen mine yüzeyindeki yapı Tip III olarak sınıflandırılmıştır. Bu görüntü Üşümez ve arkadaşlarının (2001) elde ettiği görüntüler ile farklılık göstermektedir. Bunun sebebini, uygulamada kullanılan lazer tipinin, uygulama süresi ve uygulama enerjisinin farklılığı olmasına bağlayabiliriz.

6. SONUÇLAR

Yaptığımız bu çalışmamızda;

* SEM' de yapılan incelemelerde %37' lik ortofosforik asit uygulanan örneklerde, yüzeyde homojen bir pürüzlenme gözlenirken lazer uygulanan örneklerde bazı yüzeylerin pürüzlendirme işleminden etkilenmemiş ve minede yer yer düzgün olmayan, çatlak ve yarıklar gözlenmiştir.

* Shear testi yapılan gruplarda ortalama bağlantı değerleri sonuçlarına göre:

- En yüksek bağlantı değeri sadece asit uygulanan grupta (1.Grup) görülmüştür.

- En düşük bağlantı değeri önce lazer sonra asit uygulanan grupta (2.Grup) görülmüştür.

- Tüm 4 grup değerlendirildiğinde bağlantı değerleri;

Önce lazer sonra asit uygulanan grup (2.Grup) < Sadece lazer uygulanan grup (4.Grup) < Önce asit sonra lazer uygulanan grup (3.Grup) < Sadece asit uygulanan grup (1.Grup) olarak sıralanmış ancak tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($P > 0.101$)

Tüm sonuçlar değerlendirildiğinde, bu invitro çalışmamızda, porselen laminate veneerlerin diş yüzeyine bağlanma dayanıklılığının artırılması için kullanılan mine pürüzlendirme yöntemlerinden %37' lik ortofosforik asit ve Er,Cr:YSGG lazer arasındaki bağlanma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür. Klinik çalışmalarda, her iki yöntemin avantaj ve dezavantajları değerlendirilerek seçimi klinisyenin tecrübesine ve seçtiği materyale göre yapması gerekir diye düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

- 1.Erciyes Üniversitesi. “Sıkça Sorulan Sorular, Protetik Tedavinin Amaçları”.
<http://dent.erciyes.edu.tr/protetikweb/klinikfoto/SSS/SSS.htm> 11/ 06/ 2008
2. Gürel G.: Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı,2004 Quintessence Yayıncılık Ltd.Şti., 1. Baskı, sf 19.
3. Meng LC, Wang NW, Yeh S. Fluoridated etching on orthodontic bonding. Am J Orthod Dentofac Orthop 1997;112(3):259-62.
4. Nalbant D, Ömeroğlu N. Farklı porselen laminate veneer yapım yöntemlerinin kenar uyumu açısından değerlendirilmesi. Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 2000;3(2):94-98.
5. Garber DA, Goldstein RE, Feinman RA.: Porcelain laminate veneers,Chicago,1988 Quintessence Publishing Co.
6. Quinn F, Mcconell RJ, Byrne D. Porcelain laminate: A review. Br dent J 1996;161:61-5.
7. Kurtz KS. Constructing direct porcelain laminate veneer provisional. J Am Dent Assoc 1995;126:653-6.
8. Horn NH. Porcelene laminate veneers bonded to etched enamel. Dent Clin North Am 1983;27:671-84.
9. Dale BG, Aschheim KW.: Esthetic Dentistry,London,1993 Lea&Febiger.
10. Mink JR, Timmons JH. Laminate veneers. Dent Clin Nort Am. 1999;28:187-2.
11. McLaughlin G. Porcelain veneers. Dent Clin Nort Am. 1998;42:653-6.
12. Kılıçarslan M. Farklı Tekniklerle Hazırlanmış Porselen Laminate Veneer Kronların ve Yapıştırma Sistemlerinin Fiziksel Olarak Değerlendirilmesi, Doktora tezi, A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 1994.
13. Kralsson S, Ladall I. A clinical evaluation of ceramic laminate veneers. Int J Prosthodont 1992;5:447-51.
14. Tylman SD, Malone FPW.: Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics. Mosby Co. Saint Louis,1978 7 thEd. The CV.
15. Mc Conennell RJ, Boksman L, Jones G. Esthetic restoration of primary canine in the adult dentition by means of an attached porcelain veneer. Reporte of case. Quintessence Int 1987;18:121-4.
16. Alaçam T, Gür G. Ön grup dişlerin labial yüzelerine haricen uygulanan restorasyonlar (laminate veneers). GÜ Dişhek Fak Dergisi 1986;3:127-33.
17. Yaluğ S. İki farklı porselen laminate veneerin mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi. Doktora tezi, GÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik diş Tedavisi, 1991.
18. Pamir AD, Hasanreisoglu U. Laminate veneer restorasyonlar. AÜ Dişhek Fak Der 1986;13:99-107.
19. Demirtola N, Gür G. Laminate veneer yapım teknikleri. AÜ Dişhek Fak Der 1988;15:125-31.

