T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI SERAMİK İNLEYLERİN DENTİNE BAĞLANMA DAYANIMLARINDA YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİ

Özlem KARA

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. A. Nilgün ÖZTÜRK

KONYA 2013

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI SERAMİK İNLEYLERİN DENTİNE BAĞLANMA DAYANIMLARINDA YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİ

Özlem KARA

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. A. Nilgün ÖZTÜRK

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **11202033** proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2013

ii. ÖNSÖZ

Protetik Diş Tedavisi doktora eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında değerli tecrübelerini, zamanını ve desteğini esirgemeyen, değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. A. Nilgün Öztürk' e,

İstatistiksel yöntem ve analizlerin belirlenmesinde değerli katkılarından dolayı Selçuk Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Bora Öztürk' e,

Seramik örneklerin hazırlanmasında emeği geçen As Dental Laboratuvarı' na, AFM analizlerinin gerçekleştirilmesinde emeklerinden dolayı Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi çalışanlarından Ayşenur Erdoğan ve Leyla Gürfidan' a,

Protetik Diş Tedavisi doktora eğitimim süresince pratik ve teorik olarak katkıda bulunan tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan bölümümüzde görev yapmakta olan değerli öğretim üyelerine, birlikte çalıştığım araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve personelimize,

Doktora eğitimim boyunca birbirimize destek olduğumuz sevgili arkadaşlarım Gülsüm Sayın' a, Arzu Özcan Kıran' a ve Işıl Karaokutan' a,

Tüm hayatım boyunca maddi ve manevi olarak desteğini esirgemeyen anneme, babama ve abime,

Hep yanımda olan sevgili eşim H. Barış Kara' ya,

İçtenlikle teşekkürlerimi sunarım…

iii. İÇİNDEKİLER **Sayfa**

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **vi**
1.GİRİŞ 1
1.1.Posterior Restorasyonlar 2
1.2.Kompozit Rezinler 3
1.3.Seromerler 3
1.4.Dental Seramikler 4
1.4.1. Dental Seramiklerin Özellikleri 6
1.4.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması 7
1.4.3. Yapım Tekniklerine Göre Seramiklerin Sınıflandırılması 8
1.5. Seramik İnleyler 17
1.6. Simantasyon Öncesi Yüzey Hazırlıkları 20
1.6.1. Elmas Döner Aletler ile Pürüzlendirme 21
1.6.2. Kumlama 21
1.6.3. Asitle Pürüzlendirme 22
1.6.4. Lazerle Pürüzlendirme 24
1.7. Adeziv Rezin Simanlar 29
1.7.1. Kendi Kendine Sertleşen (Kimyasal) Simanlar 33
1.7.2. Işıkla Sertleşen (Light) Simanlar 33
1.7.3. Kendi Kendine ve Işıkla Sertleşen (Dual) Simanlar 34
1.8. Rezin Simanların Diş dokusu ile Bağlantısı 35
1.8.1. Minenin Yapısı ve Bağlanma 35
1.8.2. Dentinin yapısı ve bağlanma 35
1.8.3. Yüzey Düzenleyiciler (Dentin Conditioner) 37
1.8.4. Dentin Primer 37
1.8.5. Adeziv Rezin 37
1.9. Bağlanma Testleri 38
1.9.1. Çekme (Tensile) Testi 39
1.9.2. Mikrogerilim Test Metodu 39
1.9.3. Makaslama (Shear) Test Metodu 40
1.10. Termal Siklus Uygulaması 41
1.11. Seramik Yüzeylerin Topografik İncelenmesi 42
1.11.1. Scanning Electron Microscopy (SEM) Analizi 42

1.11.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) 43
1.11.3. Yüzey Pürüzlülük Analizi 45
2.GEREÇ VE YÖNTEM 47
2.1.Örneklerin Hazırlanması 47
2.2.Kavite Preparasyonu 48
2.3.Kavitelerin Ölçüsünün Alınması ve Çalışma Modellerinin Hazırlanması 49
2.4.Seramik Örneklerin Hazırlanması 50
2.4.1. IPS Empress Estetik Seramik Örneklerin Hazırlanması 50
2.4.2. IPS Empress e-Max Press Seramik örneklerin hazırlanması 52
2.4.3. Finesse Seramik Örneklerin Hazırlanması 53
2.4.4. Zirkonzahn Prettau Seramik Örneklerin Hazırlanması 54
2.5.Yüzey İşlemlerinin Uygulanması 56
2.6. Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi 59
2.7. Simantasyon İşlemi 59
2.7.1. Seramik inley restorasyonlaın simantasyon için hazırlanması 60
2.7.2. diş örneklerin simantasyon için hazırlanması 61
2.8. termal siklus işlemi 62
2.9. Mikro Gerilim Test Metodu 62
2.10. Fraktür Analizi 64
2.11. SEM Analizi 64
2.12. İstatistiksel Değerlendirme 65
3.BULGULAR 66
3.1. Yüzey Pürüzlülük Bulguları 66
3.2.Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Bulguları 69
3.3.Korelasyon Testi Bulguları 73
3.4. Fraktür Analizi Bulguları 73
3.5. AFM Analizi Bulguları 78
3.5.1. Finesse Seramik AFM Analizi Bulguları 78
3.5.2. IPS Empress Estetik Seramik AFM Analizi Bulguları 80
3.5.3. IPS Empress e-Max Seramik AFM Analizi Bulguları 82
3.5.4. Zirkonzahn Prettau Seramik AFM Analizi Bulguları 84
3.6. SEM Analizinin Bulguları 85
4.TARTIŞMA 87
5.SONUÇ VE ÖNERİLER 111

6.ÖZET **113**
7.SUMMARY **115**
8.KAYNAKLAR **117**
9.EKLER **130**
10.ÖZGEÇMİŞ **131**

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

µm: Mikrometre

µs: Mikrosaniye

AFM: Atomik Kuvvet Mikroskobu

Al_2O_3: Alüminyum Oksit

BIS-GMA: Bisfenol-A Glisidil Metakrilat

CAD/CAM: Computer Aided Design/Manufacturing

CO_2: Karbondioksit

Er: YAG: Erbium-doped Yttrium Aluminum Garnet

$FeCL_3$: Ferrik klorür

HCL: Hidroklorik

HF: Hidroflorik

Ho: YAG: Holmium-doped Yttrium Aluminum Garnet

Hz: Hertz

J: Joule

KO: Kareler Ortalaması

KT: Kareler Toplamı

LED: Light-Emitting Diode

Li_3PO_4: Lityum ortofosfat

MDP: Metakriloksidesil Dihidrojen Fosfat

MgO: Magnezyum oksit

MPa: Megapaskal

N: Newton

OH: Hidroksil

Ort: Ortalama

PSZ: Parsiyel stabilize zirkonyum

QTH: Quartz-Tungsten-Halojen

SD: Serbestlik Derecesi

SEM: Tarayıcı Elektron Mikroskobu

SS: Standart Sapma

TEG-DMA: Trietilen glikol dimetakrilat

TZP: Tetragonal polikristalin zirkonyum

UDMA: Üretan dimetakrilat

W: Watt

Zr_2O: Zirkonyum oksit

1. GİRİŞ

Günümüzde estetiğe verilen önemin gittikçe artması nedeniyle hasta ve hekimlerin beklentilerine yanıt verebilmek için, diş hekimliğinde yoğun bilimsel çalışmalar devam etmektedir. Son yıllarda hastaların arka grup dişlerde bile daha estetik
görünüm isteği alternatif materyal arayışlarına neden olmuştur (Öztürk 2001).

Posterior bölgede estetik beklentilerin artmasıyla birlikte, amalgam ve döküm inley restorasyonların yerine kompozit ve seramik inley restorasyonlar geliştirilmiştir. Ancak polimerizasyon büzülmesi, fiziksel özelliklerinin yetersizliği, renklenme gibi dezavantajlarından dolayı kompozitlere oranla seramik materyaller daha çok tercih edilmektedir. Sertliklerinin mineye yakın olması, kırılmaya karşı dirençli olmaları ve doğal diş ile mükemmel uyum göstermeleri, seramik inley restorasyonların tercih nedenlerinin başında gelmektedir (Tak 2008).

Seramik inley restorasyonlarda hem seramiğe hem de diş dokularına daha iyi bağlanan simanların ve dentin bonding ajanların geliştirilmesine bağlı olarak, konvansiyonel simanlar yerine kompozit rezin simanlar tercih edilmektedir (Tak 2008). Simantasyonda rastlanılan en büyük problem, restorasyon ve diş arasında polimerizasyon büzülmesi ile ortaya çıkan mikroaralıktır. Bu mikroaralık, restorasyon ile diş arasındaki bağlantıyı kötü yönde etkileyecektir (Öztürk 2001). Klinik başarı için dişe bağlayıcı ajan ile güçlü bir bağlantı elde edilip, diş yapısı desteklendiğinde restorasyonun dayanıklılığı da artar. İyi bir bağlantının elde edilememesi sonucu zamanla restorasyonun marjinal bütünlüğü, tutuculuğu bozulabilmekte ve hatta bu durum, restorasyonun kırılmasına yol açabilmektedir (Blatz ve ark 2003a).

Buonocore (1955) ilk adımını attığı ve akrilik rezinin diş yüzeyine bağlanması konusunda bugün gelinen noktada, araştırmaların yönü daha çok siman seramik ara yüzüne ve bu bağlantının nasıl geliştirilebileceği konusunda odaklanmıştır (Uludamar 2007). Seramik inley restorasyon uygulamalarında karşılaşılan problemlerden bir tanesi restorasyonun diş yüzeyine olan retansiyonudur. Seramik inley restorasyonun iç yüzeyi, simanın seramik yüzeyinin mikroporlarına mikroretansiyonunu arttırmak için bazı yüzey işlemlerine tabi tutulmalıdır. Seramik

yüzeyine uygulanan bu yüzey işlemleri yüzey alanını ve yüzeyin ıslanabilirliğini arttırmakta, mekanik retansiyon için mikro porlar oluşturmaktadır (Borges ve ark 2003, Osorio ve ark 2010). Simantasyon öncesi bağlanma dayanımını arttırmak amacı ile seramik yüzeyine uygulanan bu işlemler; frezeleme, Al_2O_3 ile kumlama, asitleme ve lazer uygulamadır (Blatz ve ark 2003a, Üşümez ve Aykent 2003).

Bu çalışmanın amacı; farklı yüzey işlemlerinin (kumlama, HF asit, deneysel asit, Nd: YAG lazer, lazer+kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit) Finesse, IPS Empress Estetik, IPS Empress e-Max ve Zirkonzahn Prettau seramik sistemleri ile hazırlanan inley restorasyonların iç yüzeylerinde oluşturdukları pürüzlülükleri atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile değerlendirmek ve seramik inley restorasyonların kompozit rezin siman (Clearfil Esthetic) ile dişe simantasyonundan sonra klinik başarılarını önemli derecede etkileyen dentine bağlanma dayanımlarını mikrogerilim test yöntemiyle incelemektir. Ayrıca bu çalışmada yüzey pürüzlülüğü ile bağlanma dayanımı arasındaki ilişki de değerlendirilecektir. Bu çalışmanın sonuçları; uzun dönem başarılı seramik inley restorasyonların yapımında klinisyenlerin hangi tip yüzey pürüzlendirme tekniğini ve tam seramik sistemini tercih etmesi gerektiğinin belirlenmesi açısından yol gösterici olacaktır.

Hipotezimiz farklı yüzey işlemlerinin farklı seramik sistemlerin pürüzlülüğünü ve bağlanma dayanımını değiştireceğidir. Çalışmamızda bu hipotezin doğruluğu test edilecektir.

1.1. Posterior Restorasyonlar

Günümüzde hastalar estetik restorasyonlara ve insanın dış görünümünün anahtarı olan dişlere eskiye oranla çok daha büyük önem vermektedirler. Estetiğe verilen önemin artması, estetik restoratif materyallerin daha hızlı gelişerek yeni ürünlerin ortaya çıkmasına ve bunun sonucunda klinik uygulamalarda daha fazla yer bulmalarına neden olmuştur (Tak 2008).

Amalgam, uzun yıllar boyunca güvenilir bir posterior dolgu maddesi olarak kendisini ispatlamıştır. Günümüzde fonksiyonel olarak pek çok hasta tarafından kabul edilebilir özelliğini sürdürmesine karşın, estetik değildir (Krejici ve ark 1993, Fradeani ve ark 1997, Öztürk 2001).

Bunun yanısıra altın alaşımları da, uzun süre posterior dişlerin restorasyonunda en çok kullanılan materyal olmuştur. Korozyona karşı dirençli olmaları ve biyolojik uyumlarının yüksek olması en büyük avantajlarıdır. Ancak bu klasik materyaller ile de estetik olarak başarılı sonuçlar alınamamıştır (Molin ve Karlsson 1993, Leinfelder 1994, Öztürk 2001).

Posterior bölgede restoratif amaçla tercih edilen estetik materyaller; direkt ve indirekt uygulanan kompozit rezinler, seromerler ve dental seramikler olarak sınıflandırılabilir (Scheibenbogen ve ark 1999, Koçak 2006, Tak 2008).

1.2. Kompozit Rezinler

Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinler ilk olarak 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından amalgama alternatif olarak tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir (Garber ve Goldstein 1994, Dayangaç 2000, Koçak 2006).

Kompozit rezinler başlangıçta fiziksel özelliklerinin yetersizliği nedeniyle tercih edilmemişse de; adeziv sistemlerdeki gelişmeler ile dentine bağlantı kuvvetlerinin arttırılması, materyalin doldurucu oranı ve kimyasal katkı oranları gibi özelliklerinin geliştirilmesi ile klinik kullanımları artmıştır (Garber ve Goldstein 1994, Koçak 2006).

Kompozit inleylerin en büyük avantajı, klinik ve laboratuvar işlemlerinin kolay olmasıdır. Ancak yüksek polimerizasyon büzülmesi, aşınmaya karşı direnç düşüklüğü ve termal genleşme katsayısının yüksek olması gibi olumsuzluklara sahiptirler (Mitchem 1988, Qualtrough ve ark 1990, Fradeani ve Aquilano 1997, Gemalmaz ve ark 1997, Abel 1998, Öztürk 2001).

1.3. Seromerler

Seromerler, geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmaya yönelik çalışmalar neticesinde, organik modifikasyonlu seramiklerin geliştirilmesiyle 3. Jenerasyon kompozit ürünleri olarak diş hekimliğine sunulmuştur. 1998 yılından sonra seramik-organik modifikasyon kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan ‘seromer’ olarak kullanımı artmıştır. Seromer materyallerde kullanılan teknoloji, geleneksel kompozitlerden farklıdır. Geleneksel kompozitler saf bir

organik matrikse sahiplerken, seromerler polikondanzasyonla oluşmuş inorganik ve organik ağ matriksine sahiptirler. Doldurucu partiküller çapraz bağlı organik ve inorganik matriks ağı içerisine gömülmüşlerdir. Doldurucu olarak genellikle matriks ile güçlü kovalent bağlar oluşturulabilmelerini sağlayan silanol grubu içeren silikon dioksit ve baryum aluminyum silikat camları kullanılmaktadır (Duke 1999, Ergün 2005, Kara 2010).

Laboratuvarda ışık, basınç-ısı, ışık-vakum veya ışık-ısı kullanılarak polimerize edilen seromer restorasyonlar, konvansiyonel kompozit rezin materyali ile hazırlanan restorasyonlara oranla daha homojen ve düzenli bir yapıya sahiptirler. Ekstraoral "postcuring" ve ilave ısı işlemleri materyalin mekanik özelliklerini dolayısıyla restorasyonun dayanıklılığını arttırmaktadır (Dietschi ve ark 1994, Kuybulu 2005). Polimerizasyon işlemi ağız ortamında gerçekleşmediğinden, büzülme stresleri ve bağlantı başarısızlıkları daha azdır (Vallittu 2004). Seromerlere örnek olarak Targis-Vectris, Adoro-Vectris, Solidex, Estenia verilebilir.

1.4. Dental Seramikler

Diş hekimliğinde seramikler silika yapısında olan topraksı materyallerdir. Bu sebeple isimlerini topraktan yapılma anlamına gelen, 'Keramikos' kelimesinden almaktadırlar (Akın 1999, Yöndem 2006, Altıntaş 2007).

Dental seramikler, temel olarak bir ya da daha fazla metalik veya yarı metalik elementin (alumina, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) oksijen ile bileşiminden oluşan, ametalik ve inorganik yapılardır (Anusavice 2003). Daha kısıtlayıcı bir terim olan porselen ise kaolin, kuartz ve feldsparın ($K_2OAl_2O_36SiO_2$) karıştırılıp yüksek ısıda fırınlanması ile oluşturulan özel bir seramik türüdür. Dental seramikler, bu formüle bağlı kalınarak üretilen materyaller olduğu için 'dental porselen' tanımı da diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Powers ve Sakaguchi 2006, Yüksel 2011).

Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent karakterdedir. Bu güçlü bağlar seramiklere stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler kazandırır. Aynı yapı, seramiğe kırılganlık kazandırdığından sakıncalı bir durumun ortaya çıkmasına neden olur (Akın 1999).

Seramikler genellikle çok kırılgan malzemelerdir. Bu nedenle çatlak ya da kırık olmaksızın bükülemez ve deforme edilemezler. Seramikler, yüksek ergime noktaları ve düşük ısıl ve elektrik iletkenlikleri nedeniyle, birçok endüstriyel uygulamada yalıtkan olarak kullanılabilmektedir (Ferracane 2001, Tak 2008).

Geleneksel dental seramiğin içeriğini feldspar, kaolin, quartz oluşturur. Ayrıca, ek olarak eritgen madde ve pigmentlerin karıştırılıp fırınlanması da söz konusudur (Johnston ve ark 1971, Yöndem 2006).

1. Feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$)

Dental seramiğe birleştiricilik ve saydamlık verir. Doğal feldspar, saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Bunlar diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek, krona doğal görünüş sağlamaya yardım ederler.

Feldspar 1100-1300 °C arasında erir. Yüksek erime dereceli bileşenlere akışkanlık kazandırır. Seramiğe belirli bir şeffaflık verir ve ısıya dayanıklı bileşenleri tutan, bağlayan camlaşmış bir siman görevi yapar (Mc Lean 1979, McCabe 1994, Naylor 1992, Zaimoğlu ve ark 1993).

2. Kaolin ($2H_2OAl_2O_32SiO_2$)

Çin kili olarak isimlendirilen kaolin bir aluminyum hidrat silikatıdır. Dental seramikte çok az kullanılan ya da hiç kullanılmayan kaolinin, yapıştırıcılık ve şekillendiricilik özelliğinden istifade edilir. Seramiğe belirli bir renk donukluğu verir. Su ile karıştırıldığında yapışkan bir kıvam alarak, seramik hamurunun modelaj çalışmasını kolaylaştırır (Mc Lean 1979, McCabe 1990, Naylor 1992, Zaimoğlu ve ark 1993).

3. Quartz (SiO_2)

Quartz tamamen Silis (SiO_2)' den oluşur. Bazı kayalardan, deniz kumu ve çakıllardan elde edilir. Silika yapısında olan Quartz, dental seramiklerde desteklik görevi yapar ve büzülmeyi ayarlar. Kütleye stabilite sağlayarak dayanıklılığını arttırır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Mc Lean 1979, McCabe 1990, Naylor 1992, Zaimoğlu ve ark 1993).

4. Eritgenler

Eritgenler, karışımın akışkanlığını arttırmak ve istenmeyen bazı safsızlıkları tutmak veya uzaklaştırmak için katılırlar. Sodyum ve potasyum karbonatlar, boraks, cam ve bazen kurşun oksit kullanılır. Porselenin erime noktası eritgen miktarı ile değişkenlik gösterir (Johnston ve ark 1971).

5. Pigmentler

Seramiği renklendirmek için kullanılan pigmentler kalay, nikel, kobalt, titanyum, krom, demir, altın oksitler veya metalik altın ve platin olabilir. Renk kadar, floresans niteliği de pigment maddelerinin bir ürünü olabilir (Johnston ve ark 1971, Yöndem 2006).

Bunların dışında, dental seramiklerin dayanıklılığını arttırmak üzere porselen tozuna lösit, alumina, magnezya, tetrasilis flormika ve zirkonium oksit gibi kristalin yapılar da ilave edilmektedir. Bu şekilde elde edilen seramiklerin karakteristik özelliği, iki fazlı ince kristalik yapının bir kısmının, amorf cam matrix içinde yer almasıdır. Mikrokristaller, uygun sıcaklıkta camın toplam hacmi içerisinde çekirdek oluşumu ve kristal büyümesi ile gelişir. Çekirdekler ya cam yapı içinde mevcuttur ya da karışıma dağılım göstererek katılır (Yüksel ve ark 2000).

1.4.1.Dental Seramiklerin Özellikleri

Dental seramikler kimyasal olarak oldukça stabildirler ve uzun zaman içerisinde bozulmadan mükemmel estetik sağlarlar. Isı iletkenliği ve ısısal genleşme katsayıları mine ve dentininkine benzerdir. Dental seramiklerin baskı dayanıklılığı 350-550 MPa arasında yüksek değerlerde olmasına rağmen, çekme dayanıklılığı 20-60 MPa arasında oldukça düşüktür (Van Noort 2002, Bozoğulları 2007).

Seramiklerin kesme dayanıklılığı 110 MPa, elastik modülüsü 69 GPa ve knoop sertliği 460 kg\mm^2' dir. Seramiğin termal özellikleri 0,0030 °C/cm, doğrusal ısısal genleşme katsayısı 12 $\times 10^{-6}$ °C' dir (Craig 1997, Bozoğulları 2007).

Dental seramikler; doku uyumları, aşınmaya karşı dirençleri, renk stabiliteleri ve doğal dişlere benzer özellikleri dolayısıyla sıklıkla tercih edilen dental materyaller içerisinde yer alırlar. Fakat dental seramikler yapısal olarak mikro çatlak yapı özellikleri göstermektedir (Shillingburg ve ark 1997). Bu mikro çatlak yapı,

seramikleri gerilme kuvvetlerine karşı güçsüz hale getirmektedir. Bu yüzden seramiklerin mekanik özelliklerinin arttırılarak gerilme streslerine karşı daha dirençli hale getirilmeleri gerekmektedir. Feldspatik seramik yaklaşık 70 MPa gibi düşük gerilme direnci değerine sahipken, metal altyapı ile desteklenmeleri sonucunda bu değer 550 MPa değerlerine yükselmektedir (Mc Lean 1980, O'Brien 1985, Shillingburg ve ark 1997, Tak 2008).