20. Millar BJ, Nesbit M. Etched porcelain restoration for patients with microdontia. *Quintessence Int* 1989;20:621-2.
21. Yaluğ S, Nalbant L. Porselen laminate veneer yapım yöntemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 1998;1(1):56-58.
22. Gür E, Kesim B. Porselen laminate veneerler. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2004;7(1):72-79.
23. Yüzüğüllü B, Tezcan S. Renk değişimine ve erozyona uğramış dişlerde laminate veneer restorasyon seçeneklerinin endikasyon bakımından karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2005;8(2):133-137
24. Crispin BJ, Hewlett ER, Hwan Y et al.: *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals*, Chicago 1994 Quintessence Publishing Co. Inc.
25. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2000;10:79-89.
26. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia -based ceramics. *J Dent* 2000;28:529-535.
27. Lang SA, Star CB. Castable glass ceramics for veneer restorations. *J Prosthet Dent* 1992;67:590-94.
28. Wall GJ, Cipra LD. Alternative crown systems. *Dental Clinics of North America* 1992;36:765-81.
29. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC et al. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramics. *Dental Materials* 2001;17:21-33.
30. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J.: *Contemporary Fixed Prosthodontics*, St. Lois, 2001 The CF Mosby Company.
31. Oyar P. Farklı Diş Preparasyonlarının Metal Destekli ve Tam Seramik Kronlarda Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2002. Alınmıştır; Yavuzylmaz H., Turhan B, Bavbek BA, Kurt E. Tam porselen sistemleri II, *GÜ Dişhek Fak Derg* 2005;22(1):49-60.
32. *Dentalurk.com*. http://www.dentalurk.com/dental_makaleler.asp?makaleid=256, 08.08.2008
33. Mörmann W, Bindle A. All-ceramic chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46:405-426.
34. Dennis J, Fasbinder DDS. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137:22-31.
35. Russell Giordano, DMD, DMSc Materials for chairside CAD/CAM produced restorations *J Am Dent Assoc* 2006;137:14-21.
36. Tosun T. Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. http://www.tavsiyedyorum.com/makale_224.htm, 04.08.2008
37. Tam porselenler ve cad/cam teknolojisi. http://www.sevimitan.com.tr/sevimitan3fdc.html?sector=fotogaleri2&task=detail&news_id=37, 08.07.2008
38. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of in-ceram alumina and in-ceram zirconia. *Int J Prosthodont* 2002;15:339-46.
39. Chiche GJ, Pinavit A.: *Esthetic of Anterior Fixed Prosthodontics*, London, 1994 Quintessence Publishing. Alınmıştır; Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek BA, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2005;22(1):49-60.
40. Erçoban E. İki Farklı Kor Yapım Tekniğine Sahip In-Ceram ve IPS Empress Tam Porselen Sistemlerinin Farklı Dentin Kalınlıkları ve Farklı Fırınlama Sayılarında Gösterdikleri Renk Değişikliklerinin İncelenmesi, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 1998. Alınmıştır; Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek BA, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2005;22(1):49-60.