Dental seramikler klasik olarak fırınlama dereceleri ve güçlendirilme mekanizmalarının esas alındığı yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilirler (O'Brien 2002, Altıntaş 2007).

1.4.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Fırınlama Derecelerine Göre Seramiklerin Sınıflandırılması

Çok Düşük Isı Dental Seramikler (<870 ^{o} C)

Çok düşük ısı seramiklerinin bazıları, büzülme katsayılarının düşük olması nedeniyle titanyum ve titanyum alaşımları ile birlikte kullanılırlar. Fırınlama ısılarının düşük olması, metal oksit açığa çıkma riskini azaltmaktadır. Bunun yanısıra, bazı çok düşük ısı seramiklerinin lösit içerikleri, konvansiyonel düşük ısı seramiklerindeki gibi ısısal büzülme katsayılarını arttıracak kadar fazladır (Sarıkaya 2007, Kara 2010).

Düşük Isı Dental Seramikler (871 -1066 °C)

Düşük ısı seramiklerinin erime derecesi, altından daha azdır. Pişirme süresi çok kısadır. % 30–35 oranlarında büzülme gösteren seramik, piştikten sonra pörözlü bir yüzey gösterdiğinden, ağız sıvısında bozulur, rengi değişir ve gri bir renk alır. İşlemden sonra kırılgan bir hal aldığından önemli yapılarda kullanılma olanağı yoktur (Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 1997). Jaket kron, metal destekli kron seramiklerinde aluminöz seramiklerde (kor materyali hariç), çeşitli boya ve parlatma tozlarında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 1997).

Orta Isı Dental Seramikler (1093-1260 °C)

Yapısında kaolin bulunmayan, ancak eritgen maddeleri kapsayan bu tür seramikler daha düşük derecede erirler. % 15' ten fazla büzülme gösteren seramik,

homojen yapı gösterir. İnley, jaket kron ve köprü protezlerinde kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 1997).

Yüksek Isı Dental Seramikler (1288-1371 °C)

Bu tür seramiklere eritgen madde katılmamıştır. Homojen bir yapı gösterir ve % 15 oranında büzülmeye uğrar. Yüksek ısı seramiği, şeffaflığı, sağlamlığı ve pişme süresinde modelin bütün detayları ile korunması nedeniyle diğerlerine göre tercih edilir. Özellikle suni dişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 1997).

1.4.3. Yapım Tekniklerine Göre Seramiklerin Sınıflandırılması

1- Metal Destekli Dental Seramikler

Döküm Metal Üzerinde Bitirilen Dental Seramikler

Metal destekli seramik restorasyonlar, diş hekimliğinde 1960' lı yıllarda Weinstein' in seramik metal bağlantısını geliştirmesiyle kullanılmaya başlanmıştır (Mc Lean 2001, Tak 2008). Araştırmacılar, metal alaşımı ile ısısal olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip kendi buluşları olan seramiği lösit seramiği olarak tanımlamışlardır (Zaimoğlu ve Can 2011).

Bu seramikler düşük ısıda eriyen bir cam faz ile yüksek miktarda genleşebilen bir kristal fazdan oluşur. Kristal faz olan lösit kristalleri cam ile çevrelenmiştir. Lösit, metal-seramik çalışmaları için düzenlenen seramik materyalinin en büyük kristal bileşimidir. Gri veya beyaza yakın bir mineraldir. Dental seramikte lösitin ana maddesi ortoklastır ($K_2OAl_2O_36SiO_2$ veya $KAlSiO_3O_8$). Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan seramik tozlarının cam matriksler içine kristalin faz olarak % 30-40 oranında lösit ilavesi ile ısısal genleşme katsayıları metal ile uyumlu hale getirilmektedir. Bu bileşim ile metali kaplarken seramiğin metalin erime derecesinin altında pişmesi ve metal ile uyumlu ısısal genleşmenin sağlanması iyi bir bağlanma temin eder (Zaimoğlu ve Can 2011). Bu tip seramikler soy veya soy olmayan metal alaşım sistemlerinin üzerine fırınlanarak elde edilirler. İyi bir metal seramik bağlantısı için metal ve seramiğin termal genleşme katsayıları uyumlu olmalıdır. Metal-seramik bağlantısında, termal genleşme katsayılarındaki uyumsuzluk, istenmeyen termal stresler meydana getirecektir. Bu stresler daha zayıf

olan materyalde yani seramikte kırılmalara sebep olacaktır. Metal yapı öncelikle bir ön ısı uygulamasına tabi tutularak yüzeyin oksitlenmesi sağlanır. Daha sonra metal rengini maskelemek için titanyum dioksit, zirkonyum oksit, kalay oksit gibi oksitler içeren opak seramik uygulanır. Bunun üzerine dentin, mine, glaze porselenleri bilinen usüllerle şekillendirilebilir (Yöndem 2006).

Metal altyapı, seramik restorasyonlarda dayanıklılık sorununu çözerken beraberinde değişik sorunlar getirmiştir. Metal altyapı ışık geçirgenliğini önlemiş, metal renklenmelerini ortaya çıkararak estetiği etkilemiştir. Gingival bölgede oluşan gri hat, metal destekli seramik restorasyonlarda en çok karşılaşılan sorunlardan biridir. Metal-seramik kalınlığı daha fazla diş kesimini gerektirmiştir. Kullanılan metalin kıymetli olması restorasyonları pahalı kılmış ve fırınlama esnasında distorsiyona uğratmıştır. Adi metal alaşımları ise renklenme, alerji ve kalın oksit tabakası nedeniyle bağlantıda başarısızlıklara sebep olmuştur. Bu nedenler, araştırmacıları metal desteksiz restorasyonlar üzerinde çalışmaya yöneltmiştir (Wall ve Cipra 1992, Rosenblum ve Schulman 1997, Zaimoğlu ve Can 2011, Türk 2007).

Metal Yaprak Üzerine Bitirilen Dental Seramikler

Metalin laboratuvar maliyetini düşürmek, metal kalınlığını azaltarak optimum estetiği sağlamak ve simantasyon işlemleri sırasında metal seramik bağlantısındaki gerilimleri azaltma amaçlarını hedefleyen bu sistem; 1976' da Mc Lean tarafından geliştirilmiştir. Ancak bu sistemin güçlendirilmiş tam seramik ve metal destekli seramik sistemlerinden düşük kırılma direncinde bulunması ve çok üyeli restorasyonlarda kullanılmaması bazı sınırlamaları beraberinde getirmiştir (Memikoglu 1997). Renaissance ve Sunrise bu grubun günümüzde bilinen örnekleridir.

2- Metal Desteksiz Dental Seramikler

1886 yılında Land tarafından keşfedilen tamamı seramik restorasyonlara, diş hekimlerinin ilgisi mükemmel estetikleri nedeniyle artarak devam etmiştir (Jones ve ark 1985, Shillingburg ve ark 1997).

Dental seramikler, kayıp diş dokusunun yerini alan en doğal görünüşlü dental materyallerdir. Seramik düşük çekme direnci ve kırılganlığı sebebiyle kırılmaya karşı

direncini arttırmak amacıyla genellikle metal alt yapıya bağlanmıştır. Ancak bu metal alt yapı, seramiğin ışık geçirgenliğini azaltarak, metal iyon renklenmeleri ortaya çıkartarak seramiğin estetiğini etkilemektedir. Ayrıca bazı hastalarda çeşitli metallere hassasiyet ve alerji olabilmektedir. Bu dezavantajlar, materyal ve laboratuvar maliyeti ile birlikte metal destekli seramik sistemlerinin yüksek dayanıklılığı ve hassas uyumu sağlayabilen metal desteksiz dental seramik sistemlerin geliştirilmesine olanak sağlamıştır (Rosenblum ve Schulman 1997).

Konvansiyonel Feldspatik Seramikler

Day materyali üzerine tozun ve likitin karıştırılıp tabakalar halinde uygulanması ile restorasyonun konturlarının sağlandığı seramiklerdir. Tozlar değişik ton ve translüsensiye sahiptirler. Bu seramiklere örnek olarak Optek HSP, Duceram LFC, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage ve Mirage II verilebilir (Rosenblum ve Schulman 1997).

Kor Yapısı Güçlendirilmiş Seramikler

Alumina Kor ile Güçlendirilmiş Seramikler

Mc Lean ve Hughes 1965 yılında, seramik tozu ile % 40–50 oranında alüminayı karıştırarak bilinen seramikten iki kat daha dayanıklı yeni bir türü geliştirmiştir. Bu sistemde kor yapı üzerinde, yüksek oranda alümina içeren dentin ve mine veneer tozları kullanılarak, istenen dayanıklılık ve translüsent özellikte jaket kronlar elde edilir (Mc Lean 1979).

Alumina seramik, oldukça dayanıklı olmasına rağmen, sabit bölümlü protezlerde kullanılabilecek kadar dirençli değildir. Alumina ile güçlendirilmiş seramik sistemi, Platin yaprak tekniğinin kullanıldığı bir sistemdir. Kor yapı düşük ve orta sıcaklıkta eriyen seramikten oluşur (Kedici 2002).

Bu tip seramiklere örnek olarak Aluminöz seramikler, Cerestore/Alceram, Hi-ceram, In-ceram seramikler verilebilir (Crispin ve ark 1994).

Magnezya Kor ile Güçlendirilmiş Seramikler

Temel yapısını, ağırlığının % 40–60 oranında magnezya ve magnezyum oksitin oluşturduğu seramik kor materyalinin ısısal genleşme katsayısı 13,5 x 10^{-6} °C

gibi yüksek bir değerdir. Bu nedenle, metal destekli seramik sistemleriyle kullanılan dentin ve mine seramiği ile birlikte kullanılabilir (Yüksel ve ark 2000). Bu kor materyalinin ısısal genleşme katsayısı 13,5 x 10^{-6} °C gibi yüksek bir değer olduğundan dolayı; metal destekli seramik sistemleriyle kullanılan dentin ve mine porseleni ile birlikte kullanılabilmektedir (Yüksel ve ark 2000). Dental materyal teknolojisindeki ilerlemeler, zirkonya bazlı seramiklerin gelişimini sağlamıştır (Guazzato ve ark 2004). Kompozisyonundan dolayı kırılma dayanımı çok yüksek olup, sinterize zirkonyanın kırılma dayanımı 1000 MPa' ı aşabilmektedir (Blatz ve ark 2003a).

Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Kor Materyali

Zirkonyum oksit yüksek dirençli bir seramiktir. Feldspatik seramiğe oranla yaklaşık 6 kat daha güçlüdür (Derand ve Derand 2001). Zirkonyum oksitin biyouyumluluğu kalça çıkıklarında femur başı için kullanıma sunulmasıyla kesinlik kazanmış ve sonrasında yüksek direnç ve estetik talepler dahilinde diş hekimliğinin ilgi alanına girmiştir (Filser ve ark 2001).

Tetragonal fazda seramiği stabilize etmek için zirkonyum materyaline % 3,5-6 oranında yiterbiyum partikülleri ilave edilmiştir. Normalde oda sıcaklığında madde stabil değildir (Derand 2001). Grenlerin boyutu 0,4 μm olup homojen özellikteki ince grenli bu mikroyapı restorasyonlar için üstün mekanik kaliteden sorumludur. Sonuçta transformasyon-sertlik mekanizması sebebi ve göz dolduran mekanik özellikleri itibariyle, kuvvetli yüklere maruz kalınan posterior bölgede çok üyeli köprü olarak kullanımı endikedir (Tinschert ve ark 2001). Bunun yanında, seramik altyapının veneer seramik ile kaplanacak olması da dikkate alındığında kuvvetlere karşı dayanıklılığının bir miktar daha artacağı aşikardır. Çok üyeli bir köprüye esas dayanıklılığı seramik alt yapı kazandırmaktadır. Materyalin avantajı yüksek dayanıklılığı ve aşındırıldığı durumlardaki üstün detay kabiliyetidir. Dezavantajı ise hafif opak görüntü içermesidir. Bu sebeple zirkonyum oksit köprüler anterior bölgede endike değildir (Derand ve Derand 2001).

Zirkonyumu kolaylıkla sertleştirebilmek için MgO, CaO veya yiterbiyum benzeri stabilize edici maddeler ile harmanlamak gerekmektedir. Bu şekilde ilk

fırınlama esnasında tamamıyla tetragonal olması yerine parsiyel kübik bir kristal yapıya sahip olur (Sundh ve Sjogren 2006, Sarıdağ 2007).

Kübik Zirkonyum: Zr_2O (zirkonyum oksit) formunda olup tek kristallidir. Kırılma dayanıklılığı ve sertliği nispeten düşüktür. Termal şok direnci oldukça yüksektir (Sundh and Sjogren 2006, Sarıdağ 2007).

Zikonyum PSZ: Krem renginde olup yaklaşık % 10' luk MgO ile harmanlanmıştır. Parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum olarak adlandırılır. Sertliği oldukça yüksek olduğu gibi sıcaklığın arttırıldığı şartlarda bile bu özelliğini koruyabilmektedir. Değeri biraz düşük olsa da iri grenli yapıya sahiptir (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

Zirkonyum TZP: Polikristal yapıda tetragonal zirkonyum olarak isimlendirilmiştir. Yaklaşık % 5 yiterbiyum ile harmanlanması neticesinde elde edilmiştir. Oda sıcaklığında en yüksek değerde sertliğe sahip olmasının sebebi % 100' e varan tetragonal durumudur. Ancak 200-500 ºC' lerde geri dönüşümsüz kristal transformasyonunda bire bir azalarak, boyutsal değişimlere sebebiyet verir (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

Dökülebilir Cam Seramikler

Bu sistem, florin içeren tetra-silisik mika kristallerinin cam bir faz içinde kontrollü kristalizasyonu tekniğini esas alan dökülebilir cam seramiklerin üretimidir. Mum uzaklaştırma tekniği ile dökülebilen bu seramik türünün; anterior ve posterior tek kron, inley, onley, faset, kontur ve oklüzal yüzey restorasyonlarında uygulama alanı vardır. Genellikle tek renkte bulunan bu materyal konvansiyonel feldspatik seramikle kaplanarak, final restorasyonun istenen rengi ve karakterizasyonu sağlanmaktadır (Kedici 2002, Yöndem 2006). Katı bloklar kor yapımında veya santrifüj ile döküm teknikleri kullanılarak full kontür restorasyonların yapımında kullanılır. Dicor, Cerapearl, CD 200, OCC Olympuss seramik sistemleri bu tekniğe örnek olarak verilebilir (Yöndem 2006).

Bilgisayar Yardımı ile Hazırlanan Seramikler

Dental seramik üretiminin teknolojik buluşları, tam seramiklerin bilgisayar destekli tasarım ve üretimine [Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture (CAD/CAM)] olanak yaratmış olup, bu teknik ilk kez 1971 yılında Altschuler tarafından gerçekleştirilmiştir. Diş kesimlerinin optik görüntülenmesi, görüntünün dijitalize edilmesi ve restorasyonların bilgisayar kontrolünde freze sistemi, seramik blokların kesilerek şekillendirilmesi yoluyla hazırlanması ile tam ve bölümlü, 3/4, 7/8 kronlar, inley, onley dolgular ve fasetler hazırlanabilmektedir (Kedici 2002).

Cerec, Duret, Denzir, Procera, Rekow, Comet, Cicero, Celay seramik sistemleri bu tekniğe örnek olarak gösterilebilir (Yöndem 2006).

Zirkonzahn Prettau

Zirkonzahn Prettau seramikler her türlü sabit restorasyonlarda kullanılır. Zirkonya tanecikler kimyasal içeriğini oluşturmaktadır. Ytriyumla kısmen stabilize edilmişlerdir. ZrO_2 yüksek kırılma direnci ve stabilite göstermektedir. ZrO_2 mikro yapıları translusent özellik gösterir. Veneer seramik elimine edilerek kullanıldıkları için seramik aşınması oluşmaz. Okluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda ve implant hastalarında tercih edilir. Sinterlenmiş prettau zirkonya özel malzeme birleşimi sayesinde olağanüstü bir yoğunluk ve pürüzsüzlük sağlamaktadır. Böylece seramik sistemi, doğal diş yapısı üzerinde herhangi bir aşınmaya yol açmaz. Buna karşılık vener seramik zımpara gibi işleyen pürüzlü yüzeyi ile doğal diş yapısı üzerinde aşınmaya yol açacaktır (Rosentritt ve ark 2011, www.zirkonzahn/prettau.com). Prettau bloklar CAD/CAM teknolojisi ile işlenir. Sinterleme öncesi renklendirmede özel prettau likitleri kullanılır. Okluzal yüzeylerin vener seramik ile işlenmesine gerek yoktur doğrudan zirkon yapıdan okluzal yüzeyler işlenir. Yapı kızıl ötesi lamba (Zirkonlampe 250) altında en az bir saat kurutulur ve Prettau için özel bir programda 1600°C' de sinterlenir. Gerekirse 0,3-0,5 mm kalınlığında veneer seramik kullanılır. Zirkonzahn Prettau'nun bükülme direnci normal zirkonyaya göre % 10 daha düşüktür, fakat bu açık daha kalın yapıya izin veren zirkonya sayesinde bir sorun olmaktan çıkar. Veneer seramiği için boşluk

bırakmak zorunda kalınmaz, böylece bükülme dayanımı % 200' e kadar çıkar (www.zirkonzahn/prettau.com).

Kopya Freze Tekniği ile Yapılan Dental Seramikler

Celay sistemi, 1987 yılında Eidenbenz ve Nowack tarafından geliştirilmiştir (Grüninger ve ark 1996) ve ilk olarak da 1991 yılında Mikrona AG (İsviçre) firması tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır (Rinke ve Hüls 1996, Hickel ve ark 1997). Bu sistem mikromilling teknolojisini kullanarak inley, onley, kron ve üç üyeli köprülerin yapımını kısa bir zaman içinde gerçekleştirmektedir (Sevük ve ark 2002). Restorasyon yapımında önce preparasyon yapılıp ölçü alınır ve elde edilen day üzerine rezin örnek hazırlanır. Bu rezin örnek cihazın kopyalama bölümüne yerleştirilir (Rinke ve Hüls 1996). Celay üniti birbirinden ayrılmış iki bölümden oluşmaktadır (Siervo ve ark 1994). Sağ taraftaki kesici bölüme seramik blok yerleştirilir. Bu kesici ünitin iki tarafı birbirine geometrik transfer mekanizmasıyla bağlıdır, bu da kopya aleti ve kesici ucun üç boyutlu hareketine izin vermektedir. Kesim süresince soğutma için özel bir likit püskürtülür (Rinke ve Hüls 1996). Restorasyonların yapımında farklı tip frez çeşitleri kullanılmaktadır (Hickel ve ark 1997). İç yüzeylerin preparasyonu rond, dış yüzeylerin ise disk şeklindeki frez yardımıyla yapılır. Bitiş konturları için fissür elmas frez kullanılır. Bir restorasyonun yapımı yaklaşık 15 dakika sürmektedir. Bu kor altyapının hazırlanmasının ardından konvansiyonel tekniklerle veneer seramik uygulanır ve restorasyon bitirilir (Rinke ve Hüls 1996).

Isı ve Basınç Altında Şekillendirilen Cam Seramikler

Bu sistemde restorasyonlar, katı seramik bloklar şeklinde bulunmaktadır. Bloklar ısıda eritilip, kaybolan mum tekniği kullanılarak hazırlanmış muflada preslenmektedir. Preslenmiş kor, full kontur restorasyon olarak ya da konvansiyonel feldspatik restorasyona altyapı olarak kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2011).

IPS Empress

1990 yılında Wohlewend tarafından temel yapısı anlatılan IPS Empress "lösit" içeren cam seramiktir (Rosenblum ve Schulman 1997, Dijken 1999, Gür 2006). Bu materyal kimyasal olarak $SiO_2Al_2O_3K_2O$'den oluşur. Silikat cam matriks

hacminin yaklaşık % 30-40' ını 1-5 μm büyüklüğünde olan lösit kristalin faz oluşturmaktadır (Myers ve ark 1994, Holand 1998).

Bu sistemde lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik tabletler, EP 500 adı verilen özel fırında 1075 °C veya 1180 °C' de visköz 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 seramik kullanılarak yapılan restorasyon, yüzey renklendirilmesine tabi tutulur. İkinci teknikte, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen restorasyonun son formu, veneer seramik materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir. IPS Empress, inley, onley, veneer seramik ve tek kron yapımında kullanılmaktadır. Üç ve daha fazla üyeli köprülerde kullanılmaz (Wall ve Cipra 1992, Giordano 1996, Kelly ve ark 1996, Rosenblum ve Schulman 1997, Mc Lean ve Odont 2001).

Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişlere benzerdir, bükülmeye karşı direnci ise 120-200 MPa' dır (Giardano 1996, Holand 1998, Tak 2008).

IPS Empress 2

Kimyasal temeli SiO_2Li_2O olan lityum disilikat içerikli IPS Empress 2, 1998 yılında Beall ve Echeverria tarafından geliştirilmiştir (Schweiger ve ark 1999). IPS Empress 2, ısı ve basınç altında preslenen lityum disilikat cam seramik kor yapı üzerine florapatit yapıda cam seramiğin pişirilmesi ile dayanıklılığı arttırılan seramik sistemidir (Akgüngör ve ark 2005, Kümbüloglu ve ark 2005, Gür 2006).

Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapı, esas kristal faz olarak hacminin en az % 60' ı kadar 0,5-4 μm büyüklüğünde lityum disilikat kristalleri; ikinci kristal faz olarak ise 0,1-0,3 μm büyüklüğünde lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri içermektedir (IPS Empress System 2005).