41. Sulaiman F, Chai J, et al. A comparison of the marginal fit of in-ceram, IPS Empress and proceram crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10:478-484.
42. Cooley RO. Status report on enamel bonding of composite performed laminate and laboratory fabricated resin veneers. *J Am Dent Assoc* 1984;109:762-4.
43. Brunton PA, Wilson NHF. Preparations for porcelain laminate veneers in general dental practice *Br Dent J* 1998;184(11):553-556.
44. Brunton PA, Wilson NHF, Variations in the depth of preparations for porcelain laminate veneers. *Eur J Prost Rest Dent* 1997;5:89-92.
45. Sherif ME, Jacobi R. The ceramic reverse three quarter crown for anterior teeth: Preparation desing. *J Prost Dent* 1989;61:4-6.
46. Clyde JS, Gilmour A. A porcelain veneers: a preliminary review. *Br Dent J* 1988;164:9-14.
47. Zaimoğlu A, Karaađaçlıođlu L. Microleakage in porcelain laminate veneers. *J Dent* 1991;19:369-72.
48. Nordbo H, Rygh-Thoresen N, Henaug T. Clinical performance of porcelen laminate veneers without incisal overlapping *J Dent* 1994;22:342-5.
49. Gregory J, Reisbick MH, Jonston WM. Incisal edge strength of porcelain laminate veneers restoring mandibular incisor. *Int J Prost* 1992;5:441-6.
50. Garber DA. Direct composite veneers versus etched porcelain laminate veneers. *Dent Clin Nort Am* 1989;33:301-5.
51. Shilingburg HT, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Tooth Preparations for Cast Metal and Porcelain Restorations*, 1991 Quintessence Pub. Co. 2nd. Ed.,15, Sonat, B. Estetik amaçlı uygulamalarda pulpa komplikasyonları. *TDBD Özel Sayı, Estetik dişhekimliği ve klinik uygulamaları* 2004;83:40-46
52. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ders Notları, Diş Çürüğü. <http://www.dentistry.ankara.edu.tr/curukteorileri.doc>, 27.08.2007
53. Buonocore M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *Journal of Dental Research* 1955;34(6):849-853.
54. Ivoclar-Vivadent Report No:10 July Scientific documentation. Research and developmet scientificservice, Schaan, Liechtenstein, <http://www.ivoclarvivadent.com/content/home/searchxml.aspx#scie>, 06.08.2008
55. Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restoratif dentistry, *Dent Clin North Am* 1998;42(4):34-58.
56. Lopes GC, Baratieri LN, Andrada MAC, Vieira LCC. Dental adhesion:Present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int* 2002;33:213-224.
57. Nakabayashi N, Takeyama M, Kojima K, et al. Studies on dental self-curing resin:adhesion of 4-META/MMA-TBB resin to pretreated dentin. *J Jpn Dent Appar Mater* 1982;23:29-33. Alınmıştır; Gökçe B. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Diş Yüzeylerine Yapıştırılan Tüm Seramik Materyallerin Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2004.
58. Ronald EJ. Resin-enamel bonding BC Decker Inc, Estehetic composite bonding techniques and materials 1988;26-45. Alınmıştır; Gökçe B. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Diş Yüzeylerine Yapıştırılan Tüm Seramik Materyallerin Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2004.
59. Gwinnet AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and the adhesive. *Arch Oral Biol* 1967;12:1615-1620. Alınmıştır; Gökçe B. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Diş Yüzeylerine Yapıştırılan Tüm Seramik Materyallerin Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2004.

60. Baratieri LN et al. Esthetics: Direkt Adhesive Restorations on Fractured Anterior Teeth, Santiago, 1998 Quintessence Publishing Co. Inc. Alınmıştır; Gökçe B. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Diş Yüzeylerine Yapıştırılan Tüm Seramik Materyallerin Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2004.
61. Dijken JWV, Hörstedt P. In vivo adaptation of restoratif materials to dentin. J Prost Dent 1986;56(6):677-681.
62. Nakabayashi N. Bonding of restoratif materials to dentine; the present status in Japan. Int Dent J 1985;35:45-154.
63. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. J of Dent 1997;25(5):355-372.
64. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A.: İleri Restorasyon Teknikleri,Ankara,1998 Polat yayınları. Alınmıştır; Gökçe B. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Diş Yüzeylerine Yapıştırılan Tüm Seramik Materyallerin Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2004.
65. Dayangaç B.: Kompozit Rezin Restorasyonlar,Ankara,2000 Öncü Basımevi.
66. Akgün B. Dişhekimliğinde Lazer. Dentalife 2004;14-19.
67. Üşümez S, Üşümez A. Dental lazer sistemleri ve ortodonti alanında kullanımları. Türk Ortodonti Dergisi 2002;15(1):66-74.
68. Miserendino LJ, Pick RM.:Lasers in dentistry, Chicago, Berlin, London Tokyo, Sao Paulo, Moscow, Warsaw,1995 Quintessence Pub. Co. Inc. Alınmıştır; Gökçe B. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Diş Yüzeylerine Yapıştırılan Tüm Seramik Materyallerin Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2004.
69. Özbayrak S.:Laser Esc ve Sharplan Lazerleri,1999 Türkiye Temsilciliği Ortadoğu Aş. Bilimsel Yayın Listesi. Alınmıştır; Gökçe B. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Diş Yüzeylerine Yapıştırılan Tüm Seramik Materyallerin Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2004.
70. Yomamoto H, Kayano T, Ochiai S.:Möglichkeiten der Er:YAG Laseranwendung in der Konservierenden Zahn Heilkunde, In Vohl J Von Benthem H (eds),Laser in der Zahnmedizin,Berlin, Quintessenz. Alınmıştır; Gökçe B. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Diş Yüzeylerine Yapıştırılan Tüm Seramik Materyallerin Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2004.
71. Fischer J, Kramer V, Davidson CL. Qualitative untersuchungen zur oberflächen- kristallisation dentaler glass keramik (Dicor); Dtsch Zahnartzl 1989;44:891-893. Alınmıştır; Gökçe B. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Diş Yüzeylerine Yapıştırılan Tüm Seramik Materyallerin Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2004.
72. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances, I: measüments of the ablation rate Lasers Surg Med 1989;9:338- 44.
73. Hibst R, Keller U, Steine R. Die wirkung gebulster Er:YAG laser strahlung auf zahngewebe. Laser Med Surg 1988;4:163-65. Alınmıştır; Gökçe B. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Diş Yüzeylerine Yapıştırılan Tüm Seramik Materyallerin Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2004.
74. Dederich DN. Laser/tissue interaction, what happens to laser when it strikes tissue?. JADA 1993;124(2):57-61.
75. Melek M.:Tedavi Lazerler,İstanbul,1991 Boğaziçi Üniversitesi yayınları. Alınmıştır; Gökçe B. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Diş Yüzeylerine Yapıştırılan Tüm Seramik Materyallerin Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2004.

76. Önal B. Diş sert dokularında laser kullanımı. Dişhek K Derg 1993;2:61-64. Alınmıştır; Üşümez A. Farklı Asitler ve Er, Cr: YSGG Lazer Sistemi ile Pürüzlendirilen Diş Yüzeylerine Porselnsn Laminate Veneerlerin Bağlantılarının Karşılaştırılması,Doktora Tezi,2001.
77. Pope BM. How to profit from dental lasers?. Dent Econ 1999. Alınmıştır; Üşümez A. Farklı Asitler ve Er, Cr: YSGG Lazer Sistemi ile Pürüzlendirilen Diş Yüzeylerine Porselen Laminate Veneerlerin Bağlantılarının Karşılaştırılması,Doktora Tezi,2001.
78. Ariyaratnam MT, Wilson MA, Mackie IC, Blinkhorn AS. A comparison of surface roughness and composite/ enamel bond strenght of human enamel following the application of the Nd: YAG laser and etching with phosphoric acid. Dental Materials 1997;13:51-55.
79. Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM. Laser etching of enamel for direct bonding. The Angle Ortodontist Vol 1993;63:73-76.
80. Keller U, Hibst R. (1996) Effects of Er:YAG laser on enamel bonding of composite materials. Proc SPIE 1996;1880:163-168.
81. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Widgor HA, Walsh JT. Shear strenght of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. J Dent Res 1995;75(1):599-605.
82. Widgor HA, Walsh JT, Featherstone JR, et al. Lasers in dentistry. Lasers Surg Med 1995;16:103-33.
83. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances:II.light microscopic and SEM investigations. Lasers Surg Med. 1989;9:345-351.
84. Coluzzi, Donald J. An overview of laser wavelengths used in dentistry. Dental Clinics of North America 2000;44(4):753-765.
85. Gendelman H, Actis AB, Ouri HO. Neodminyum-YAG and CO2 laser treatment of precancerous lesions of the oral cavity. Acta Stomatol Scand 1993;90:95-101.
86. Jukic S, Anic I, Kobo K, Najgar-Fleger D, Matsumato K. The effect of pulpatomy using CO2 and Nd:YAG lasers on dental pulp tissue. Int Endodontic Journal 1997;30:175-80.
87. Roberts-Harry DP. Laser etching of teeth for ortodontic bracket placement:a preliminary clinical study. Laser Surg Med 1995;12:467-70. Alınmıştır; Gökçe B. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Diş Yüzeylerine Yapıştırılan Tüm Seramik Materyallerin Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2004.
88. Uzer Çelik E, Ergücü Z, Türkün LŞ, Türkün M. Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının dentinin kompozisyonu ve mikrosertliği üzerine etkisi. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2006;9(1):15-20.
89. Macdonald RM, Zakariasen KL, Peters JFM, Best S. Comparison of lased and acid etched enamel using scanning electron microscopy. J Dent Res 1990;69:526. Alınmıştır; Üşümez S, Üşümez A. Dental lazer sistemleri ve ortodonti alanında kullanımları. Türk Ortodonti Dergisi 2002;15(1):66-74.
90. Nelson DGA, Wefel JS, Jongebloed WL, Featherstone JDB. Morphology, histology and crystallography of human dental enamel treated with pulsed low energy infrared laser radiation. Caries Res 1987;21:411-426.
91. Zakariasen KL, Dederich DN. Dental lasers and science. J Can Dent Assoc 1991;57(7):570-573.
92. Walsh LJ, Abood D, Brockhurst PJ. Bonding of resin composite to carbon dioxide laser-modified enamel. Dent Mater 1994;10:162-166.
93. Borggreven JMP, Dijk JWE, Dreissens FCM. Effect of laser irradiation on the permeability of bovine dental enamel. Archs Oral Biol 1980;25:831-832.
94. Tagomori S, Morioka T. Combine effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel. Caries Res 1989;23:225-231.