Lityum disilikat cam tabletleri; EP 500 adı verilen özel fırında 920 °C' de vizköz akma özelliğine ulaşır ve revetman boşluğun içine yollanır. Lityum cam seramik kor yapı üzerine restorasyonun son şeklini vermek için tabakalama tekniği ile yerleştirilen cam seramik, florapatit yapıdadır. IPS Empress ve IPS Empress 2' nin asıl farklılığı materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılardır. Bu kor yapıdaki

farklılık, IPS Empress 2' nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress' e göre üç kat arttırmıştır (Heintze 1998, Altıntaş 2007).

Esneme dayanıklılığı ise 350-450 MPa' dır (Van Noort 2002). Karşıt doğal diş aşınmasının daha az olması, optik özellikler ve translüsenslik açısından diğer tüm seramiklerden daha avantajlıdır (Holand ve ark 2000).

IPS Empress 2 sistemi anterior ve posterior tek kronlarda, anterior ve posterior üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Ancak posterior üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde olmalıdır (Heintze 1998, Oyar 2002, Kara 2010).

IPS Empress e-Max

IPS Empress 2 gibi press tekniği ile kullanılan lityum disilikat cam seramiktir. Temel kristal faz olan lityum disilikat 3-6 μm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller cam matriks içine gömülmüş şekildedir. Bu teknikte, renk pigmentleri erime ısısına ulaşıldığında eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar arzu edilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilmesidir. Bunun aksine renk pigmentleri mikro yapıda kusurlara neden olmaktadır (Ivoclar Vivadent 2005).

Farklı renklerde ingotlar şeklinde bulunur ve iki farklı opasitesi mevcuttur. Kırılma dayanıklılığı 400 MPa' dır. Bilinen Empress pressleme teknikleri ile üretilirler. Anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonlar, laminate veneerler ve köprüler için kor yapı olarak kullanılırlar. Bu korlar üzerine IPS e-Max Ceram veneer uygulanır (Ivoclar Vivadent 2005).

Kimyasal yapısı içerik olarak hemen hemen IPS Empress 2 materyali ile aynı olan IPS Empress e-Max Press sisteminin fiziksel özellikleri fırınlama işlemi ve yapısında meydana gelen değişikliklerden dolayı farklılık göstermiştir. IPS Empress 2 ile karşılaştırıldığında mekanik özellikleri ve ışık geçirgenliği önemli ölçüde geliştirilmiştir (Josephine ve ark 2006, Sarıdağ 2007).

IPS Empress Estetik

IPS Empress Estetik lösit içerikli presslenebilen cam seramiktir**.** Yüksek estetik beklentisi olan tek kron restorasyonlarda kullanılmaktadır. Üstün dayanım dirençlerinin yanı sıra lösit içerikli cam seramikler fevkalade estetik özellik göstermektedirler. Homojen yapı gösteren bu seramikler ışığı doğal bir şekilde yayarlar ve bukalemun etkisi gösterirler. IPS Empress Estetik seramikler estetiği, uyumu ve fonksiyonu mükemmel şekilde kombine ederler. Tek kron restorasyonlarında (inley ve onley restorasyonları, parsiyel kronlar, anterior ve posteriyor kronlar) kullanılırlar. Kırılma direnci 160 MPa' dır. Yüksek estetik özellik göstermeleri, 7 farklı translüsensi seçeneği sunan 12 farklı ingot bulundurmaları, doğal görünümünün yanı sıra dengeli bukalemun etkisi göstermeleri, mükemmel marjinal uyum göstermeleri avantajlarındandır (Ivoclar Vivadent 2005).

Finesse Tam Seramik

Lösit oranı düsük olan Feldspatik cam seramiktir. Bu seramiklerde, dental seramiklerin arzu edilen özelliklerini maksimuma çıkarmak için lösit içeriği azaltılmıştır. Lösit içeriği % 8-10 oranındadır. Finesse seramikler, klasik yüksek ısı seramiklerde istenilen pozitif özelliklerin hepsine sahiptir. Lösit içeriğinin düşük olması nedeniyle karşıt dentisyona daha az zarar verirler (Ateş 2002). Finesse seramikler, yüksek ısı seramiklere kıyasla % 70, diğer konvansiyonel seramiklere göre ise % 88 daha az mine aşınmasına neden olurlar (Hacker ve ark 1996, Gür 2006).

1.5. Seramik İnleyler

Seramik inley tekniği ilk defa 1862 yılında geliştirilmiştir. Seramik inleylerin popüleritesi; seramik fırınlarında ve tozlarındaki gelişmeler, 1955' de Buonocore'un asitle pürüzlündürme tekniğini geliştirmesi, elastomerik ölçü maddeleri ve cam iyonomer simanlar gibi yeniliklerden etkilenmiştir. Yapımının zaman alması ve pahalı olması nedeniyle seramik inleyler hiçbir zaman rutin uygulamaya girmemiştir. Zaman alması ve yapımının pahalı olması bunu engellemiştir (Zaimoglu ve Can 2004).

1886’ da Land, platin folyoyu direkt olarak inley kavitesine yerleştirmiş ve seramiği bunun üzerine fırınlamıştır. Bu teknikte büzülmenin kompanzasyonu için, ikinci kez fırınlamada seramik eklenmesi mümkün olmuştur (Zaimoglu ve Can 2004).

1930’ larda seramik inley yapımında kavite ölçüsü üzerinde kullanılan platin folyo elimine edilerek, seramiğin direkt revetman model üzerinde pişirilmesi geliştirilmiştir. Ancak 1966’ da değişik refraktör revetman daylar üzerinde direkt olarak pişirilen seramik inleylerin mikroskobik ölçümleri, döküm-altın inleyler ile aynı marjinal ve internal adaptasyona sahip olduğunu göstermiştir (Zaimoglu ve Can 2004).

Seramik kırılgan bir materyal olduğundan ve yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan bölgelerde oluşacak stresleri en aza indirmek için diş preperasyonuna da gerekli özen gösterilmelidir. Preparasyonda yuvarlatılmış dış ve iç duvarlar ve yuvarlatılmış shoulder ya da derin chamfer marjinler önerilmektedir. Marjinler minede bitirilmelidir (Blatz 2002). Seramik inley preparasyonunun temeli, restorasyonun form ve fonksiyonunun uzun dönem muhafaza edilmesi amacıyla, kalan diş yapısının korunması ve güçlendirilmesine dayanır. Preparasyonları, döküm metal inleylerden farklıdır. Seramik inleylerin laboratuvar işlemlerini kolaylaştırmak ve restorasyondaki kırılmaları önlemek amacıyla, keskin kenar ve köşeler bırakılmaz. Döküm metal inleylerin aksine seramik inleyler, restorasyonun oturumunu kolaylaştıran bevel içermezler (Garber ve Goldstein 1994, Öztürk 2001).

Seramik inleyler; biyouyumluluk, yüksek estetik, aşınmaya karşı direnç gibi pek çok mükemmel özelliğe sahiptirler. İdeal anatomik yapının kolaylıkla sağlanması, ışık geçirgenliğinin ve fiziksel özelliklerinin doğal dişe benzer olması da avantajlarındandır (Quatrough ve ark 1990, Hayashi ve ark 2000, Öztürk 2001). Ayrıca, asitlenmiş seramik inleylerin rezin simanlarla bağlantısı, kompozit inleylere göre uzun sürelidir. Dolayısıyla seramik inleylerin marjinal uyumları, kompozit inleylerden daha iyidir. (Thordrup ve ark 1994, Öztürk 2001).

Mine ve dentin dokusuna benzer termal ekspansiyon katsayısına sahip olmaları ve biyouyumluluklarından dolayı, inley/onley restorasyon uygulamaları için günümüzde seramikler tavsiye edilmektedir (Öztürk ve ark 2003).

Seramik İnleylerin Kavite Preparasyonları

Seramik inley preparasyonunun temeli, restorasyonun form ve fonksiyonunun uzun dönem muhafaza edilmesi amacıyla, kalan diş yapısının korunması ve güçlendirilmesine dayanır. Preparasyonları, döküm metal inleylerden farklıdır. Seramik inleylerin laboratuvar işlemlerini kolaylaştırmak ve restorasyondaki kırılmaları önlemek amacıyla, keskin kenar ve köşeler bırakılmamalıdır. Döküm metal inleylerin aksine seramik inleyler, restorasyonun oturumunu kolaylaştıran bevel içermezler (Garber ve Goldstein 1994, Öztürk 2001).

İnley preparasyonu, okluzal-aksiyal azaltma, marjinlerin hazırlanması, iç yüzeylerin hazırlanması ve bitirilmesi, preparasyonun eğimi ve uzantıları, tüberküllerin preparasyonundan oluşur (Zaimoğlu ve Can 2011).

Seramik inley preparasyonu için yaklaşık 1,5-2 mm okluzal diş dokusunun uzaklaştırılması gereklidir. Okluzal marjin chamfer tarzında hazırlanmalıdır. Aksiyal yüzlerdeki marjinler, gingivo-okluzal yönde yuvarlatılmış açısı 110-135 °C arasında değişen derin chamfer şeklinde bitirilir. Seramik inley hazırlanacak diş preparasyonlarında iç yüzeylerin pürüzsüz ve yuvarlak açılanma ile sonlandırılması gereklidir. Seramik inley preparasyonunda kavite aksiyal duvarları için eğim 6-8° olmalıdır. Fonksiyonel tüberkülün inleylerde 1,5 mm kadar prepara edilmesi çiğneme işlemi sırasında oluşacak okluzal yüklere daha iyi karşı koymasını sağlar. Fonksiyonel tüberkül kesim derinliğinin premolarlar için 1,5 mm, molarlar için 2 mm olması seramik kalınlığının kritik gerilimleri karşılaması için gereklidir. Fonksiyonel olmayan tüberkülde seramik kalınlığının 1-1,5 mm olması yeterli direnci sağlamaktadır (Zaimoğlu ve Can 2011).

Seramik İnleylerin Endikasyonları;

-Tüberkül kırığı olduğunda ve estetiğin ön planda tutulduğu durumlarda (Banks 1990, Zaimoğlu ve Can 2011)
-Seramiğin rezin simanlarla diş dokusuna bağlanması sonucunda dayanıklılığı artacağından endodontik tedavi görmüş dişlerde (Banks 1990, Gemalmaz 2002, Zaimoğlu ve Can 2011)
-Aşınmanın fazla olduğu bölgelerde (Banks 1990)

-Metal restorasyon istemeyen veya metal alerjisi olan hastalarda (Banks 1990, Zaimoğlu ve Can 2011)
-Geniş ve derin çürük kavitesi bulunan dişlerde, zayıflamış duvarların adeziv teknik ile yapıştırılan seramik inleyler ile desteklenerek tüberkül kırıklarına karşı dirençlendirilmesi amacıyla (Dietschi ve ark 1990, Gemalmaz 2002)
-Karşıt arkta seramik kron veya köprülerin bulunduğu vakalarda benzer sertlik ve aşınma direncine sahip materyal kullanılması gerektiğinde (Krejici ve ark 1993)
-Amalgam restorasyonların sıklıkla düştüğü kavitelerde (Dietschi ve ark 1990, Brunton ve ark 1999) endikedir.

Seramik İnleylerin Kontrendikasyonları;

-Kötü alışkanlıkları olan (bruksizm gibi) hastalarda
-Kron boyu kısa olan dişlerde, yeterli kırılma direnci için gerekli seramik kalınlığı sağlanamayacaksa ve kron kısalığı sebebiyle yapıştırma tekniğinin etkili olacağı diş dokusu alanının yetersizliğinde (Zaimoğlu ve Can 2011)
-Genç hastaların geniş ve gelişimini tamamlamamış pulpalı dişlerinde
(Zaimoğlu ve Can 2011)
-Seramik restorasyonun karşısında geniş bir rezin restorasyon varsa (Zaimoğlu ve Can 2011)
-Küçük Sınıf I ve Sınıf II kaviteleri bulunan azı dişlerinde (Zaimoğlu ve Can 2011)
-Restore edilecek dişte kavitenin servikal sınırları subgingival yönde çok aşağıda konumlanıyorsa veya kavitenin yapıştırma sırasında tamamen kuru kalması sağlanamıyorsa; ortamdaki nem yapışmayı olumsuz etkileyeceğinden, seramik inleylere alternatif yaklaşımlar düşünülmelidir (Banks 1990).

1.6. Simantasyon Öncesi Yüzey Hazırlıkları

Adeziv tekniklerde sürekli gelişmeler olmasına rağmen, uzun dönemde restorasyon diş sert dokuları arasında meydana gelen mikro sızıntıyı önlemek pek mümkün değildir (Van meerbek 2003b, Güner 2009). Seramik laminate veneerler, seramik inley ve onleyler, tam seramik kron ve köprülerin yapıştırılması ya da metal destekli seramiklerin tamiri için seramik-rezin siman bağlantısı gereklidir (Crispin ve ark 1994, Didier ve Spreafico 1999, Roulet ve Degrange 2000, Gür 2006). Tam seramik restorasyonların adeziv simantasyonu diş-siman bağlantısı ve siman-seramik

bağlantısı olmak üzere iki farklı yüzeyde gerçekleşmektedir (Qualtrough ve Piddock 1999, Dörterler 2007). Rezinin sıkı bir şekilde seramik yüzeye yapışması, mikromekanik bir yüzey kilitlenmesine ve seramik yüzeyin aktivasyonu ile kimyasal bağlantı sağlanabilmesine bağlıdır (Blatz ve ark 2003a).

Kullanılan yüzey pürüzlendirme yöntemleri;

- Elmas döner aletler ile pürüzlendirme
- Al_2O_3 ile kumlama
- Asitle pürüzlendirme (Blatz ve ark 2003a)
- Lazerle pürüzlendirme (Schmage ve ark 2003) şeklindedir.

1.6.1. Elmas Döner Aletler ile Pürüzlendirme

Bazı araştırıcılar (Awliya ve ark 1998, Kosmac ve ark 1999, Derand ve Derand 2000, Blatz ve ark 2003a), seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kalın grenli elmas frezleri kullanmışlardır. Elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre daha pürüzlü yüzeyler elde edilmiştir. Bunun sonucunda rezin siman-seramik bağlantısının arttığını bildirmişlerdir (Derand ve Derand 2001, Uludamar 2007). Mekanik bağlantı seramik yüzeylerinin elmas frezlerle aşındırılması ile sağlanır (Blatz ve ark 2003a, Attia ve Kern 2004). Ancak frezlerle yapılan pürüzlendirme işlemi, seramiklerde mikro çatlak ve kırıklara neden olur ve restorasyonların uyumunu kötü yönde etkiler (Kamada ve ark 1998, Attia ve Kern 2004, Gür 2006).

1.6.2. Kumlama

Seramik yüzeyi için tavsiye edilen diğer bir işlem Al_2O_3 partikülleriyle pürüzlendirmedir. Kumlama ile mikromekanik retansiyon sağlanması pek çok farklı seramik tipi için geniş kullanıma sahiptir (Kato ve ark 2000, Dörterler 2007).

Yüksek dayanıklılıktaki seramik materyallerde yüzey pürüzlülüğünün arttırılması yüzey enerjisini arttırmakta ve dolayısıyla ıslanabilirliği arttırarak rezin simanın bağlanma dayanımını yükseltmektedir (Blatz ve ark 2003a, Amaral ve ark 2006, Uludamar ve ark 2011).

Kumlama yöntemi ile oksitler ve yağsı materyaller seramik yüzeyinden uzaklaştırılır, seramik ve rezin arasındaki tutuculuk arttırılır. Seramik veya metal yüzeye Al_2O_3 uygulandığında daha güçlü kompozit rezin bağlantısı sağlayan

pürüzlendirilmiş yüzeyler elde edilir. Bu konuda yapılan araştırmalarda en çok 50 µm veya 110 µm Al_2O_3, 2,5 veya 2,8 bar basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden uygulanmıştır (Piwowarczyk ve ark 2005, Wolfart ve ark 2007).

Etkinliği partiküllerin sertliğine, şekline ve büyüklüğüne bağlı olarak değişen kumlama işleminde genel bir kural olarak, kullanılan partiküllerin uygulama yapılacak materyal yüzeyinden daha sert olması gerekmektedir. Abraziv partiküllerin hızla çarpması sonucu yüzeyde oluşan defekt büyüklüğü, partikül büyüklüğü ile orantılıdır; ancak bunun yanı sıra kullanılan seramiğin; kompozisyon, yoğunluk, sertlik ve gren boyutları da uygulanan yüzey işlemlerinin restorasyon üzerinde doğurduğu sonuçları etkilemektedir (Kern ve Thompson 1993, Aboushelib ve ark 2008, Fischer ve ark 2008, Lorente ve ark 2010). Al_2O_3 içeren taneciklerin yüzeye hızla çarpması sonucunda belirli elementlerin yüzeyden uzaklaşması veya birikimi ile karmaşık reaksiyonların oluştuğu ve yüzey enerjisinin aktive olduğu belirtilmiştir (Uludamar 2007).

Aşırı kumlama yapılması, seramik materyalinin parçalanması ya da fazla madde kaybına neden olur. Bu yüzden silika esaslı tam seramik restorasyonların simantasyonu için tavsiye edilmez (Blatz ve ark 2003a).

1.6.3. Asitle Pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme işleminde elde edilen olumlu sonuçlara bağlı olarak Feldspatik ve cam seramikler gibi klasik porselenlere rezin simanın bağlantısı konusunda önemli ilerlemeler kaydedilmiştir (Anusavice 1993). Asit uygulanması, mikroretantif kanallarda seramikteki cam matriks ve kristallerin çözülmesine neden olarak irregüler yüzey topografisi oluşturur (Kato ve ark 2000). Asit uygulaması ile yüzey enerjisi arttırılır. Yüzey enerjisindeki artış seramiğin yapısına, asitin konsantrasyonuna ve uygulama süresine göre değişir (Crispin ve ark 1994, Didier ve Spreafico 1999, Roulet ve Degrange 2000).

Hidroflorik asit (HF) ya da amonyum bifluorid solüsyonları ile uygun yüzey yapısı ve pürüzlülük elde edilebilir (Chen ve ark 1998a).

Seramik iç yüzeyinin HF ile asitlenmesi sonucu oluşan mikropöröziteler, bağlantı için yüzey alanını arttırarak kompozitin mikromekanik olarak bağlanmasını

sağlar (Peumans ve ark 2000). HF asit seramiğin cam matriksini çözerek lösit kristalleri çevresinde mikroandırkatların oluşmasına olanak tanımaktadır. Akışkanlığı yüksek rezin simanlar bu boşlukları doldurarak güçlü bir mikromekanik bağlantı oluşturmaktadırlar. Klasik seramiklerin asitle pürüzlendirilebilmesi ve adeziv olarak yapıştırılabilmesi bu restorasyonların klinik güvenilirliklerini ve başarılarını önemli ölçüde arttırmıştır (Anusavice 1993).

Feldspatik seramiklerin yapıştırılmasında rezin yapıştırma simanı ile seramik yüzey arasında en kuvvetli bağlantı HF asitle pürüzlendirme ve silan ajanı uygulamasıyla elde edilir (Magne ve Belser 2002).

% 2,5 ve % 10' luk HF asitin 2-3 dk uygulanmasının oldukça başarılı olduğu görülmüştür (Chen ve ark 1998a, Blatz ve ark 2003a). Lösit kristallerinin sayısı büyüklüğü ve dağılımı, asit uygulanması sonucu oluşan mikropöröziteleri şekillenmesini etkiler (Barghi 2000).

Bazı düşük ısı seramikleri ve cam seramikler, HF asit uygulaması ile büyük oranda tutucu mikropöröziteleri oluşmasını önleyen yalnızca minimal miktarda lösit kristalleri içerirler (Kamada ve ark 1998). Lösit destekli Feldspatik seramik olan IPS Empress için % 9' luk HF asitin 60 sn uygulanması oldukça başarılı bulunmuştur (Blatz ve ark 2003a).

Lityum disilikat cam seramik olan IPS Empress 2, yüksek oranda kristalin yapı içerir. Seramik mikro yapısının, kompozit-seramik bağlantı bölgesinin kırılma direnci üzerine önemli etkisinin olduğu görülmüştür (Della Bona ve ark 2000).

Fosforik asit, seramik ya da kompozit yüzeyinin pürüzlendirilmesi için % 36-40 oranlarındaki fosforik asitlerden yararlanılır. HF aside göre daha az güçlü bir asittir (Della Bona ve ark 1998, Della Bona ve ark 2002b, Uludamar ve ark 2011).

Asidüle fosfat florür, seramik yüzeyinin güvenli ve etkili asitlenmesinde % 1,23 oranındaki asidüle fosfat florür kullanılır. Seramik yüzeyinde düzgün, homojenize bir yüzey yaratır (Della Bona ve ark 1998, Della Bona ve ark 2002b, Uludamar ve ark 2011).

Ağız içinde tamir esnasında, HF asit kullanıldığında dokuya zarar verme riski olduğundan basınç altında Al_2O_3 kullanılarak kumlama işlemi seramik yüzeyini

modifiye etmek için kullanılmıştır. Bu işlem bağlantı için yüzey alanını arttırır. Ancak irregüler yüzey pürüzlülüğünün elde edilmesi daha zordur (El-Mowafy ve Rubo 2000, Blatz ve ark 2003a).

Yüksek dirence sahip Aluminyum oksit seramikler veya zirkonyum ile güçlendirilmiş seramikler (In-ceram, Procera All-ceram gibi) asitlere karşı dirençlidirler. Bu seramiklerde hidroflorik asitle yapılan pürüzlendirme işlemi kompozit rezin simanın bağlantısını güçlendirmez. Bu tip restorasyonların yapıştırılmasında alümina ile kumlanmaları ve fosfat bazlı bir simanla yapıştırılmaları tavsiye edilir (Crispin ve ark 1994, Didier ve Spreafico 1999, Roulet ve Degrange 2000).