95. Tagomori S, Iwase T. Ultra-structural change of enamel exposed to a normal pulsed Nd:YAG. *Caries Res* 1995;29:513-520.
96. Eversole LR, Rizoiu I, Kimme Al. Pulpal response to cavity preparation by an Erbium, Chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. *J Am Dent Assoc* 1997;128:1099-1105.
97. Corpas-Pastor L, Moreno JV, Lopez JD, et al. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs. acid-etched enamel. *J Am Dent Assoc* 1997;128:732-736.
98. Roberts-Harry DP. Laser etching of teeth for orthodontic bracket placement: a preliminary clinical study. *Lasers Surg and Med* 1992;12:467-470.
99. Schmidt DA. The Millennium has arrived. *Dent Today* 1999;18(9):10-11. Alınmıştır; Üşümez S, Üşümez A. Dental lazer sistemleri ve ortodonti alanında kullanımları. *Türk Ortodonti Dergisi* 2002;15(1):66-74.
100. Eversole LR, Rizoiu IM. Preliminary investigations on the utility of an Erbium,Chromium YSGG Laser. *CDA Journal* 1995;23(12):41-47. Alınmıştır; Üşümez S, Üşümez A. Dental lazer sistemleri ve ortodonti alanında kullanımları. *Türk Ortodonti Dergisi* 2002;15(1):66-74.
101. Lin S, Caputo AA, Eversole LR, Rizoiu I. Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *J Prosthet Dent* 1999;82:451-5.
102. Üşümez S, Orhan M, Malkoç S. Er,Cr:YSGG hidrokinetik lazer sistemiyle mine pürüzlendirilmesinin ortodontik apareylerin yapışma kuvvetlerine etkisi. *CÜ Diş Hek Fak Derg* 2000;3(1):6-9. Alınmıştır; Üşümez S, Üşümez A. Dental lazer sistemleri ve ortodonti alanında kullanımları. *Türk Ortodonti Dergisi* 2002;15(1):66-74.
103. Üşümez A. Farklı Asitler ve Er, Cr: YSGG Lazer Sistemi ile Pürüzlendirilen Diş Yüzeylerine Porselen Lamine Veneerlerin Bağlantılarının Karşılaştırılması,Doktora Tezi,2001.
104. Zakariasen KL, Macdonald R, Boran T. Spotlight on lasers,a look at potential benefits. *J Am Dent Assoc* 1991;122:58-62. Alınmıştır; Üşümez S, Üşümez A. Dental lazer sistemleri ve ortodonti alanında kullanımları. *Türk Ortodonti Dergisi* 2002;15(1):66-74.
105. Passes H. Lasers and laminates. *Dent Econ* 1985(12):84-5. Alınmıştır; Üşümez S, Üşümez A. Dental lazer sistemleri ve ortodonti alanında kullanımları. *Türk Ortodonti Dergisi* 2002;15(1):66-74.
106. Scott GE. Fracture toughness and surface cracks-the key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod* 1988;1:3-8. Alınmıştır; Üşümez S, Üşümez A. Dental lazer sistemleri ve ortodonti alanında kullanımları. *Türk Ortodonti Dergisi* 2002;15(1):66-74.
107. Garber DA, Golstein RE.:Porcelen&Composite Inlays&Onlays.Esthetic Posterior Restoration. Chicago,1994 Quintessence publishing Co.
108. Robert GC. Restorative Dental Materials,London,1993 9th.Ed. Mosby Year Book Inc.
109. Sorensen JA, Avera SP. Marginal fidelity and microleakege of porcelen veneers made by two tecniques. *J Prosthet Dent* 2002;67:16-22.
110. Linden JJ, Svift EJ. Photo activation of resin cements throught porcelen veneers. *J Dent Res* 1991;70:154-7.
111. Zaimoğlu A, Gülşen C.:Sabit Protezler,Ankara,2004 Ankara Üniversitesi Basımevi.
112. Retief HD. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent* 1991;4:231-236. Alınmıştır; Üşümez A. Farklı Asitler ve Er, Cr: YSGG Lazer Sistemi ile Pürüzlendirilen Diş Yüzeylerine Porselen Lamine Veneerlerin Bağlantılarının Karşılaştırılması,Doktora Tezi,2001.
113. Uludağ Üniversitesi.“Elektron Mikroskopi Notları”. 20.uludag.edu.tr/~sahinas/mikroskoplardoc, 11.03.2007
114. Erciyes Üniversitesi.“Elektron Mikroskopi Notları”. <http://teknopark.erciyes.edu.tr/sem.htm>, 11.03.2007