Kimyasal bağlantı, pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine silan uygulanması ile sağlanır. Silan, kovalent ve hidrojen bağlar oluşturarak seramik yüzeylere çok iyi bağlanan bir moleküldür. Bağlanma işlemi sırasında silan molekülleri seramik yüzeyine paralel olarak yönlenir. Bu şekilde bir davranış göstermesi seramik yüzeyine hem hidrofobik hem de organofilik özellik kazandırır. Yüzeyin hidrofobik olması hidrolitik bozunmayı önlerken, organofilik özellik göstermesi de seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırır. Seramik yüzeyine asit uygulandıktan sonra silan solüsyonu uygulanır ve çözücüsü buharlaşarak uzaklaştıktan sonra rezin siman ile yapıştırılır. Silan, nem kontaminasyonuna çok hassas ve raf ömrü çok kısa olan bir maddedir (Didier ve Spreafico 1999, Roulet ve Degrange 2000).

1.6.4. Lazerle Pürüzlendirme

İlk defa Maiman tarafından 1960 yılında geliştirilen lazer, 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation', (Stimule edilmiş radyasyon yayılımı ile ışık güçlendirilmesi', 'Tek renkli, düzenli, yoğun, aynı fazlı paralel dalgalar halinde genliği yüksek ve güçlü ışık demeti) kelimelerinin baş harflerinden adını almaktadır (Miserendino ve Pick 1995, Dörterler 2007).

Lazer ışığı elde ediliş biçiminden kaynaklanan bazı özellikleri ile diğer ışıklardan ayrılır. Bu özellikler tek renkli olması (monokromatik), doğrusal olması (collimated) ve ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması (koherans) şeklinde özetlenebilir. Tüm bu özelliklerin sonucu ise güçlü ve kontrol edilebilir bir ışıktır. Tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan esas özelliği tek renkli olmasıdır. Bu özellik

sayesinde lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken çevre doku tahribatı minimum düzeyde olmaktadır. Buna lazerin doku seçici özelliği denir. Lazer ışığı tek renkli olup rengi elde edildiği maddeye bağlıdır. Lazerler elde edildikleri maddelerin adlarıyla anılırlar (Atalı 2007).

Lazer teknolojisinde, atomların enerji absorbe etmeleri sonucu daha yüksek enerji düzeyine çıkma özelliğinden yararlanılmaktadır. Bu enerji transferinde oluşan fotonlar, aynı enerji düzeyine ve frekansına ulaşıp, aynı yönde hareket ederler (Üşümez 2001).

1960 yılında Theodore Harold Maiman ilk lazer aygıtını tasarlamıştır. İlk sert doku lazerleri ise 1990' lı yıllarda geliştirilmiş ve diş hekimliğinde ilk olarak 1997 yılında kullanılmıştır (Coluzzi 2004, Kara 2011).
Lazer sistemleri kullanılırken seçilmiş dokuya uygun çalışmak için bilinmesi gereken bir takım parametreleri vardır;

1- Dalga boyu (Wavelength): İstenilen dokuda hasar vermeden çalışabilmek için dokuya uyumlu olan dalga boyu seçilmelidir. Dokunun absorbsiyon katsayısına, saçılma katsayısına ve yansıma katsayısına uygun dalga boyu olmalıdır.
2- Güç yoğunluğu (Power Density): Bir lazer atımının enerji yoğunluğu, pulse enerjisi ve enerjinin çıktığı alan üzerinden tanımlanır. Birimi W/cm^2' dir. Lazer ışığının doku üzerindeki spot alanı ile gücü ters orantılıdır. Spot alan küçüldükçe uygulanan lazerin gücü artar. Lazerle çalışırken odak mesafesi dokuya iletilen enerjinin maksimum olduğunu gösterir.
3- Enerji yoğunluğu (Energy Density, Fluence): Bir atımdaki enerji miktarıdır. Belli bir zamanda uygulanan güce enerji denir. Birimi Joule (J)' dür. Zaman ise Lazerin saniyedeki atım sayısıdır. Enerji yoğunluğu birim alandaki enerji miktarıdır. Lazer sistemlerinde enerji yoğunluğu J/cm^2 cinsinden belirtilmektedir.
4- Frekans (Pulse Repetition Rate): Bir olayın birim zamandaki tekrar etme sayısıdır. Lazer sisteminde frekans, dalgayı oluşturan titreşimin saniyede kaç defa olduğunu belirtir. Yani lazerin saniyedeki atım sayısıdır. Birimi Hertz (Hz)' dir.
5- Atım süresi (Pulse Duration, Pulse Width): Bir atımın emisyonu için geçen süreye verilen isimdir. Genel olarak saniyelerle ölçülmesine rağmen bazı lazerlerde saniyenin binde biridir. Atım süresi ne kadar kısaysa lazer o kadar güçlüdür ve dokunun termal ısınması önlenmiş olur.

6- Işığın çapı (Beam Diameter): Dokunun üzerindeki hedef alınan alan ile ilgilidir. Birim alandaki santimetre karedeki Watt ya da Joule cinsinden bulunan enerji yoğunluğundaki foton yoğunluğudur (Meister 2007, Kara 2011).

Lazer sistemlerinin sınıflandırılması

Lazerler;

1. Lazer aktif maddesine
2. Lazer ışığının hareketine
3. Dalga boyuna
4. Lazer ışığının enerjisine
5. Lazer ışığının uygulanış şekline göre sınıflandırılırlar (Harris ve Pick 1995, Karu 1998).

Lazer aktif maddesine göre

Katı Lazerler:

–Nd: YAG (1064 nm) (Neodymium-doped Yttrium Aluminum Garnet)

–Ho: YAG (2100 nm) (Holmium-doped Yttrium Aluminum Garnet)

–Er: YAG (2940 nm) (Erbium-doped Yttrium Aluminum Garnet)

–Ruby (694,3 nm)

–Alexandrite (720–780 nm)

–Er,Cr: YSGG (Erbium, Chromium doped Yttrium Scandium Gallium Garnet (2780 nm)

Gaz Lazerler:

–CO^2 (10600 nm) (Karbondioksit)

–Argon / Krypton (457-528 nm)

–Excimer (Excited Dimer)

–Ultraviolet (UV)

–He-Ne (632,8 nm)

Sıvı Lazerler:

–Boya (çeşitli) (VIS)

Elektronik Lazerler:

–Yarı iletkenler

–Diyod Lazerler (Harris ve Pick 1995, Karu 1998).

Lazer ışığının hareketine göre

–Sürekli ışık verenler (Continous)
–Atımlı ışık verenler (Pulse)
–Dalgalı akım olarak ışık verenler (Choop) (Harris ve Pick 1995, Karu 1998).

Lazer ışığının dalga boyuna göre

–Mor ötesi (ultraviolet-UV) spektrum (140-400 nm)
–Görünür (visual-VIS) spektrum (400-700 nm)
–Kızıl ötesi (IR) spektrum (700 nm ve üstü) (Harris ve Pick 1995, Karu1998).

Lazer ışığının enerjisine göre

–Soft lazer
–Mid lazer
–Hard lazer (Harris ve Pick 1995, Karu 1998).

Lazer ışığının uygulanış şekline göre

- Kontaktlı (contact)
- Kontaktsız (noncontact) olarak sınıflanabilirler (Harris ve Pick 1995, Karu 1998).

Neodmiyum (Nd: YAG) Lazer

Günümüzde, etkili lazer özellikleri gösteren, dalga boyları medikal uygulamalar için uygun malzemelerinin başında, nadir yer elementlerinin uygun ısıl özellikleri olan kristallere katkılanması yöntemi ile hazırlanan malzemeler gelmektedir. Bu malzemelerden, 1064 nm temel lazer üretme dalga boyu ile Nd: YAG (Neodmiyum atomu katkılandırılmış ytrium aluminyum garnet kristali), en önemli ve en çok kullanılanıdır (Miserendino ve Pick 1995).

Nd: YAG lazerinin ilk dental uygulaması Yamamoto ve Sato tarafından 1980 yılında gerçekleştirilmiştir. Araştırmacılar yaptıkları bir dizi in vivo ve in vitro deney sonucunda Nd: YAG lazerinin yeni başlayan çürüklerin önlenmesinde etkili bir araç olduğunu keşfetmişlerdir.

Nd: YAG lazer sistemi diş hekimliğinde hem sert hem de yumuşak dokularda kullanılmak üzere üretilmektedir (Stabholz ve ark 2003, Turkmen ve ark 2006). Nd: YAG kristali ile elde edilen lazer çıkışı 1064 nm dalga boyundadır. Işın kalitesi, yarı iletken lazerlere göre çok iyi, gaz lazerlere göre daha kötüdür. Ancak Nd: YAG lazerleri, kullanımı kolay, dayanaklı ve az bakım gerektiren ürünlerdir. Gaz lazerlerine göre düşük maliyetlidirler. Nd: YAG lazerlerinin kullanımı, lazer güvenliği bilgisi dışında özel bilgi ve beceri gerektirmez (Dederich ve Bushick 2004).

Nd: YAG lazer uygulaması seramiklerde yüzey modifikasyonuna ve glaze oluşumuna neden olur (Schmage ve ark 2003, Osorio ve ark 2010). Nd: YAG lazer uygulaması seramik yüzeyinde ısı artışı ile erime meydana getirerek ve kristalizasyonu bozarak, seramik yüzeyi ve rezin siman arasında adezyonu güçlendirir (Li ve ark 2000, Spohr ve ark 2008, Akyıl ve ark 2010).

Tıpta genellikle endoskopik olarak, dokuya temas etmeden yapılacak koagülasyon işlemlerinde kullanılırken, diş hekimliğinde sterilizasyon amaçlı kullanılır. Kanal tedavisinde kanal sterilizasyonunda ya da diş eti tedavisinde sıkça tercih edilmektedir. Kanal dolgu materyali ile kök kanalı dentini arasında mikrosızıntıya karşı direnci arttırmaktadırlar (Carvalho 1999, Güner 2009).

Harris ve arkadaşları (2002) yaptıkları çalışmada Nd: YAG lazerlerin sağlıklı dokudan çok çürük lezyonlar tarafından emildiği için, sağlam dentinden madde kaldırmak için topikal pigmentli başlatıcı kullanılması gerektiğini savunmuşlardır.

Literatürde pürüzlendirme işlemlerinde Excimer, CO_2, Nd: YAG, Er,Cr: YSGG, Er: YAG gibi lazerlerin kullanıldığı çok sayıda çalışma bulunmaktadır (Üşümez ve Aykent 2003).

Er: YAG Lazer

Kullanımı Food and Drug Administration (FDA) tarafından 1997 yılında onaylanan Er: YAG lazerin, mine ve dentinde kullanılması ile sert doku çalışmaları başlamıştır. Er: YAG lazerin sert dokuda kullanımı birçok avantajı beraberinde getirmiştir. Çürük temizlenmesinde, mine ve dentinde kavite preparasyonunda ve kök kanalı tedavisinde kullanılırlar. Lokal anestezi yapılmaması ya da çok az

miktarda lokal anestezik kullanımı en büyük avantajlarındandır. Ancak Er: YAG lazer hedef alınan özel dokuyu kaldırmakla kalmaz, bölgedeki tüm dokuları kaldırır (Hossain ve ark 2003, Dilber 2012). Er: YAG lazerler Erbiyum ile kaplanmış İtriyum Alüminyum-Garnet aktif maddeye sahiptirler. Özellikleri Er,Cr: YSGG lazerler ile benzerlik göstermektedir (Reyto 2001). 2,94 μm dalga boyunda olan nabızsal ışın demeti, su molekülleri tarafından yüksek derecede emilebildiğinden, bu lazerler su ihtiva eden diş sert dokularında hızlı ve etkin preparasyon yapılabilmesine olanak tanırlar (Hibst ve Keller 1989, Dilber 2012).

Lazerler uygulandıkları yapı üzerinde ısı oluşumuna neden olurlar. Lazer enerjisi termal enerjiye dönüşür. Bu da yapı üzerinde erimeler oluşturur. Er: YAG lazerler düşük enerji seviyelerinde seramik yüzeyinde pürüzlülük oluşturmak için kullanılırlar (Gökçe ve ark 2007).

CO_2 Lazer

Uzun yıllar endüstriyel alanda kullanıldıktan sonra diş hekimliğinde koagülasyon, cerrahi, skar dokusunu uzaklaştırma gibi işlemlerde yumuşak dokularda ağrıya sebep olmadan kullanılmaktadırlar (Gutknecht ve ark 2001). Ancak, Kantola ve arkadaşları (1972) CO_2 lazer ile yaptıkları çalışmada mine ve dentinde erime ve krater oluşumuna rastlamışlardır.

CO_2 lazerler seramik restorasyonların simantasyon öncesinde seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde kullanılır (Miserendino ve pick 1995, Gökçe ve ark 2007). Lazer uygulaması seramik yüzeylerde ısı artışına sebep olurlar ve yüzeyde erimeler oluşur bu da yüzey pürüzlülüğü oluşturmada negatif bir etki oluşturur. CO_2 lazerler seramik yüzeylerde aşırı fiziksel stres sonucu tekrar seramik yüzeyinde sertleşmeye ve foto iyonizasyona neden olurlar. Bu da bu lazerlerin seramik yüzeylerde pürüzlülük oluşmamasına neden olur (Ersu ve ark 2009, Osorio ve ark 2010).

1.7. Adeziv Rezin Simanlar

Rezin simanlar içerik ve karakteristik özellikleri açısından restoratif kompozitlere benzemektedir (Kramer ve ark 2000). Tıpkı kompozit rezinlerde

olduğu gibi rezin simanlar da; organik matriks, inorganik doldurucular ve ara yüzey fazı olmak üzere üç temel yapıdan meydana gelmektedir.

1) Organik polimer matriks

Bis-GMA (Bis-phenol-A-diglycidymethacrylate) veya UDMA (üretan dimetakrilat)' dan oluşur. UDMA, renk değişimine daha dirençli olup, iyi adezyon sağlar. Hem Bis-GMA hem de UDMA aşırı viskoz yapıya sahip olduğundan viskoziteyi azaltmak için matrikse TEG-DMA (trietilen glikol dimetakrilat) ilave edilmiştir (Didier ve Spreafico 1999).

2) İnorganik faz

Matriks içinde dağılmış olarak çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, stronsiyum, baryum, lityum alüminyum silikat, yitriyum, cam, çinko gibi doldurucu partiküller bulunur. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü, sekil ve miktarı rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirler. Partikül büyüklüğü arttıkça organik matriks oranı düşer, ısısal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi azalır, dayanıklılık artar (Gladwin ve Bagby 2000).

3) Ara faz

Matriks ile doldurucular arasında sıkı bir bağlanmayı sağlayan fazdır. Bu bağlanma silan bağlayıcı ajanlarla sağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar bir uçtan polimer matrikse bağlanırken, diğer uçtan da doldurucuya (silika) bağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar zayıf yapıya sahip matriksten nispeten daha güçlü yapıda olan dolduruculara streslerin iletimini sağlar, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (Gladwin ve Bagby 2000).

Esas olarak Bis-GMA veya UDMA rezin ve fırınlanmış silika veya cam doldurucudan (ağırlığın % 20 ile % 75' ini oluşturan) hazırlanmış mikrodolduruculu veya küçük tanecikli hibrit kompozittir. Rezin matriks genellikle, çeşitli miktarlarda porselen doldurucu içeren ve düşük molekül ağırlığı olan dimetakrilat monomer ile seyreltilmiş, aromatik dimetakrilat karışımıdır (Pekkan 2005). Rezin simanlar da dahil olmak üzere tüm kompozitlerin mekanik özellikleri kullanılan bu maddelerle

doğrudan ilişkilidir. Polimerizasyon reaksiyonu temelde 3 aşamadan oluşur; Başlangıç, ilerleme ve bitim (Roulet 1987, Uludamar 2007). Reaksiyon; ısı, UV ışık ve peroksitler ile hızlandırılabilir. Her durumda reaksiyon; ısı, kimyasal veya fotokimyasal reaksiyonlarla oluşturulabilen serbest radikallerin açığa çıkarılması ile başlar. Serbest radikaller monomer molekülündeki doymamış çift bağı açarak molekülü aktive eder diğer monomerlerle birleşerek polimer zincirleri oluşturur. Bu işlem ortamda serbest radikal kalmayana kadar devam eder (Roulet 1987, Uludamar 2007).

Rezin simanlar, düşük doldurucu içeriği ve viskozitelerinden dolayı restoratif amaçlı kullanılan kompozitlerden farklıdırlar. Rezin simanlar hemen hemen hiç çözünmezler ve konvansiyonel simanlara göre oldukça dayanıklıdırlar (Shillingburg ve ark 1997). Doldurucu partiküllerin büyüklüğü arttıkça organik matriks oranı düşmekte, polimerizasyon büzülmesi azalmakta ve dayanıklılığı artmaktadır. Rezinin mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenmektedir. Bu doldurucular ayrıca marjinal aşınma dirençlerini de yükseltmektedir (Zaimoğlu ve Can 2011).

Yoğun doldurucu miktarı, rezinin viskozitesini arttırmakta ve bu da akıcılığın azalmasına ve film kalınlığının artmasına neden olmaktadır. Yapılan çalışmalarda rezin simanla yapıştırılan restorasyonlar incelenmiş ve siman kalınlığının diğer siman çeşitlerine göre daha fazla olduğu görülmüştür (White ve Yu 1992, Diaz-Arnold ve ark 1999).

Rezin simanlar dişe oldukça iyi bağlanmaktadırlar. Basma dayanıklılıkları 100-200 MPa arasında, çekme dayanıklılıkları ise 20-50 MPa arasındadır. Bu değerler geleneksel simanlardan oldukça yüksektir (O'Brien 2002).

Adeziv Rezin Simanların Avantajları

1- Fiziksel ve mekanik dayanıklılıkları fazladır.
2- Çözünürlükleri düşüktür.
3- Farklı maddelere bağlanabilme yeteneklerine sahiptir.
4- Pek çok renk ve opasite seçeneklerine sahiptir.
5- Adezyonu iyi olduğu için daha konservatif preparasyon şekillerine müsaade eder.
6- Preparasyonların optimal direnç ve retansiyonu sağlayamadığı durumlarda başarıyla kullanılabilirler.

7- Seramiklerin altında kullanıldıklarında seramiğin kırılma direncini arttırırlar.
8- Bazı rezin simanların flor salma özelliği vardır (Crispin ve ark 1994, Diaz-Arnold ve ark 1999).

Adeziv Rezin Simanların Dezavantajları

1- Mikrosızıntı ve pulpada hassasiyete neden olabilirler.
2- Çalışmada hassasiyet ve dikkat gerektirirler, iyi bir bağlantı kurmak ve mikrosızıntıyı önlemek için diş yüzeyinin kontaminasyonuna engel olmak gerekir.
3- Siman sertleştikten sonra taşan simanın temizlenmesi zordur. Simanın tamamen sertleştiği durumda, frez yardımı olmadan temizlenmesi hemen hemen imkansızdır. Bu yüzden restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar (propylene-glykol) marjinal bölgeye hemen uygulanmalıdır.
4- Oksijen varlığında polimerize olamazlar. Bu durum özellikle restorasyon kenarlarında çok önemlidir. Yapışkan, sertleşmemiş bir tabaka olarak göze çarpar. Simanın sertleşmeden temizlenmesi, restorasyon diş arasında marjinal bölgede açıklık kalmasına, postoperatif hassasiyete ve devamında da çürük oluşmasına neden olabilir.
5- Siman film kalınlığı geleneksel simanlara göre fazladır (Ogunyinka 2000, Roulet ve Degrange 2000).

Yeni geliştirilen bağlantı teknikleri ile rezin simanlar; seramik, metal ve kompozit rezin restorasyonlara sorun olmadan bağlanabilmektedir. Seramik restorasyonlarla birlikte kullanıldıklarında kırılmaya karşı dirençleri oldukça yüksektir. Bu simanlar genellikle kron, köprü, inley, onley ve laminate veneer restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadırlar. Bunların yanı sıra son zamanlarda kök kırıklarına daha dirençli olması nedeniyle postların yapıştırılmasında da kullanılmaktadırlar (Pekkan 2005).

Rezin simanlar, polimerizasyon tiplerine göre üçe ayrılır;

1- Kendi kendine sertleşen (Kimyasal)
2- Işık ile sertleşen (Light)
3- Kendi kendine ve ışıkla sertleşen rezin simanlar (Dual) (Platt 1999).

1.7.1. Kendi Kendine Sertleşen (Kimyasal) Simanlar

Kimyasal olarak sertleşen adeziv rezin simanlar, firmalar tarafından daha çok çift pat sisteminde üretilmişlerdir. Kimyasal aktivasyonda iki komponent karıştırılmaktadır. Komponentlerden biri başlatıcıyı, diğeri ise aktivatörü içermektedir. En yaygın olarak kullanılan iki patlı sistemde, her pat içinde hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucu vardır. Patlardan biri, % 1 oranında benzoil peroksit gibi bir başlatıcıyı; diğer pat ise polimerizasyonu hızlandıran, Nı dimetil-p-toluidin veya ptolyl dietanolamin gibi bir tersiyer amini % 0,5 oranında içermektedir. İki pat karıştırıldığı zaman amin, benzoil peroksit ile reaksiyona girmekte ve polimerizasyon başlamaktadır (Nayır 1999, Dayangaç 2000, Zaimoğlu ve Can 2011).

Reaksiyonu başlatan tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile oluşan amin renklenmesi ve çalışma sürelerinin kısa olması dezavantajlarındandır. Renk seçenekleri sınırlı olup metal altyapısız restorasyonlar için uygun değildir. Büyük streslere maruz kalacak restorasyonlar için kimyasal simanlar daha çok tercih edilir (Zaimoğlu ve Can 2011).

Endikasyonları; tam seramik kron ve köprüler, metal inley ve onley restorasyonlar, adeziv köprüler, post-kor, fabrikasyon post ile kompozit kor, ışık penetrasyonuna izin vermeyen kor yapısına sahip seramik kronlar, diş siman ara yüzüne yeterli ışık transferini engelleyen koyu renkli kronlar, implant üstü uygulamalar, zayıf retansiyonlu restorasyonlar, seramik inley/onleylerdir (Christensen 1998, El-Mowafy ve ark 1999).

1.7.2. Işıkla Sertleşen (Light) Simanlar

Işık ile sertleşen adeziv rezinler, firmalar tarafından tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Işıkla aktivasyonda bir ışık kaynağı kullanılmaktadır. Işık ultraviyole veya görülebilir ışık olabilmektedir. Pat içinde monomerler, komonomerler, doldurucu ve başlatıcı bulunmaktadır (Nayır 1999, Dayangaç 2000).

Işıkla sertleşen simanlarda, polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık ortalama 420-450 nm dalga boyundadır. Bu simanlar, görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm' den az olan ve translusent yapıdaki porselen

veya kompozit laminate'lerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır. Bu simanlar kimyasal ve dual olarak sertleşen simanlar gibi zamanla renk değişimi göstermezler. Çalışma süreleri ışıkla sertleştirildikleri için yeterlidir. Opasite ve renk seçenekleri oldukça çok olup bu durum estetik başarıyı arttırmıştır. Işıkla sertleşen simanların çoğu dual sertleşen katalist ilavesiyle dual polimerize olmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2011). Endikasyonları; seramik laminate veneerler, kompozit laminate veneerlerdir (Didier ve Spreafico 1999).

1.7.3. Kendi Kendine ve Işıkla Sertleşen (Dual) Simanlar

Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olan sistemler, iki pat (ana maddekatalizör) veya toz-likit şeklinde bulunmaktadırlar. Dual sertleşen simanın ana madde kısmında kamforokinon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri vardır. Dual sertleşen simanların yapılarında hem bir polimerizasyon başlatıcı (kamforokinon) hem de kimyasal aktivatör komponentleri (peroksitamin) bulunmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2011).

Kimyasal ve ışık ile sertleşen rezin simanlar, çevre dokuların veya alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak (bukalemun etkisi), restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde genellikle translusent yapıdadırlar. Bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translusent olduğu, ancak sadece ışık ile sertleşmenin tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1,5-2 mm' den fazla olan) restorasyonlarda kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2011). Işık derinliğinin ya da geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda, tam sertleşmeyen yapının kimyasal olarak aktivasyonunun tamamlanmasına olanak tanır ve bunun için geçen süre yaklaşık 24 saattir. Hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen rezin simanların çoğu sertleşme reaksiyonu için hala büyük ölçüde ışığa bağımlıdırlar ve ışık kullanılmadığı durumlarda mekanik özelliklerinde düşme gözlenir (Blatz ve ark 2003a).

Dual olarak sertleşen rezin simanlar; porselen inley ve onley restorasyonların, tam porselen kron/köprülerin, rezin bağlantılı köprülerin, implant üstü uygulamaların, porselen laminate veneerlerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır (El-Mowafy ve ark 1999).

1.8. Rezin Simanların Diş Dokusu ile Bağlantısı

Rezin simanların yapısı, diş dokularına kimyasal olarak bağlanmaya izin vermektedir. Rezin simanların mine ve dentine bağlantısı farklıdır. Mineye bağlantı, asitlenmiş minenin hidroksiapatit kristallerine rezinin mikromekanik bağlantısı şeklindedir. Dentine bağlantı ise, fiziksel ve kimyasal yapısı nedeniyle daha komplekstir (Buonocore 1955, Diaz Arnold ve ark 1999).

1.8.1. Minenin Yapısı ve Bağlanma

Dişin ve vücudun en sert dokusu olan mine; dişin anatomik kronunun tamamını örten ve kalınlığı kolede sıfırdan başlayıp tüberkül tepesinde 2,5 mm' ye kadar ulaşabilen ektoderm kökenli bir dokudur. Mine dokusu hacim olarak % 87-89 inorganik kısım, % 2 organik kısım ve % 9-11 sudan oluşmaktadır. Ağırlık olarak ise % 95-97 inorganik kısım, % 1-2 organik kısım ve % 3-4 sudan oluşmaktadır (Bhaskar 1976, Cengiz 1983, Ten Cate 1994). Su içeriğinin azlığı bağlanmayı kolaylaştırır (Van Meerbeek ve ark 1992a, Inokoshi ve ark 1996).

1.8.2. Dentinin yapısı ve bağlanma

Diş yapısının en büyük kısmını oluşturan dentin; kron kısmında mine, kök kısmında ise sement ile örtülüdür ve dişin iç kısmında pulpa odası ve kök kanallarının duvarlarını oluşturmaktadır (Sturdevant ve ark 2002). Dentin, ağırlık olarak % 70 mineral fazdan, % 20 organik maddeden ve % 10 sudan oluşmaktadır (Linde ve Goldberg 1993, Hargreaves ve Goodis 2002). Hacimsel olarak ise; % 50 inorganik yapı, % 30 organik yapı ve % 20 kadar da sudan oluşmaktadır (Van Meerbeck ve ark 1992b, Linde ve Goldberg 1993, Marshall ve ark 1997, Yaluğ 1999). Bu bileşenler, dentin dokusunda düzensiz biçimde dağılmaktadırlar. Bu yüzden dentin yapısı mikroskopik düzeyde oldukça fazla farklılık göstermektedir, homojen değildir. Mineye oranla inorganik içeriği daha az ve hidroksiapatit kristallerinin boyutları daha küçük olan dentin dokusu, bu nedenlerden ötürü mineye göre daha yumuşaktır (Sturdevant ve ark 2002). Dişin farklı kısımlarındaki dentin dokuları arasında hatırı sayılır kompozisyonel farklılıklar bulunmaktadır (Linde ve Goldberg 1993). Dentine bağlanmada zorluk, kompleks yapısı ve kimyasal içeriğinin farklı olmasından kaynaklanmaktadır (Swift ve ark 1995).

Dentine bağlanma, dentinin derinliğine bağlı olarak değişir. Dentin derinliğindeki artışla birlikte, dentinin su içeriği de artmaktadır. Mine-dentin sınırında dentinin su içeriği hacimsel olarak % 1 civarında iken, pulpa yakınlarında bu oran 20 kat artarak % 22' lere ulaşmaktadır (Hargreaves ve Goodis 2002). Derin dentinde tübül sayısı mm^2 de 45.000 iken, yüzeyel dentinde 25.000 dir. Gençlerde dentin kanallarının çapı pulpa odası yakınlarında 3-4 μm iken, mine-dentin sınırına doğru 1 μm' ye kadar düşer (Marshall ve ark 1997). Ayrıca yaşlanmayla birlikte kanal çapı daralır. Dentin kanalları kuronda mineye kadar uzanırken, kökte sement sınırına gelmeden sonlanırlar. Kanallar, etraflarındaki ince kollar sayesinde komşu kanalcıklarla anastomoz yaparlar. Dentin kanallarının her birinin içini bir odontoblast uzantısı doldurur. Bunlara Thomes Lifleri denir. Bu liflerden arta kalan boşluğu dentin lenfi doldurur. Normalde hiçbir kanalın içinde kan damarı ve hücre bulunmaz. Ancak pulpanın bazı patolojik hallerinde lökosit ve odontoblastların kanal içine girdikleri görülür (Marshall ve ark 1997). Tübüller içindeki sıvı, pulpadan belirli bir basınçla dışarıya doğru sürekli bir akış halindedir. Bu durum, dentin kurutulsa bile daha sonra tekrar nemli hale gelmesinin sebebidir (Burrow ve ark 1994, Swift ve ark 1995).

Dentine bağlanmayı etkileyebilecek en önemli kriterlerden bir diğeri de, smear tabakasının varlığıdır. Smear tabakası; kesici el aletlerinin dişin sert dokuları üzerinde oluşturduğu, yapısında inorganik dentin parçacıkları, kollajen parçacıkları, odontoblast uzantıları ve kan hücreleri içeren tabakaya denir. Smear tabakası dentin yüzeyini örterek ve dentin tübüllerini tıkayarak adeta bir difüzyon bariyeri gibi görev yapar. Dentin geçirgenliğini azaltır. Dolayısıyla rezinlerin dentine olan bağlanma kuvvetini azaltır (Yaluğ 1999).

Kompozit rezinlerin sertleşme esnasında büzülmesi, dentine bağlanmayı etkileyen diğer önemli bir faktördür. Kompozitlerde büzülmenin miktarı, materyalin doldurucu içeriğine bağlıdır. Mikro dolduruculu kompozitler daha düşük elastisite modülüne sahip olduklarından akıcılıklarıyla polimerizasyon büzülme streslerini azaltabilirler. Yoğun doldurucu içeren kompozit rezinler kuvvetlere maruz kaldığı zaman esnemezler ve bu kuvvetleri bağlanma ara yüzeyine iletirler (Van Meerbeek ve ark 1992b, Van Meerbeek ve ark 1994, Swift ve ark 1995).

1.8.3. Yüzey Düzenleyiciler (Dentin Conditioner)

Günümüzde dentin yüzey koşullarını değiştirmek için asit ile pürüzlendirme tekniği yaygın olarak kullanılmaktadır (Schwartz ve ark 1996, Dayangaç 2000). Asit uygulandığında smear tabakası ve smear tıkaçları ya tamamen ortadan kalkar ya da modifiye olur. Yoğun bir şekilde mineralize olan peritübüler dentinin demineralizasyonu ile tübül ağızları huni şeklinde açılır (Dayangaç 2000). Sağlıklı dentinde kollajen fibriller, apatit kristalleri arasında birbirlerine 15-20 nm aralıkta seyrederler (Nakabayashi ve Pashley 1998). Asitlemeden sonra hidroksiapatit kristalleri çözülür, kollajen ağ büzülür ve fibriller arasındaki mesafe azalır. Dolayısıyla adeziv rezinin kollajen fibriller arasına girmesi zorlaşır. Ayrıca asitleme işleminden sonra, bağlanmayı zorlaştıran dentinde düşük enerji yüzeyi oluşur. Bunu önlemek için de dentinin yüzey enerjisini arttıran primer dediğimiz ajanlar kullanılmalıdır (Goracci 1996, Nakabayashi ve Pashley 1998).

1.8.4. Dentin Primer

Primerler, hidrofilik dentin yüzeyi ile hidrofobik rezin arasında bağlantı sağlamak için uygulanan ajanlardır. Primerlerin yapısı; su, aseton ve etanol gibi solüsyonlar içinde bulunan hidroksietil metakrilat (HEMA), piromellitik dimetakrilat (PMDM), bisfenil dimetakrilat (BPDM) ve N-tolylglisin glisidilmetakrilat (NTG-GMA), 4-metakriloksi etil trimellitate anhidrit (META) gibi çok düşük viskozitedeki hidrofilik rezin monomerlerden oluşmuştur (Erickson 1992, Hewlett 1994, Van Meerbeek ve ark 1996).

Primer'ların görevi, büzülmüş kollajen ağ içine girip onu önceki boyutuna getirmek, dentinin ıslanabilirliğini ve yüzey enerjisini arttırmaktır (Swift ve ark 1995, Goracci 1996).

1.8.5. Adeziv Rezin

Primer uygulanması sonrası dentinin yüzey yapısı tamamıyla değişir, daha hidrofobik ve adeziv rezin uygulanabilecek hale gelir. Aynı zamanda bonding ajan olarak isimlendirilen adeziv rezin, BIS-GMA ve üretan dimetakrilat (UDMA) gibi hidrofobik monomerlerden, trietilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA) gibi viskozite düzenleyicilerden ve HEMA gibi ıslanabilirliği arttıran hidrofilik monomerlerden oluşur ve çözücü içermez (Hewlett 1994, Van Meerbeek ve ark 1996).

Dentin ile olan bağlantının kalitesi, bonding ajanın tüm demineralize dentin içine girebilme yeteneğine bağlıdır. Adeziv rezinin görevi, hibrit tabakasının stabilizasyonu ve 'rezin tag'ları olarak isimlendirilen rezin uzantılarının oluşumudur. Aynı zamanda adeziv rezinler kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini kompanze ederler ve gelen kuvvetleri absorbe ederler (Erickson 1992, Swift ve ark 1995, Walshaw ve McComb 1996).

Asit uygulaması ile dentin yüzeyinin demineralizasyonunu takiben kollajen fibril ağı açığa çıkar. Düşük viskoziteli monomerler bu bölgeye penetre olarak eriyen hidroksiapatit kristallerinin bıraktığı nano-boşlukları doldurur ve kollajenlerin etrafını sararlar. Polimerizasyonun sağlanması ile adeziv rezin mikro mekanik olarak dentin kollajeni ile bağlanır. Oluşan rezinle güçlendirilmiş, aside dirençli bu alan hibrit tabaka, oluşum süreci de hibridizasyon olarak adlandırılır (Schwartz ve ark 1996, Nakabayashi ve Pashley 1998, Alaçam 2000).

Yüksek kalitedeki hibrit tabakası asitlere, tekrarlayan çürüklere dirençlidir ve mikrosızıntıyı önler. Hibrit tabaka aynı zamanda kompozit rezin ve dentin arasında orta bir elastisite modülüne sahiptir. Böyle elastik bir bağlanma bölgesi, kompozit rezin ile dentin arasında stres kırıcı olarak görev yapar. Marginal uyumu ve restorasyonların retansiyonunu geliştirir (Goracci 1996).

Güçlü bağlantı için kaliteli bir hibrit tabakasının oluşumu çok önemlidir. SEM'de (Scanning Electron Microscopy) hibrit tabakasının ve rezin uzantılarının morfoloji ve kalınlık açısından farklı yapıda olması; uygulanan materyale, dentin bölgesine ve dentinde oluşturulan demineralizasyon derinliğine bağlıdır (Prati ve ark 1999). Hibrit tabakasının kalınlığından ziyade kalitesinin önemli olduğu ve dentine bağlanma değerleri ile hibrit tabakası kalınlığı arasında bir ilişki olmadığı saptanmıştır (Nakajima ve ark 1999, Say ve ark 2003).

1.9. Bağlanma Testleri

Bağlanma dayanımı ölçümleri, adeziv sistemlerin etkinliğini değerlendirmede kullanılan yöntemlerdendir. Böylece adeziv sistemlerin ağızdaki performansları önceden tahmin edilebilir (El Zohairy ve ark 2003).

1.9.1. Çekme (Tensile) Testi

Materyallerin birbirinden ayrılana kadar çekme kuvvetinin uygulandığı çekme testinde bağlanan yüzeyler dik olarak uygulanan kuvvetle kırılmaktadır. Örneklerin yapıştırılması ve testin uygulanması sırasında düzgün olmayan arayüz şekline bağlı oluşabilecek stresleri önleyebilmek için test cihazının hizasının korunması bu testteki temel problemdir. Bu dezavantajından dolayı mikrogerilim testi günümüzde çekme testine göre tercih edilmektedir (Oilo 1993).

1.9.2. Mikrogerilim Test Metodu

Mikrogerilim test metodunun ortaya çıkış sebebi tek bir dişten çok sayıda örnek elde etmektir. Mikrogerilim bağlantı testleri; esas örnekten elde edilen, yüzey alanı 1mm^2 olan mikrobarların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1mm/dak hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen çekim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikrobarların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (El Zohairy ve ark 2004).

Araştırıcılar bu metotta, geniş yüzey alanının kullanıldığı klasik test metodlarından daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri kaydetmişlerdir. Dentine bağlanma dayanıklılığı, bağlanma yüzey alanı ile ters orantılıdır. Geniş yüzey alanları küçük bağlanma dayanıklılığı gösterirken, küçük yüzey alanları ise büyük bağlanma dayanıklılığı göstermektedir (Phrukkanon ve ark 1998, Schreiner ve ark 1998, Sudsangiam ve Van Noort 1999, Tanumiharja ve ark 2000).

Mikrogerilim testinde su soğutması altında örneklerden kesitler 2 şekilde alınmaktadır:

1. Örneklerden dikey yönde 1 mm kalınlığında kesitler alınıp, bağlantı bölgesine, bağlantı yüzey alanı 1,6 mm^2-1,8 mm^2 olacak şekilde, kum saati şekli verilir (Pashley ve ark 1995, Shono ve ark 1999, Üşümez 2001).
2. Örneklerden 1x1 mm' lik kesitler alınır ve kesit çubuklarına başka bir işlem yapılmadan teste tabi tutulur (Shono ve ark 1999, Üşümez 2001). Bağlantı yüzey alanının yaklaşık 1 mm^2 olması, yükleme sırasında bağlantı yüzeyinde daha homojen

stres dağılımının oluşmasıyla sonuçlanır (Sano ve ark 1994, Pashley ve ark 1999, El Zohairy ve ark 2003).

Mikrogerilim Test Metodunun Avantajları:

1. Daha çok adeziv başarısızlık görülür.

2. Yüksek ara yüz bağlanma dayanıklılığı ölçülebilir.

3. Bölgesel bağlanma dayanıklılığı ölçümüne izin verir.

4. Tek bir diş için bile ortalama ve varyans değerleri hesaplanabilir.

5. İrregüler yüzey üzerinde yapılan bağlanma testlerine izin verir.

6. Çok küçük alanların bağlanmalarının test edilebilmesini sağlar.

7.Yüzey alanı yaklaşık 1 mm^2 olduğundan, bağlanma yüzeylerinin başarısızlıklarının SEM değerlendirmesini kolaylaştırır (Sano ve ark 1994, Pashley ve ark 1995, Armstrong ve ark 1998).

Dezavantajları:

1. Laboratuvar işlemleri zordur ve teknik hassasiyet gerektirir.

2. 5 MPa' dan küçük olan bağlanma dayanıklılığını ölçmek zordur.

3. Özel ekipman gerektirir.

4. Örnekler çok küçük olduğu için kolaylıkla dehidrate olabilirler (Sano ve ark 1994, Pashley ve ark 1995, Armstrong ve ark 1998).

1.9.3. Makaslama (Shear) Test Metodu

Bağlantı direncinin değerlendirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılan makaslama testi, iki farklı materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar 0,5 mm/dak hızla makaslama kuvvetinin uygulandığı in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (Al-Dohan ve ark 2004, Aboushelib ve ark 2006, Saito ve ark 2010).

Yapıştırma sistemlerinin kesme kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, genelde tabanı bir silindir içine gömülmüş örneğe bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanır ve örneğin koptuğu yük tespit edilir. Dikdörtgen tabanlı veya bıçak sırtı şeklinde olabilen bu uçlardan bıçak sırtı şeklinde sonlanan uçlar, kesme kuvveti uygulanacağı zaman tercih edilmelidir, çünkü dikdörtgen tabanlı uçlar desteksiz kuvvet uygularken, bıçak sırtı şeklinde sonlanan uçlar örneği yüzeyden ayırıcı kuvvet uygular (Retief 1991, Üşümez 2001).

Uygulaması kolay ve hızlı sonuç alınan bir yöntem olan makaslama testi, bağlantı bölgesinde homojen olmayan stres dağılımlarının meydana gelmesi nedeniyle eleştirilmektedir (DeHoff ve ark 1995). Örnek bünyesinde oluşan bu anormal stres konsantrasyonu çoğunlukla koheziv kırıkların gözlenmesine neden olmaktadır. Bu durum sonuçların yanlış yorumlanması, beklenenden daha düşük değerlerin elde edilmesi ve dolayısıyla materyallerin hatalı sıralanması ile sonuçlanabilmektedir (Aboushelib ve ark 2008, Saito ve ark 2010).

1.10. Termal Siklus Uygulaması

Yemek, içmek ve nefes almak gibi fizyolojik fonksiyonlar ağız içinde ısı değişikliklerine sebep olur. Bu yüzden dental restoratif materyaller ısı ve Ph değişikliklerine maruz kalmaktadır (Geis-Gerstorfer 1994, Gale ve Darvell 1999). Termal streslerin neden olduğu büzülme ve genleşmeler sonucu restorasyonlarda marjinal boşluk ve mikrosızıntı artar (Verslius ve ark 1996). Bu yüzden restorasyonların ömürleri boyunca etkilendikleri ağızdaki ısı değişikliklerini taklit etmede, restorasyonları in vitro şartlarda test eden termal siklus yöntemi kullanılır (Ölmez ve ark 1998, Barclay ve ark 2002).

ISO TR 11450 standardına göre (2003), sıcaklığı 5 °C ve 55 ºC olan su banyoları içerisine örneklerin 500 kez daldırılması şeklinde uygulanan termal siklus uygun bir yapay yaşlandırma test yöntemidir. 10000 termal siklusun yaklaşık 1 yıllık in vivo fonksiyona karşılık gelmektedir (Gale ve Darvell 1999). Bu derlemenin bulgularıyla karşılaştırıldığında ISO standardının önerdiği 500 siklus uzun dönem termal etkilerin taklit edilmesinde yetersiz kalabilir (Ülker 2006). Termal siklus ile elde edilen yapay yaşlandırmanın etkisi iki şekilde olabilir: (1) Sıcak su kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırabilir ve yetersiz polimerize olmuş olan rezin oligomerlerin

ortamdan uzaklaşmasına neden olabilir (Hashimoto ve ark 2000). (2) Restoratif materyallerin termal genleşme katsayısının mine ve dentine göre yüksek olması, diş ile biyomateryal ara yüzünde tekrarlanan genleşme ve büzülme streslerinin, marjinal boşluk ve mikrosızıntının artmasına neden olabilmektedir (Versluis ve ark 1996, Gale ve Darvell 1999, Ülker 2006, McCabe ve Walls 2008).

1.11. Seramik Yüzeylerin Topografik İncelenmesi

1.11.1. Scanning Electron Microscopy (SEM) Analizi

Diş dokuları ile restoratif sistemler arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede kullanılan yüzey analiz tekniklerinden birisidir (Cowan ve ark 1996).

SEM, çizgisel tarama modeliyle işleyen yüksek enerjili eletronlarla örnek yüzeyini tarayarak görüntüler alan elektron mikroskobudur. Elektronlar, örnek yüzeyinin topografisini, içeriğini ve elektrik iletkenliği gibi diğer özellikler hakkında örnekten bilgi sağlayan atomlarla temasa geçmektedir (Goldstein ve ark 2003). SEM' de temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir protokole göre hazırlanması gerekir. Örnekler kakodilat buffer solüsyonunda % 2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra konsantrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanır (Della Bona ve ark 2002a, Van Meerbeek ve ark 2003).

Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur (Üşümez 2001). Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir (Bancroft ve Stevens 1996). Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise bölge görüntüsü karanlık alınır. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir (Watt 1996).