115. Afyon Kocatepe Üniversitesi.“Bilimsel Araştırma Yöntemleri, Seminer”.
<http://www2.aku.edu.tr/~gocak/Arastirmayontem/Anova%20Testi.pdf> 22. 06. 2008
116. Gökçe B. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Diş Yüzeylerine Yapıştırılan Tüm Seramik Materyallerin Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2004.
117. Kinch AP, Taylor H, Warltier R, Oliver RG, Newcombe RG. A clinical trial comparing the failure rates of directly bonded brackets using brackets using etch times of 15 or 60 seconds. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988;94:476-483. Alınmıştır; Üşümez A. Farklı Asitler ve Er, Cr: YSGG Lazer Sistemi ile Pürüzlendirilen Diş Yüzeylerine Porselen Lamine Veneerlerin Bağlantılarının Karşılaştırılması,Doktora Tezi,2001.
118. Lee BS, Hsieh TT, Lee YL, et al. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthodontist* 2003;73(5):565-570.
119. Michael J, Steven A, Ana M, et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I:Core materials 2002 doi:10.1016/S0022-3913(02)00040-9.
120. McLean JW. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):61-66. Alınmıştır; Üşümez A. Farklı Asitler ve Er, Cr: YSGG Lazer Sistemi ile Pürüzlendirilen Diş Yüzeylerine Porselen Lamine Veneerlerin Bağlantılarının Karşılaştırılması,Doktora Tezi,2001.
121. Üçtaşlı S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoğlu A. The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil* 1996;23:257-261. . Alınmıştır; Üşümez A. Farklı Asitler ve Er, Cr: YSGG Lazer Sistemi ile Pürüzlendirilen Diş Yüzeylerine Porselen Lamine Veneerlerin Bağlantılarının Karşılaştırılması,Doktora Tezi,2001.
122. Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Junior SM. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J of Prosthodontics* 2004;13(1):28-35.

ÖZGEÇMİŞ

1979 yılında Diyarbakır' da doğdum. İlköğrenimimi İstanbul Bostancı İlkokulu, orta ve lise öğrenimimi Diyarbakır Anadolu Lisesi' nde tamamladıktan sonra 1998 yılında Dicle Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi' ne girdim. 2003 yılında mezun oldum. Aynı yıl D.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.' da göreve başladım. 2004 yılı eylül ayında D.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü' nün açmış olduğu doktora sınavını kazanarak doktora programına başladım. Halen D.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.' da doktora öğrencisi olarak görev yapmaktayım.