SEM analizinde elektron etkileşimleri ile ortaya çıkan X ışınları, örnekte hacim kaybına neden olmamakta, dolayısıyla aynı materyali tekrar tekrar analiz etme olanağı sağlamaktadır. Bu nedenle SEM analizi "yıkıcı olmayan" bir yöntem olarak değerlendirilmektedir (Yüksel 2011).

Örneklerin katı olmasını gerektirmesi, yatay uzunluğu maksimum 10 cm, vertikal uzunluğu ise maksimum 40 mm olan örneklerin analiz edilmesine imkan vermesi ve hidrojen, helyum, lityum gibi çok hafif elementleri algılayamaması, SEM analiz yönteminin dezavantajlarını oluşturmaktadır (serc.carleton.edu, 2010).

Yüzey analiz tekniklerinden olan SEM, diş dokuları ile restoratif sistemler arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede kullanılmaktadır. Dentin yüzeyine bağlanma mekanizması, dentin conditioner'ların performansı, bu analiz ile ayrıntılı olarak gözlenebilmektedir (Öztürk 2001).

1.11.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM, sıvı veya katı maddelerin yüzeyini analiz etmek için elektroniği, iletişimi, biyolojiyi, kimyayı, otomotivi, uzay bilimini ve enerji endüstrisini içeren teknolojilerde yaygın olarak kullanılır. Araştırılan materyaller ince veya kalın film seklindeki kaplamalar, seramikler, kompozitler, camlar, yapay ve biyolojik zarlar, metaller, polimerler ve yarı iletkenlerdir. AFM aşınma, bağlanma, temizleme, korozyon, asitleme, sürtme, yağlama, kaplama ve parlatma çalışmalarında kullanılır. Nanometre (nm) seviyesinde, topoğrafik bir yüzey görüntüsü elde etmede ve moleküler arası kuvvetleri (nN, pN) ölçmede kullanılan bir sistemdir (Bourauel ve ark 1998, Aydın 2001, Dogan 2005).

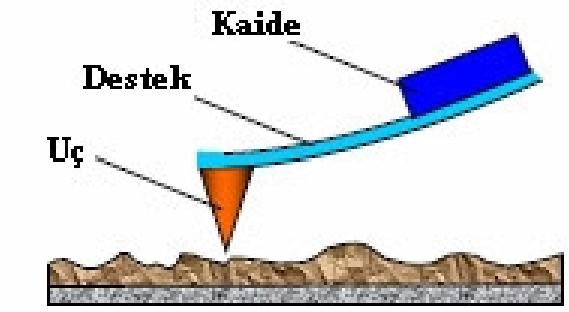
(X), (y) ve (z) düzlemlerinde ölçüm yapabilen AFM temel olarak kontrol ünitesi, piezoelektrik tüp, bilgisayar ünitesi ve needle sensörden oluşmaktadır. Piezoelektrik tüp needle sensorun 3 boyutta hareketini needle sensor tepesinde silisyum uç bulunan quartzdan oluşur Quartz yaklaşık 1 MHz' lik frekansla salınım yapması için uyarılır. Needle sensörle 0,05 nm' den daha iyi bir (z) çözünürlüğü elde edilebilir. Kontrol ünitesi ise bilgisayara gönderdiği verilerle AFM yüzey görüntüsünü oluşturur. AFM' nin çalışma prensibi ise oldukça basittir. Quartz civarında frekans ile Z yönünde salınmak için kullanılır. Yaklaşık 1 MHZ

frekansında temas etmeyen halde iğne ucu yukarı veya aşağı hareket eder (Dörterler 2007).

AFM' de çok hassas bir iğnenin (tip) yüzeyi taraması sonucunda atomlar arası kuvvetler nanonewton hassasiyeti ile ölçülür. Ölçülen yüzeyin özelliklerini büyük bir doğrulukla tespit edebilmek için, ucun uzaysal pozisyonunu ayarlamaya yarayan piezoelektrik güç vericileri kullanılır. Bu hareketten faydalanılarak bilgisayar ortamına aktarılan veriler, yazılım aracılığıyla derlenerek ya numunenin görüntüsü elde edilir ya da iğne ve numune arası etkileşimler ölçülür (Dörterler 2007).

AFM değerlendirmesi, daha büyük bir çözünme ve üç boyutlu bir görüntü elde edilmesini sağlar, profilometre ve görsel değerlendirmeye kıyasla daha fazla detay verir (Folwaczny ve ark 1998, Demirel ve ark 2005, Tholt ve ark 2006). SEM incelemesinde, kimyasal olarak etkileşimsiz malzeme yüzeyinin önce karbon ya da altın ile kaplanmasına gerek vardır. AFM cihazıyla yapılan çalışmalarda ise böyle bir ön hazırlığa gerek duyulmadan, doğrudan yüzey görüntüleri elde edilebilir. AFM, 3 boyutlu bir yüzey görüntüsü üzerinde incelemeye olanak sağlamakla birlikte, yüzey pürüzlülüğü parametrelerini rakamsal olarak da verebilir. Ancak tarama yapılan saha, diğer yöntemlere göre küçük olduğundan, tekrarlanan ölçümlerde aynı sahayı yeniden bulmak zordur (Silikas ve ark1999, Teixeria ve ark 2005, Tholt ve ark 2006).

AFM' nin çalışma prensibi, uç ile örnek yüzeyi arasındaki etkileşimli kuvvetin, elastik bir destek üzerine yerleştirilmiş özel bir prob vasıtasıyla ölçülmesidir. Örnek yüzeyinden tarayıcı uca kütle çekimi ile bir kuvvet uygulanır ve sonuçta ucu taşıyan destek eğilir. Destek eğimini ölçerek, uç ile yüzey arasındaki etkileşimli kuvveti de saptamak mümkündür (Alaçakır ve ark 1995, Mironov 2004).



Resim 1.1. AFM probunun şematik görünümü (Mironov, 2004)

AFM'ler kontakt, yarı–kontakt ya da kontaksız olacak şekilde üç farklı modda tasarımlanır (Aydın 2001, Mironov 2004). Yüksek duyarlılıktaki kontaksız modda, desteğin salınımı aşamasındaki ve genişlikteki değişikleri saptamak için geri besleme mekanizmasına ihtiyaç vardır. Bunun için yarı-kontakt mod kullanılır. Bu teknikte, desteğin salınımı, 10–100 nm genişliğinde bir rezonans aralığına neden olur. Örnek yüzeyiyle kontakta olan uçta salınım oluşması için destek daha alçak seviyede örnek yüzeyine yaklaşır (Aydın 2001, Mironov 2004). Tarama boyunca, genişlikteki ve destek eğimindeki değişikler kaydedilir. Yarıkontakt modda yüzeyle destek arasındaki etkileşim boyunca, itme–çekme kuvvetleri (Van der walls) ve ayrıca, elastik kuvvetler meydana gelir (Aydın 2001, Mironov 2004).

Yarı-kontakt modda, AFM' nin iki ve üç boyutlu görüntüleri elde edilebilmektedir. Piezo-titreştirici, destek salınımının frekansını ve genliğini (A) saptar. Tarama boyunca, A0 seviyesine göre devam eden salınım genişliği operatör tarafından kaydedilir (A0<A). Geri besleme mekanizması sonucu oluşan voltaj, bilgisayara topoğrafik bir AFM görüntüsü olarak kaydedilir (Aydın 2001, Mironov 2004).

1.11.3. Yüzey Pürüzlülük Analizi

Profilometre cihazı, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılır. Cihazda, tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (Buorauel ve ark 1998, Jefferies 1998).

Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. Sıklıkla kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz: Rpm oranıdır (Whitehead ve ark 1995). Ra parametresi, bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır. Rz yüzey parametresi, art arda gelen beş parçada, ortalama tepe vadi yüksekliği olarak tanımlanır. Rpm yüzey parametresi, art arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır. İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır. Ra ve Rz parametreleriyle karşıtlık gösterdiğinden Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir.

Rpm: Rz oranı önemli bir değerdir, çünkü profil şekli hakkında kayda değer bir bilgi verir. Bu oran 0,5’ den daha yüksek ise keskin kenarlı profili, 0,5’ den daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir (Whitehead ve ark 1995, Martinez-Gomis ve ark 2003).

2.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi, As Dental Diş Laboratuvarı, Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller Çizelge 2.1' de verilmiştir.

Çalışmamızın yürütülebilmesi için 2011/08 sayılı 04/08/2011 tarihli Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu kararı alınmıştır (Bkz EK-A)

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Marka	Üretici Firma	Kod	Doldurucu İçerik
Enjeksiyonla Şekillendirilen Seramik	IPS Empress Esthetic	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	N40563	% 40 lösit
Enjeksiyonla Şekillendirilen seramik	IPS Empress e-Max press	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	R54294	% 70 Lityum disilikat
Enjeksiyonla Şekillendirilen Seramik	Finesse	Ceramco Inc. Burlington, NJ, USA	291106	% 8-10 lösit
CAD/CAM Seramik	Prettau	Zirkonzahn GmBh, Bruneck, Italy	ZB1180D	ZrO_2, % 4-6 Y_2O_3
Dual sertleşen Rezin Siman	Clearfil Esthetic	Kuraray Co Ltd, Osaka, Japan	041136	
Hidroflorik Asit	Ultradent porcelain etch (%9)	Ultradent, South Jordan,Utah, USA	B6X7B	
Al_2O_3 Kum	Korox 50	Bego, Bremen, Germany	1248075	
Soğuk Akrilik	Meliodent self cure acrylic	Meliodent; Bayer Dental Ltd, Newbury, UK	013081	

2.1. Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada 160 adet benzer boyutta, çürüksüz, daimi alt molar insan dişi kullanıldı. Dişlerin mine yüzeylerinde çürük, çatlak ve kırık olmamasına dikkat edildi. Dişler çekildikten hemen sonra yüzeylerindeki yumuşak doku kalıntıları ve diş taşları periodontal küret yardımıyla temizlendi, diş yüzeyleri pomza ve su ile polisajlandı. Dişler çalışma boyunca oda sıcaklığında distile su içinde muhafaza edildi ve bakteri oluşumunu engellemek için distile su haftalık olarak değiştirildi.

İnley kavite preparasyonundan önce, dişler oklüzal yüzeyleri üstte kalacak şekilde herbiri 2x2x2 cm çapında hazırlanan kalıplar içerisine, mine sement birleşim sınırının 2 mm altında olacak şekilde soğuk akriliğe gömüldü.

2.2. Kavite Preparasyonu

Dişlerin okluzal yüzeyleri paraskop'a (Paraskop,Bego Bremer Goldschlagerei Wihl., Herbst GmbH& Co., Germany) (Resim 2.1) bağlanan aeratör yardımıyla (Kavo Compact torque, Germany) inley preparasyon seti (Inlay Praparations Set 4261, Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co, Lemgo, Germany) (Resim 2.2) kullanılarak, su soğutması altında dişlerin en derin noktası seviyesinde düz olarak kesildi. Yine aynı düzenek ile 2 mm derinlikte, bukko-lingual genişliği 3 mm, mezio-distal genişliği 6 mm ve kavite duvarları arasındaki açı 6º olacak şekilde standart sınıf I inley kaviteleri (Resim 2.3) açıldı. Preparasyon sırasında vertikal duvarları oluşturmak için, dişin uzun aksı boyunca frez tek bir yönde kullanıldı.



Resim 2.1. Paraskop yardımıyla diş kesimi



Resim 2.2. İnley preparasyon seti



Resim 2.3. İnley kavite preparasyonu hazırlanmış bir örnek

2.3. Kavitelerin Ölçüsünün Alınması ve Çalışma Modellerinin Hazırlanması

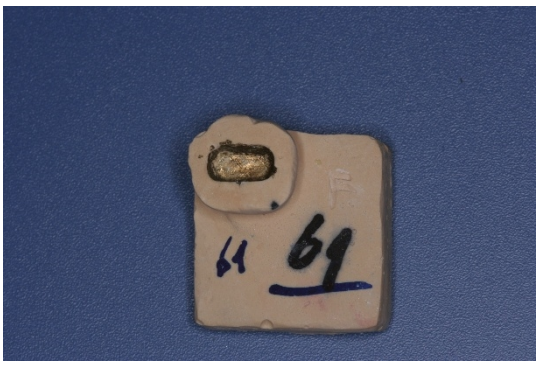
Alt molar dişler üzerinde hazırlanan Sınıf I inley kavitelerin ölçüsü vinil polisiloksan ölçü maddesi (Virtual, Ivoclar vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) kullanılarak alındı. Koyu kıvamda olan vinil polisiloksan ölçü maddesinin (Virtual heavy body, Ivoclar vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) base ve katalisti homojen şekilde karıştırılıp hazırlanarak kalıpların içerisine yerleştirildi. Sınıf I inley kaviteler ve koyu kıvamdaki vinil polisiloksan ölçü maddesinin üzerine tabanca sistemi ile daha akıcı kıvamda olan vinil polisiloksan ölçü maddesi (Virtual light body fast set Ivoclar vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) konuldu. Örnekler kalıba parmak basıncı uygulanarak yerleştirildi ve tek aşamalı ölçü tekniği kullanılarak inley kavitelerin ölçüleri alındı (Resim 2.4).



Resim 2.4. Ölçü işlemi tamamlanmış örnekler

Alınan ölçüler içerisine poliüretan esaslı day materyali (Alpha Die MF; Schültz-Dental GmbH, Rosbach, Germany) vibrasyon makinesi (Emmevi SpA-Badia

Polesine RO, Italy) kullanılarak döküldü ve sertleşmesi için 1 saat bekletildi. Sertleşen poliüretan esaslı day materyali vinil polisiloksan esaslı ölçü maddesi içerisinden çıkartıldı (Resim 2.5). Elde edilen örnekler, yapılacak farklı seramik inley restorasyonlar için dört gruba ayrıldı (n=40).



Resim 2.5. Poliüretan esaslı çalışma modeli

2.4. Seramik Örneklerin Hazırlanması

2.4.1. IPS Empress Estetik Seramik Örneklerin Hazırlanması

Poliüretan esaslı day materyallerinden elde edilen çalışma modelleri üzerinde inley kavitelerinin duvarlarına kalınlığı 15 µ olan die spacer (Megadental GmbH Büdingen, Germany) ince bir fırça ile 3 kat uygulandı.

Seramik inley restorasyonu hazırlamak üzere dişlerde açılan kavitelere IPS Empress Estetik için geliştirilmiş mumdan (Bego, Bremer Goldschlägerei Bremen, Germany) modelaj yapıldı (Resim 2.6).



Resim 2.6. Modelajı tamamlanmış örnek

Mum örnekler üretici firma talimatlarına uygun şekilde tij mumu (Bego Wax Wire for Sprues, Bremen, Germany) ile bağlandı, tij plastik bir kaide üzerine yerleştirildi. Modelajlarla plastik manşet kaidesi arasındaki mesafenin 10 mm' den az olmamasına özen gösterildi. Kaidenin etrafı silindir şeklinde özel Empress kâğıdı (IPS Empress Universal Paper Ring, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ile çevrelendi. IPS Empress Esthetic revetmanı (IPS PressVEST Special Investment Material, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) 100 gr toz, 15,5 ml likit ve 6,5 ml distile su olacak şekilde, 20 sn elde, 60 sn vakumlu karıştırıcıda (Motova SL, Bremer Goldschlägerei Bremen, Germany) homojen olacak şekilde karıştırılarak kağıt silindir içine döküldü ve üzeri kapatıldı. Revetmanın sertleşmesi için 1 saat beklendi ve kâğıt manşet çıkartıldı. Plastik kaide ve kapak çıkartılarak döküm silindirin tabanındaki düzensiz bölgeler bistüri ile düzeltildi. Hazırlanan manşet ön ısıtma fırınına (Nüve MF 120, Atlan Endüstriyel ve Laboratuvar Cihazları İstanbul, Türkiye) konuldu ve manşet 850 °C' de 30 dk bekletildi ve mum örneklerin tamamen burn out işleminin tamamlanması sağlandı. Ön ısıtma işlemi tamamlanan manşet, Al_2O_3 silindir ve A2 rengindeki IPS Empress Estetik ingot (IPS Empress Esthetic Ingot Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) (Resim 2.7) ile birlikte IPS Empress döküm fırınına (IPS Empress EP 600 Combi, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) (Resim 2.8) yerleştirildi.



Resim 2.7. IPS Empress Estetik ingot



Resim 2.8. IPS Empress döküm fırını

Fırınlama işlemi üretici firma talimatlarına uygun olarak gerçekleştirildi (Çizelge 2.2). Üreticinin talimatlarına göre presleme işlemi tamamlandı ve manşet fırından alınarak soğumaya bırakıldı. Soğuyan manşet, başka bir Al_2O_3 silindirin boyu rehber alınarak işaretlendi, separe ile kesildi ve örnek kabaca 4 bar basınç altında revetmandan temizlendi.

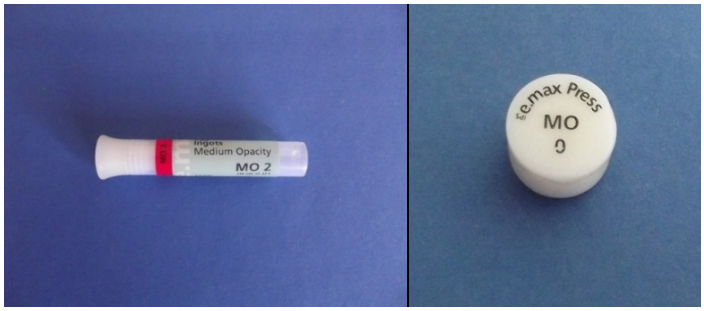
Çizelge 2.2. IPS Empress Estetik seramik örneklerin fırınlanma sıcaklık ve süreleri

IPS Empress Estetik	Baş. Isısı	Dk. daki Isı Artışı	Son Sıcaklık	Kapanış Süresi	Bek. süresi	Vakum Baş.	Vakum Bit.	Basınç
Press Değeri	700 ºC	60 ºC	1075 ºC	-	20 dk	500 ºC	1075 ºC	250 µm
İlk Fırınlama	403 ºC	100 ºC	790 ºC	6 dk	1-2 dk	450 ºC	789 ºC	-

Daha sonra 2 bar basınç altında 51-100 µm' lik cam boncuklar ile ayrıntılı biçimde tamamen temizlendi ve elmas separe ile tijler kesildi. Daha sonra sırasıyla 100 µm çapında Al_2O_3 partikülleri ile 4 milibar basınçta kumlama işlemi yapıldı. İlk kumlama işlemini takiben 50 µm Al_2O_3 partikülleri ile 2 milibar basınçta kumlama işlemi yapıldıktan sonra örnekler 10 dk ultrasonik temizleyicide (Biosonic JR, Whaledent Int NY, USA) temizlendiler. Kumlama işleminin ardından yapılacak son tesviyeler için, ince grenli elmas frezler çok düşük devirlerde (15000 rpm) kullanıldı.

2.4.2. IPS Empress e-Max Press Seramik Örneklerin Hazırlanması

Bu gruba ait örnekler IPS Empress Estetik örneklerde olduğu gibi; modelaj, tijleme ve revetmana alma işlemleri takip edilerek hazırlandılar. Farklı olarak IPS e-Max çekirdeği ingotu (IPS e-Max Press Ingot Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) (Resim 2.9) kullanılarak presleme işlemi yapıldı.



Resim 2.9. IPS Empress e-Max ingot

Örneklerin fırınlama işlemleri üretici firma talimatlarına uygun olarak gerçekleştirildi (Çizelge 2.3).

Çizelge 2.3. IPS e-Max seramik örneklerin fırınlanma sıcaklık ve süreleri

IPS e-Max Press	Baş. Isısı	Dk.daki Isı Artışı	Son Sıcaklık	Kapanış Süresi	Bek. süre	Vakum Baş.	Vakum Bit.	Basınç
Press Değeri	700 ºC	60 ºC	920 ºC	-	25 dk	500 ºC	920 ºC	3 bar
İlk Fırınla-ma	403 ºC	50 ºC	750 ºC	4 dk	1 dk	450 ºC	749 ºC	-

Üreticinin talimatlarına göre presleme işlemi tamamlandı ve manşet fırından alınarak soğumaya bırakıldı. Soğuyan manşet, başka bir Al_2O_3 silindirin boyu rehber alınarak işaretlendi, separe ile kesildi ve örnekler çıkartıldı. Kalan revetman 2 bar basınç altında 51-100 µm' lik cam boncukları ile temizlendi ve elmas separe ile tij kesildi. Daha sonra sırasıyla 100 µ çapında Al_2O_3 partikülleri ile 4 milibar basınçta kumlama işlemi yapıldı. İlk kumlama işlemini takiben 50 µ Al_2O_3 partikülleri ile 2 milibar basınçta kumlama işlemi yapıldıktan sonra örnekler 10 dk ultrasonik temizleyicide (Biosonic JR, Whaledent Int N.Y., USA) aynı araştırmacı tarafından temizlendiler. Kumlama işleminin ardından yapılacak son tesviyeler için, ince grenli elmas frezler çok düşük devirlerde (15000 rpm) kullanıldı.

2.4.3. Finesse Seramik Örneklerin Hazırlanması

Bu gruba ait örnekler IPS Empress Estetik örneklerde olduğu gibi; modelaj, tijleme ve revetmana alma işlemleri takip edilerek hazırlandılar.



Resim 2.10. Finesse ingot

Finesse seramik ingotlar (Resim 2.10) ön ısıtma için fırına (Multimat Touch&Press, Dentsply) yerleştirildi. Fırın sıcaklığı, oda sıcaklığından dakikada 5 ºC' lik ısı artışı ile 250 ºC' ye kadar yükseltildi. 30 dk bu ısıda bekletilip, yine ısı 850 ºC' ye kadar yükseltildi ve 60 dk da bu ısıda tutuldu. Sıcak döküm silindiri fırından çıkartıldı. İngotlar döküm silindir içine yerleştirildi. Döküm silindiri presleme fırınına (Multimat Touch&Press, Dentsply, Germany) yerleştirildi ve üretici firma talimatına göre fırınlandı (Çizelge 2.4).

Çizelge 2.4. Finesse seramik örneklerin fırınlanma sıcaklık ve süreleri

Finesse	Başlangıç Isısı	Dakikadaki Isı Artışı	Son Sıcaklık	Kapanış Süresi	Vakumsuz süre	Vakum Başlangıç	Vakum Bitiş	Basınç
Press Değeri	700 ºC	60 ºC	930 ºC	7 dk	20 dk	450 ºC	930 ºC	3,5 bar

Presleme işlemi tamamlandıktan sonra manşet, fırından alınarak soğumaya bırakıldı. Soğuyan manşet, başka bir Al_2O_3 silindirin boyu rehber alınarak işaretlendi, separe ile kesildi. Daha sonra sırasıyla 100 µm çapında Al_2O_3 partikülleri ile 4 milibar basınçta kumlama işlemi yapıldı. İlk kumlama işlemini takiben 50 µm Al_2O_3 partikülleri ile 2 milibar basınçta kumlama işlemi yapıldıktan sonra örnekler 10 dk ultrasonik temizleyicide (Biosonic JR, Whaledent Int NY, USA) temizlendiler. Kumlama işleminin ardından yapılacak son tesviyeler için, ince grenli elmas frezler çok düşük devirlerde (15000 rpm) kullanıldı.

2.4.4. Zirkonzahn Prettau Seramik Örneklerin Hazırlanması

Poliüretan esaslı day materyallerinden elde edilen çalışma modellerine titanyum oksit tozu (White Peak Systems GmbH&CO. KG Langeheide, Germany) ince bir tabaka halinde püskürtüldü. Alçı model tarayıcının tablasına sabitlendi ve tarayıcıya (Dental Wings Inc. Montreal, Canada) yerleştirildi (Resim 2.11). Tarayıcı ünite, modelin yerleştirildiği tablanın yatay düzlemde dönme hareketi yapması sonucu farklı açılardan görüntülerini aldı. Bu görüntüler bilgisayar ekranında üç boyutlu olarak kaydedildi. Elde edilen bu dijital ölçü üzerinde yapılacak olan restorasyonun marjinal sınırları bilgisayar yardımı ile belirlendi ve hata görülen yerler düzeltildi. Bu marjinal sınırlar çerçevesinde yapılacak olan restorasyonun dijital ortamda tasarımı oluşturuldu (Resim 2.12).



Resim 2.11. Dental Wings CAD sistemi



Resim 2.12. Tasarımı oluşturulmuş örnekler



Resim 2.13. Prettau zirkon ingot



Resim 2.14. Frezeleme ünitesi

Gerekli bilgiler bu freze cihazına dijital olarak aktarıldıktan sonra, freze cihazında gerekli kalibrasyonlar yapıldı, zirkon blok (Zirkonzahn Prettau, Bruneck, Italy) (Resim 2.13) frezeleme ünitesine (Yenamak, İstanbul, Türkiye) yerleştirildi (Resim 2.14) ve aşındırma işlemine geçildi. Prettau örnekler işlendikten sonra yüzey düzeltmesi zirkonyum oksit taşları, sinter elmasları, silikon parlatıcılar (Karbosan, İstanbul, Türkiye) aracılığıyla laboratuvar mikromotoru ile manuel olarak yapıldı. Örnekler kızıl ötesi lamba (zirkonlampe 250; Zirkonzahn GmBh, Bruneck, Italy) (Resim 2.15) altında 1 saat kurutuldu. Daha sonra 1600 ºC' de Prettau zirkonyaya özel bir programda örnekler zirkonzahn keramikofen 1500 (Zirkonzahn GmBh,

Bruneck, Italy) (Resim 2.16) fırınında sinterlendi. Sinterleme sonrası 50 µ Al_2O_3 ile 4-5 bar basınç altında seramik örnekler kumlandı.



Resim 2.15. Kızıl ötesi lamba



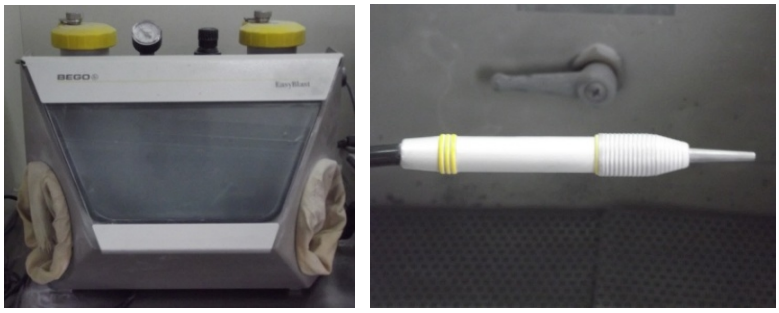
Resim 2.16. Sinterleme cihazı

2.5. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Her bir seramik grubundan elde edilen seramik inley örneklerin iç yüzeyine farklı yüzey işlemleri uygulamak üzere 8 alt gruba ayrıldı.

1. Kontrol Grubu (Kontrol): Bu grupta seramik inley restorasyonların iç yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı**.**

2. Kumlama ile pürüzlendirme işlemi (Kumlama): 50 µm' lik Al_2O_3 partikülleri kumlama cihazı (Bego easyblast Sandblaster, Bremen, Germany) ile 2,8 bar basınç altında, seramik inley restorasyonların iç yüzeyine 90° açıyla 1 cm uzaklıktan, 20 sn boyunca uygulandı (Resim 2.17). Daha sonra örnekler 30 sn boyunca hava-su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu. Kumlama esnasında 1 cm' lik mesafeyi koruyabilmek için hem yatay hem de dikey yönde kullanılabilen ve örnek yüzeyine olan mesafesi ayarlanabilen bir metal kalıp kullanılmıştır.



Resim 2.17. Kumlama cihazı



Resim 2.18. Metal kalıp

3. Asit ile pürüzlendirme işlemi (HF asit): % 9' luk HF asit jeli 60 sn boyunca seramik inley restorasyonların iç yüzeyine uygulandı. 20 sn boyunca yıkanan örnekler 20 sn boyunca basınçlı hava ile kurutuldu (Resim 2.19).



Resim 2.19. HF asit

4. Deneysel asit ve ısı ile pürüzlendirme (Deneysel asit): Methanol (800 ml); % 37 HCl (200 ml); ve ferrik klorid (2 g) (Casucci ve ark 2010) seramik inley restorasyonların iç yüzeyine fırça ile uygulandı (Resim 2.20). FN 400 fırınında (Nüve, İstanbul, Türkiye) 100 ˚C' de 30 dk boyunca bekletildi (Resim 2.21).



Resim 2.20. Deneysel asit



Resim 2.21. FN 400 fırını

5. Lazer ile pürüzlendirme işlemi (Nd: YAG lazer): Seramik inley restorasyonların iç yüzeyine üretici firma talimatlarına göre MSP (Maxi Short Pulse) modunda pulsasyon genişliği 150 mikrosaniye (μs), pulsasyon sıklığı 20 Hertz (Hz) ve gücü 2 W olan Nd: YAG lazer (Fotona, At Fidelis, Ljubljana, Slovenya) uygulandı. Lazer ile pürüzlendirme işlemi, hava ve suyla, non kontak modda, pulsasyon enerjisi 100 mJ, enerji yoğunluğu 141,54 J/cm^2 olacak şekilde kumlama işleminde kullanılan metal kalıp kullanılarak, seramik yüzeylerinden 1 cm uzaklıktan homojen bir yüzey elde etmek için elle süpürme hareketi yaparak tek bir kişi tarafından 30 sn boyunca gerçekleştiridi (Resim 2.22).



Resim 2.22. Nd: YAG lazer cihazı

6. Lazer ve kumlamanın birlikte uygulandığı pürüzlendirme işlemi (Lazer+kumlama): Seramik inley restorasyonların iç yüzeyine önce Nd: YAG lazer (2 W, 20 Hz) 30 sn boyunca uygulandı. Lazer uygulanmış yüzeye 50 μm' lik Al_2O_3 partikülleri 20 sn boyunca uygulandı. Seramik yüzey son olarak 30 sn boyunca hava-su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu.

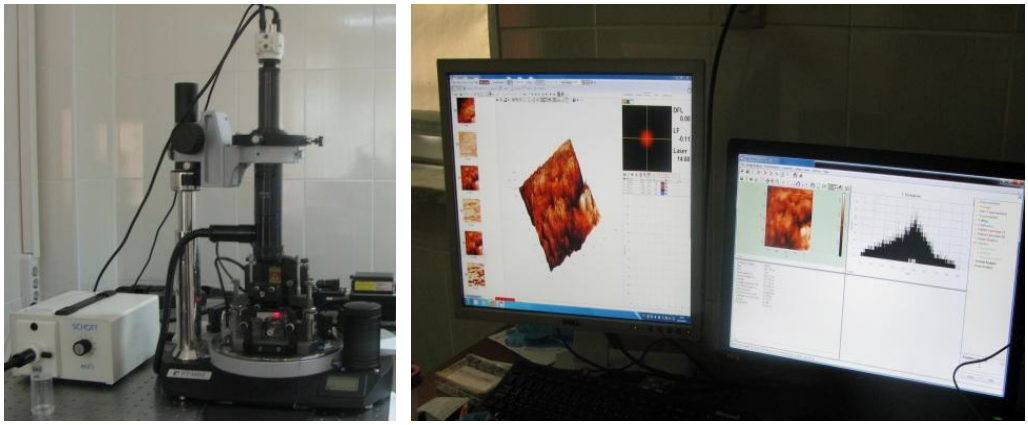
7. Lazer ve HF asitin birlikte uygulandığı pürüzlendirme işlemi (Lazer+HF asit): Seramik inley restorasyonların iç yüzeyine önce Nd: YAG lazer (2 W, 20 Hz) 30 sn boyunca uygulandı. Lazer uygulanmış yüzeye % 9' luk HF asit 60 sn süre ile tabi tutuldu, 20 sn boyunca yıkanan örnekler 20 sn boyunca basınçlı hava ile kurutuldu.

8. Lazer ve deneysel asitin birlikte uygulandığı pürüzlendirme işlemi (Lazer+deneysel asit): Seramik inley restorayonların iç yüzeyine önce Nd: YAG

lazer (2 W, 20 Hz) 30 sn boyunca uygulandı. Lazer uygulanmış yüzeye metanol (800 ml); % 37 HCl (200 ml); ve ferrik klorid (2 g) uygulandıktan sonra, FN 400 fırında 100 ˚C' de 30 dk boyunca bekletildi.

2.6. Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi

Örneklerin yüzey pürüzlülükleri AFM analizi ile Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde incelendi. AFM analizi (NTEGRA Solaris, NTMDT, Russia) ile 4 farklı seramik sisteminde (Finesse, IPS Empress Estetik, IPS Empress e-Max, Zirkonzahn Prettau) 8 farklı yüzey işleminin (kontrol, kumlama, HF asit, deneysel asit, Nd: YAG lazer, lazer+kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit) etkisini görmek için her gruptan üçer örnek üzerinde inceleme yapıldı. Her grup için toplam 12 yüzey pürüzlülük değeri elde edildi. Dijital görüntüler atmosfere açık ortamda elde edildi. 0,01- 0,025 Ω cm altın kaplamalı silikon uç non kontak modda kullanıldı. Dikey pozisyondaki değişimlere göre görüntünün yüksekliği belirlenip, yüksekliğin miktarına göre de açık ve koyu alanlar oluşturuldu. Sabit titreşim genişliğinde uç ile örnek mesafesi sabit tutuldu. Sabit tarama hızıyla her bir yüzey için 25 µmX25 µm ve 50 µmX50 µm alanlarından iki boyutlu ve üç boyutlu olarak dijital görüntü mikroskobun kendi bilgisayar yazılımıyla (Nova 1.1.0.1773) elde edildi (Resim 2.36).



Resim 2.23. AFM cihazı ve kullanılan analiz programı

2.7. Simantasyon İşlemi

Finesse, IPS Empress Estetik, IPS Empress e-Max, ve Zirkonzahn Prettau seramik sistemlerinden hazırlanan toplam 160 inley restorasyon simantasyon öncesi

distile su içeren ultrasonik temizleyicide (Biosonic JR; Whaledent, NJ, USA) 5 dk bekletildi (Resim 2.23). Seramik inley restorasyonların dişlere simantasyonunda dual sertleşen rezin siman (Clearfil Esthetic Cement; Kuraray Co Ltd., Osaka, Japan) (Resim 2.24) kullanıldı.



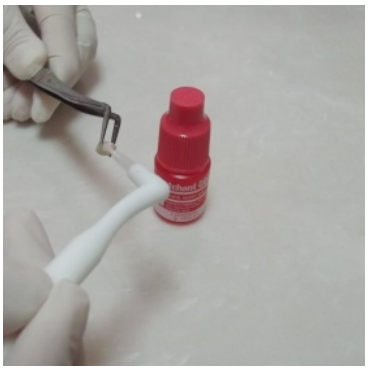
Resim 2.24. Ultrasonik temizleyici



Resim 2.25. Dual sertleşen rezin siman

2.7.1. Seramik İnley Restorasyonların Simantasyon İçin Hazırlanması

Tüm seramik inley restorasyonların iç yüzeyine K-etchant jel (Kuraray Co Ltd, Osaka, Japan) fırça yardımıyla 5 sn uygulandı ve sonrasında basınçlı hava ve su ile yıkandı (Resim 2.25).



Resim 2.26. K-etchant jel



Resim 2.27. Clearfil Ceramic Primer

Daha sonra Clearfil Ceramic Primer (Kuraray Co Ltd, Osaka, Japan) fırça yardımıyla 60 sn boyunca uygulandı ve kurutuldu (Resim 2.26).

2.7.2. Diş Örneklerinin Simantasyon İçin Hazırlanması

Dişlerin okluzal yüzeylerinde oluşturulan sınıf I inley kavitelerin yüzeyine fırça ile ED Primer II A&B' den (Kuraray Co Ltd, Osaka, Japan) eşit miktarda karıştırılıp uygulandıktan sonra, 30 sn bekletildi ve hava ile kurutuldu (Resim 2.27).



Resim 2.28. ED primer II A&B



Resim 2.29. Clearfil Esthetic rezin siman pasta

Clear rengindeki Clearfil Esthetic rezin siman, özel şırıngası ile karıştırma kağıtlarının üzerinde base ve katalisti eşit miktarlarda olacak şekilde plastik spatula ile karıştırıldı, seramik inley restorasyonun üzerine uygulandı ve parmak basıncıyla dişlerin üzerine yerleştirildi (Resim 2.28). Taşan simanlar sond yardımıyla diş yüzeyinden uzaklaştırıldı. Seramik restorasyonlar 90° açıyla, dişlerle temas edecek şekilde okluzal yüzeyden, 40 sn boyunca LED (Light-emitting diode) (450 mW/cm^2) ışık cihazı (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile polimerize edildi (Resim 2.29).



Resim 2.30. Örnekler polimerize edilirken

2.8. Termal Siklus Uygulaması

Örnekler 24 saat süreyle 37 °C' lik distile suda bekletildi ve termal siklus cihazına (Thermal Cycler Tester, Dental Teknik, Konya, Türkiye) yerleştirildi. Örnekler, 5-55 °C sıcaklık değişimleri arasında, banyoda kalma süresi 30 sn, banyolar arası transfer süreleri 2 sn olan 5000 devirlik termal siklusa tabi tutuldu (Resim 2.30).



Resim 2.31. Termal siklus cihazı

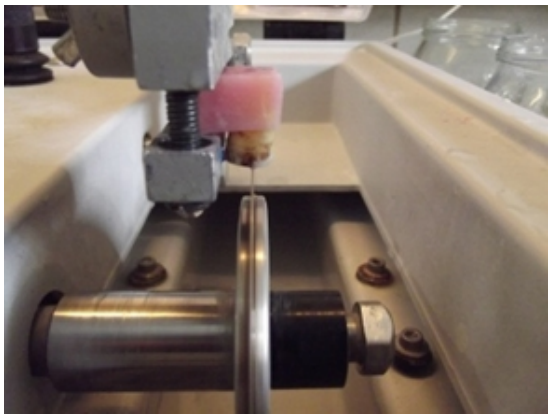
2.9. Mikrogerilim Test Metodu

Mikrogerilim test metodu Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında gerçekleştirildi. Örnekler; elmas separe, seramik inley-rezin siman-diş bağlantı yüzeyine dik olacak şekilde düşük hızda, su altında kesim yapan cihaza (Buehler Isomet 1000 Low Speed Saw, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA) yerleştirildi (Resim 2.31). Elmas separe (Diamond Wafering Blade, 10 cm x 0,3 mm, Buehler, ABD) (Resim 2.32) ile her dişin kronundan vertikal yönde 1,2 mm' lik kesitler alındı. 1,2 mm' lik kesitler, her grupta bulunan 5 örnekten toplamda n=12 olacak şekilde, herbir dişin tam ortasından ve kalan dentin kalınlıkları eşit

olacak biçimde elde edildi (Resim2.33). Bu aşamada kopan örnekler çalışma dışında bırakıldı.



Resim 2.32. Isomet kesme cihazı

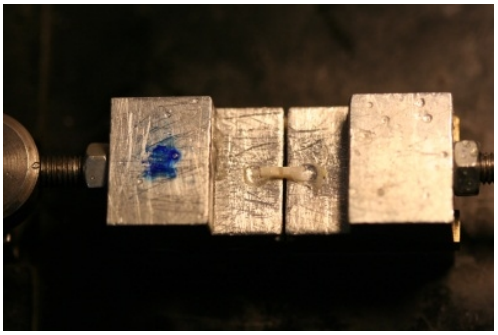


Resim 2.33. Mikrobarların elde edilmesi

Elde edilen mikrobarlar mikrogerilim test cihazına (Harvard Apparatus Co, INC Dover, Mass USA) (Resim 2.34) siyanoakrilat adeziv (Pattex, Henkel, Dusseldorf) yardımıyla sabitlendi. Test cihazının yükleme hızı (crosshead speed) 1 mm/dk olarak belirlendi (ISO Technical Report 11405 1994). Örneklere kopmanın gerçekleşeceği ana kadar 1 mm/dk çekme kuvveti uygulandı ve elde edilen değerler kaydedildi.



Resim 2.34. Elde edilen mikrobar



Resim 2.35. Mikrogerilim testi

Test bitiminde kg/f cinsinden elde edilen değerler, örnek yüzey alanına (1,44 mm^2) bölünüp, yerçekimi ivmesiyle (g=9,8 m/s^2) çarpılarak MPa' a çevrildi.

2.10. Fraktür Analizi

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinden sonra fraktür yüzeyleri stereomikroskopta (Olympus, SZ-PT, Japonya) x20 büyütmede incelendi (Resim 2.35). Başarısızlık tipleri aşağıdaki şekilde sınıflandırıldı.



Resim 2.36. Stereomikroskop

Tip A: Seramik-yapıştırıcı siman ara yüzünde adeziv kopma
Tip B: Dentin-yapıştırıcı siman ara yüzünde adeziv kopma
Tip C: Seramik içinde koheziv kopma
Tip D: Dentin içinde koheziv kopma
Tip E: Adeziv ve koheziv kopma (mix) (Mak ve ark 2002, El Zohairy ve ark 2003).

2.11. SEM Analizi

SEM analizi Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştiridi. Diş ve rezin siman arasındaki bağlantının değerlendirilmesi amacıyla bir örnek SEM' de incelendi. Örneğin yüzeyi çeşitli grenlerde silikon aşındırıcı karbit zımpara ile düzleştirildi ve distile suda 5 dk boyunca ultrasonik olarak temizlendi. Örneğe yüzey işlemleri uygulandıktan sonra etüvde (Nüve Incubator EN 120, Ankara, Türkiye) 50 °C de 24 saat boyunca kurutuldu. SEM analizi öncesi örnek, aluminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlendi. Bir püskürtme cihazı yardımıyla örneğin yüzeyi 90 Angström (A°) kalınlığında altın palladyum (Cressington sputter coater 108 auto, Cressington MTM-20, 55 Elektronen-Optik-Service, Dortmund, Germany) ile kaplandı ve SEM (Evo LS10, Carl Zeiss, Oberkochen, Germany) ile X500 büyütme ile incelendi. Elde

edilen SEM görüntülerinde hibrit tabakasının varlığı, kalınlığı, rezin uzantıların varlığı ve uzunlukları değerlendirildi.

2.12. İstatistiksel Değerlendirme

Verilerin istatistiksel değerlendirmeleri SPSS istatistik paket programından (SPSS/PC Version 17.0; SPSS Inc, Chicago, IL, USA) yararlanılarak yapıldı. Çalışmada seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve dişe olan bağlanma dayanımına (MPa) etkisini incelemek için iki yönlü varyans analizi testi kullanıldı. İstatistiksel olarak farklılık gösteren gruplar arasındaki farkın kaynağını tespit etmek için tek yönlü varyans analizi ve Tukey HSD testi kullanıldı ($p=0,05$). Seramik sistemlerine uygulanan yüzey işlemleri ile bağlanma dayanımı arasındaki ilişkiyi değerlendirmek için ise korelasyon testi kullanıldı ($p=0,05$).

3. BULGULAR

3.1. Yüzey Pürüzlülük Bulguları

Yüzey işlemlerinin uygulandığı seramik inley restorasyonların yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesinde yapılan iki yönlü varyans analizi sonucunda; seramik sistemlerinin ve yüzey işlemlerinin istatistiksel olarak önemli farklılıklar gösterdiği tespit edilmiştir ($p<0,05$). Bununla birlikte, seramik sistemleri ile yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak önemli bir etkileşim bulunamamıştır ($p>0,05$) (Çizelge 3.1.).

Çizelge 3.1. İki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	2178329,002	3	726109,667	6,554	,000
Yüzey İşlemi	3696796,843	7	528113,835	4,767	,002
Seramik*Yüzey İşlemi	1597561,621	21	76074,363	,687	,847

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Gruplar arasındaki farkı değerlendirmek için Tek yönlü varyans analizi yapıldı. Tek yönlü varyans analizine göre gruplar arasında önemli fark olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$) (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2. Tek yönlü varyans analizi sonuçları

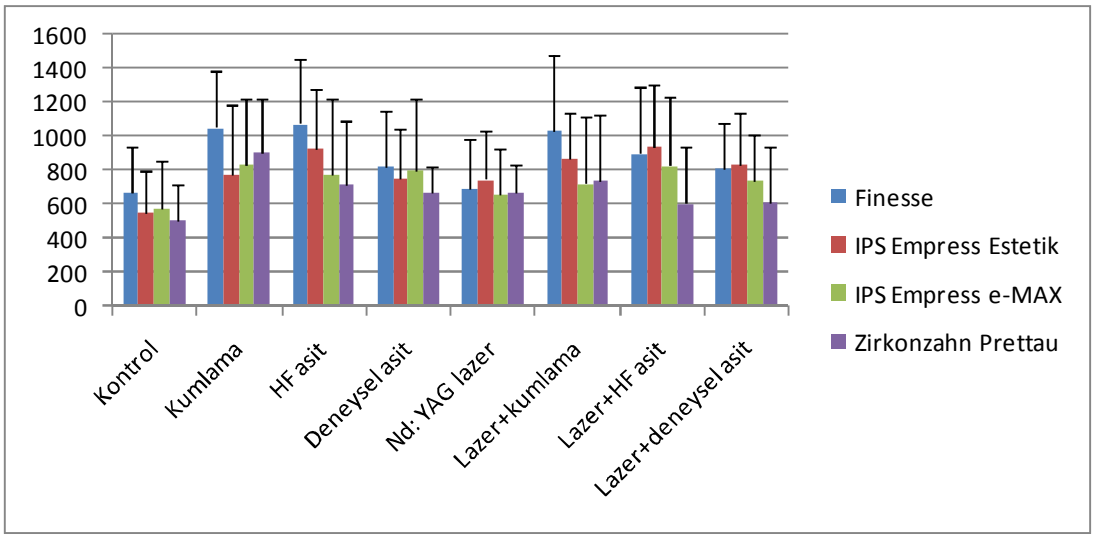
	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	31	7472687,571	241054,438	2,176	,000
Grup içi	352	3,900E7	110790,933		
Toplam	383	4,647E7			

Grupların ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 3.3 ve Grafik 3.1' de verilmiştir.

Çizelge 3.3. Grupların ortalama ve standart sapma değerleri

	Finesse	IPS Empress Estetik	IPS Empress e-Max	Zirkonzahn Prettau
Kontrol	666,5±277,5^{abc}	555,7±241,1^{ab}	579,6±282,3^{abc}	503,3±208,4^{a}
Kumlama	1051,5±338,5^{bc}	773,3±411^{abc}	835,1±385,2^{abc}	906,6±312^{abc}
HF asit	1075,9±377,4^{c}	930,6±417,2^{abc}	778±438^{abc}	717,2±380,3^{abc}
Deneysel asit	821,4±330,7^{abc}	754,6±293,1^{abc}	798,4±421,1^{abc}	665,7±157,6^{abc}
ND:YAG lazer	689,6±300,7^{abc}	745,1±282,2^{abc}	661,6±269,3^{abc}	672,4±164,8^{abc}
Lazer+kumlama	1038,2±440,1^{bc}	865,7±269,1^{abc}	722,7±397,3^{abc}	741,5±386,4^{abc}
Lazer+HF asit	899,7±392,2^{abc}	940,8±361,7,6^{abc}	829,1±407,8^{abc}	605,5±338,2^{abc}
Lazer+deneysel asit	806,6±276,1^{abc}	838,5±303,8^{abc}	738,4±271,6^{abc}	607,4±331,2^{abc}

*Herbir kolondaki aynı harfi taşıyan değerler arasında istatistiksel olarak fark yokken, farklı harfler arasında istatistiksel fark vardır.



Şekil 3.1. Grupların ortalama ve standart sapma değerleri

Değerlerin homojen dağılıp dağılmadığını görmek amacıyla Levene's testi yapıldı. Homojen dağılım gösterdiği görülen verilere çoklu karşılaştırma testi olan Tukey HSD testi yapıldı.

Tukey HSD testine göre Finesse seramik sisteminde kontrol, deneysel asit, Nd: YAG lazer, lazer+HF asit ve lazer+deneysel asit arasında pürüzlülük açısından istatistiksel olarak önemli fark yoktu ($p>0,05$). Kumlama (1051,5±338,5), HF asit (1134,2±455,6), lazer+kumlama ise (1038,2±440,1) diğer gruplara göre istatistiksel

olarak anlamlı derecede yüksek pürüzlülük değerleri göstermiştir ($p<0,05$) (Çizelge 3.3).

IPS Empress Estetik seramik sisteminde kumlama, HF asit, deneysel asit, Nd: YAG lazer, lazer+HF asit, lazer+kumlama ve lazer+deneysel asit arasında pürüzlülük açısından istatistiksel olarak önemli fark yoktu ($p>0,05$). Kontrol (555,7±241,1) grubu ise diğer gruplardan daha düşük yüzey pürüzlülüğü göstermiştir ($p<0,05$) (Çizelge 3.3).

IPS Empress e-Max seramik sisteminde pürüzlülük açısından kontrol, kumlama, HF asit, deneysel asit, Nd: YAG lazer, lazer+kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit arasında istatistiksel olarak önemli fark yoktu ($p>0,05$) (Çizelge 3.3).

Zirkonzahn Prettau seramik sistemlerinde kumlama, HF asit, deneysel asit, Nd: YAG lazer, lazer+kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit arasında pürüzlülük açısından istatistiksel olarak önemli fark yokken ($p>0,05$), kontrol grubu (522,1±240,3) ise diğer gruplardan daha düşük yüzey pürüzlülüğü göstermiştir ($p<0,05$) (Çizelge 3.3).

Farklı seramik sistemlerinin kontrol grupları yüzey pürüzlülüğü açısından karşılaştırıldığında; Finesse ve IPS Empress e-Max arasında istatistiksel olarak önemli fark yoktu ($p >0,05$). IPS Empress Estetik (555,7±241,1), Zirkonzahn Prettau (522,1±240,3) ise diğer gruplara göre istatistiksel olarak daha düşük yüzey pürüzlülüğü göstermiştir ($p<0,05$) (Çizelge 3.3).

Farklı seramik sistemlerinin kumlama grubu yüzey pürüzlülüğü açısından karşılaştırıldığında; Finesse (1051,5±338,5) diğer seramik sistemlerinden istatistiksel olarak daha yüksek yüzey pürüzlülük değeri göstermiştir ($p<0,05$). Diğer seramik sistemler arasında ise yüzey pürüzlülükleri açısından fark yoktu ($P>0,05$) (Çizelge 3.3).

Farklı seramik sistemlerinin HF asit yüzey işlemi karşılaştırıldığında; Finesse (1075,9±377,4) diğer seramik sistemlerinden istatistiksel olarak daha fazla yüzey pürüzlülük değeri göstermiştir ($p<0,05$). Diğer seramik sistemler arasında ise yüzey pürüzlülükleri açısından fark yoktu ($P>0,05$) (Çizelge 3.3).

Farklı seramik sistemlerinin deneysel asit grubu karşılaştırıldığında; seramik sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu (p>0,05) (Çizelge 3.3).

Farklı seramik sistemlerinin Nd: YAG lazer grubu karşılaştırıldığında; seramik sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu (p>0,05) (Çizelge 3.3).

Farklı seramik sistemlerinin lazer+kumlama grubu karşılaştırıldığında; Finesse (1038,2±440,1) diğer seramik sistemlerinden istatistiksel olarak daha yüksek yüzey pürüzlülük değeri göstermiştir (p<0,05) (Çizelge 3.3).

Farklı seramik sistemlerinin lazer+HF asit grubu karşılaştırıldığında; seramik sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu (p>0,05) (Çizelge 3.3).

Farklı seramik sistemlerinin lazer+deneysel asit grubu karşılaştırıldığında; seramik sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu (p>0,05) (Çizelge 3.3).

3.2. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Bulguları

Finesse, IPS Empress Estetik, IPS Empress e-Max ve Zirkonzahn Prettau seramik sistemleri ile hazırlanan inley restorasyonların Clearfil Esthetic rezin siman ile dişe simantasyonundan sonra, termal siklusa maruz bırakılan örnekler mikrogerilim testine tabi tutuldular.

Elde edilen mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri iki yönlü varyans analizi ile değerlendirilmiş olup, Çizelge 3.4' de varyans analizi sonuçları verilmiştir.

Çizelge 3.4. İki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	p
Seramik	10,586	3	3,529	,859	,462
Yüzey İşlemi	253,198	7	36,171	8,809	,000
Seramik*Yüzey İşlemi	94,568	21	4,503	1,097	,349

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Bağlanma dayanımının sonuçları değerlendirildiğinde seramik sistemleri arasında fark gözlenmedi (p>0,05). Seramik sistemleri ve yüzey işlemleri arasında

bir etkileşim gözlenmedi (p>0,05). Yüzey işlemleri arasında ise istatistiksel olarak önemli bir fark oluğu tespit edildi (p<0,05) (Çizelge 3.4).

Gruplar arası farkın değerlendirilmesi için Tek yönlü varyans analizi yapıldı.

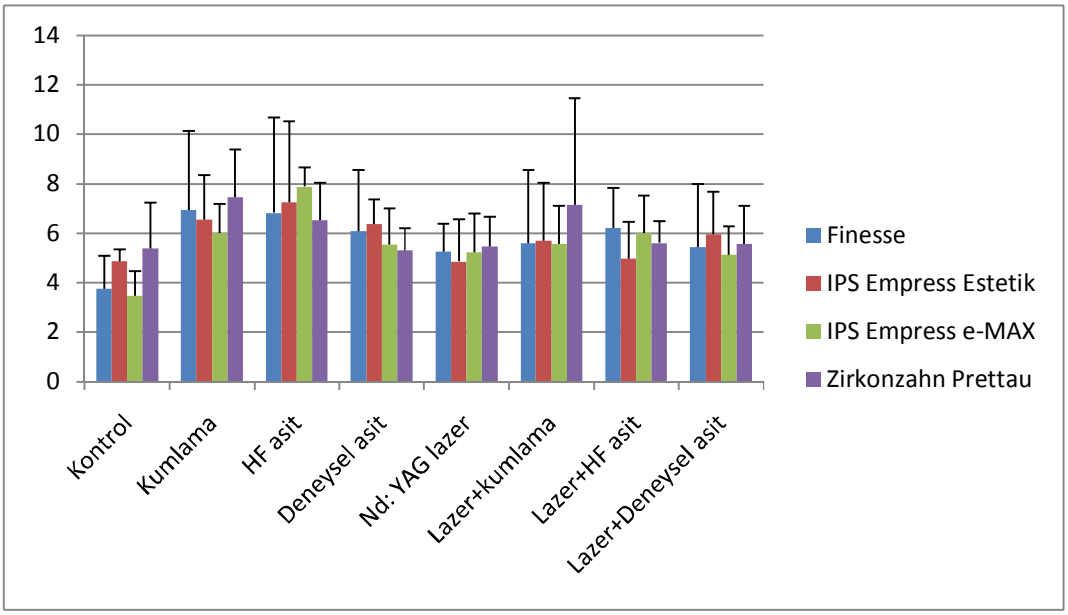
Çizelge 3.5. Tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	31	349,849	11,285	2,828	,000
Grup içi	352	1404,912	3,991		
Toplam	383	1754,762			

Tek yönlü varyans analizine göre gruplar arasında önemli fark olduğu tespit edilmiştir (p<0,05) (Çizelge 3.5). Grupların ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 3.6' da ve Grafik 3.2' de verilmiştir.

Çizelge 3.6. Grupların ortalama ve standart sapma değerleri

	Finesse	IPS Empress Estetik	IPS Empress e-Max	Zirkonzahn Prettau
Kontrol	3,7±1,3^{ab}	4,8±,4^{abc}	3,4±,9^{a}	5,3±1,8^{abc}
Kumlama	6,9±3,2^{abc}	6,5±1,8^{abc}	6±1,1^{abc}	7,4±1,9^{c}
HF asit	6,8±3,8^{abc}	7,2±3,2^{c}	7,8±,7^{c}	6,5±1,5^{abc}
Deneysel asit	6±2,4^{abc}	6,3±,9^{abc}	5,5±1,4^{abc}	5,3±,8^{abc}
ND:YAG lazer	5,2±1,1^{abc}	4,8±1,6^{abc}	5,2±1,5^{abc}	5,4±1,1^{abc}
Lazer+kumlama	5,5±2,9^{abc}	5,7±2,3^{abc}	5,5±1,5^{abc}	7,1±4,3^{c}
Lazer+HF asit	6,2±1,5^{abc}	4,9±1,4^{abc}	6±1,5^{abc}	5,6±,8^{abc}
Lazer+deneysel asit	5,4±2,5^{abc}	5,9±1,7^{abc}	5,1±1,1^{abc}	5,5±1,5^{abc}



Şekil 3.2. Grupların ortalama ve standart sapma değerleri

Değerlerin homojen dağılıp dağılmadığını görmek amacıyla Levene's testi yapıldı. Homojen dağılım gösterdiği gözlenen verilere çoklu karşılaştırma testi olan Tukey HSD testi yapıldı.

Tukey HSD çoklu karşılaştırma testine göre; Finesse seramik sistemin mikro tensile bağlanma dayanımında kumlama, HF asit, deneysel asit, Nd: YAG lazer, lazer+kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit grupları arasında istatistiksel olarak önemli fark gözlenmedi ($p>0,05$). Kontrol grubu ise diğer gruplardan daha düşük bağlanma dayanımı gösterdi ($p<0,05$).

IPS Empress Estetik seramik sisteminde HF asit (7,2±3,2) yüzey işlemi uygulanan grupta istatistiksel olarak önemli derecede yüksek bağlanma dayanımı gösterdi ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında ise bağlanma dayanımı açısından farklılık yoktu ($p>0,05$) (Çizelge 3.6).

IPS Empress e-Max seramik sisteminde kumlama, deneysel asit, Nd: YAG lazer, lazer+kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak önemli fark gözlenmedi ($p>0,05$). Kontrol (3,4±,9) grubunda en düşük bağlanma dayanımı gözlenirken, HF asit (7,8±,7) uygulanan grup ise en yüksek bağlanma dayanımı gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.6).

Zirkonzahn Prettau seramik sisteminde bağlanma dayanımı açısından kontrol, HF asit, deneysel asit, Nd: YAG lazer, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit arasında istatistiksel olarak önemli fark görülmedi ($p>0,05$). Kumlama (6,5±1,2) ve lazer+kumlama (7,2±4,3) yüzey işlemlerinin uygulandığı gruplarda bağlanma dayanımı istatistiksel olarak önemli derecede arttı ($p<0,05$) (Çizelge 3.6).

Farklı seramik sistemlerinin kontrol grubu bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığında; IPS Empress Estetik, Zirkonzahn Prettau arasında istatistiksel olarak önemli fark yokken ($p>0,05$), Finesse (3,7±1,3) ve IPS Empres e-Max (3,4±,9) seramik sisteminde ise bağlanma dayanımı düşüktü ($p<0,05$) (Çizelge 3.6).

Farklı seramik sistemlerinin Kumlama grubu bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığında; Finesse, IPS Empress Estetik, IPS Empress e-Max arasında istatistiksel olarak önemli fark gözlenmedi ($p>0,05$). Zirkonzahn Prettau (7,4±1,9) ise en yüksek bağlanma dayanımı gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.6).

Farklı seramik sistemlerinin HF asit grubu bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığında; Finesse ve Zirkonzahn Prettau arasında istatistiksel olarak önemli bir fark yokken ($p>0,05$), IPS Empress Estetik (7,2±3,2) ve IPS Empress e-Max (7,8±,7) ise istatistiksel olarak yüksek bağlanma dayanımı gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.6).

Farklı seramik sistemlerinin deneysel asit grubu bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığında; seramik sistemleri arasında istatistiksel olarak önemli fark gözlenmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.6).

Farklı seramik sistemlerinin Nd: YAG lazer grubu bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığında; seramik sistemleri arasında istatistiksel olarak önemli fark gözlenmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.6).

Farklı seramik sistemlerinin lazer+kumlama grubu bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığında; Zirkonzahn Prettau (7,1±4,3) yüksek bağlanma dayanımı gösterdi ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak fark gözlenmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.6).

Farklı seramik sistemlerinin lazer+HF asit grubu bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığında; seramik sistemleri arasında istatistiksel olarak önemli fark tespit edilmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.6).

Farklı seramik sistemlerinin lazer+deneysel asit grubu bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığında; seramik sistemleri arasında istatistiksel olarak önemli fark gözlenmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.6).

3.3. Korelasyon Testi Bulguları

Yüzey pürüzlülüğü ile mikrogerilim bağlanma dayanımı arasındaki ilişkinin incelendiği Korelasyon testi neticesinde, Finesse, IPS Empress Estetik, Zirkonzahn Prettau seramik sistemlerinin HF asit uygulanan gruplarında yüzey pürüzlülüğü ve mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri arasında doğru orantılı bir ilişki bulunmuştur ($p<0,05$). Ayrıca, Zirkonzahn Prettau seramik sistemlerinin kumlama uygulanan gruplarında da yüzey pürüzlülüğü ve mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri arasında doğru orantılı bir ilişki gözlenmiştir($p<0,05$).

3.4. Fraktür Analizi Bulguları

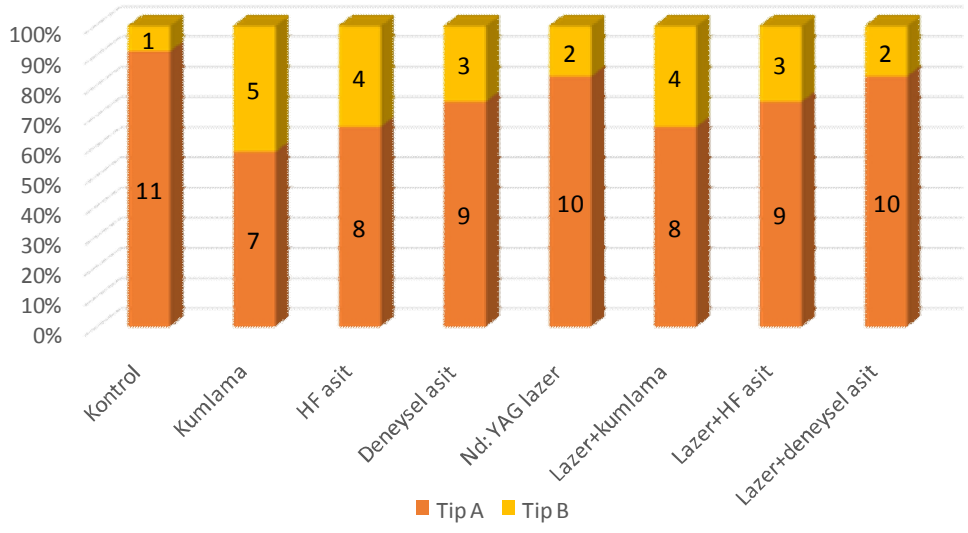
Farklı seramik inley restorasyonların mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonrası kırılan örnekler stereomikroskopta incelendi ve yüzeydeki başarısızlıkların tipi belirlendi. Başarısızlık tipleri çalışmamızda;

Tip A: Seramik-yapıştırıcı siman ara yüzünde adeziv kopma
Tip B: Dentin-yapıştırıcı siman ara yüzünde adeziv kopma
Tip C: Seramik içinde koheziv kopma
Tip D: Dentin içinde koheziv kopma
Tip E: Adeziv ve koheziv kopma olarak şeklindedir (Mak ve ark 2002, El Zohairy ve ark 2003).

Finesse seramik restorasyonlardan elde edilen toplam 96 mikrobardan 72 tanesi Tip A başarısızlık gösterirken 24 tanesi Tip B başarısızlık göstermiştir. Tip C, Tip D ve Tip E başarısızlık tipi hiçbir grupta gözlenmemiştir (Çizelge 3.7 ve Grafik 3.3).

Çizelge 3.7 Finesse Seramik Restorasyonlarda Başarısızlık Tipleri

Gruplar	n	Tip A	Tip B	Tip C	Tip D	Tip E
Kontrol	12	11	1	-	-	-
Kumlama	12	7	5	-	-	-
HF asit	12	8	4	-	-	-
Deneysel asit	12	9	3	-	-	-
Nd: YAG lazer	12	10	2	-	-	-
Lazer+Kumlama	12	8	4	-	-	-
Lazer+HF asit	12	9	3	-	-	-
Lazer+Deneysel asit	12	10	2	-	-	-



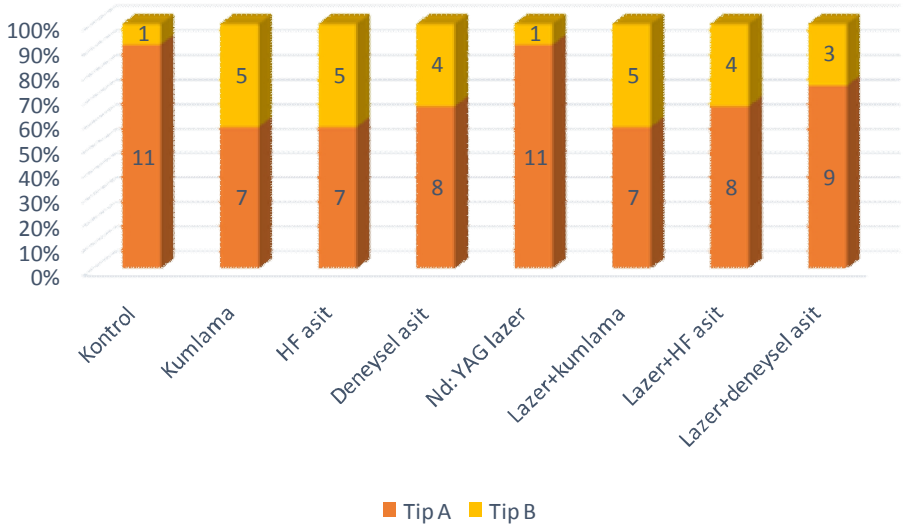
Şekil 3.3. Finesse Seramik Restorasyonlarda Başarısızlık Tipleri

IPS Empress Estetik seramik restorasyonlardan elde edilen toplam 96 mikrobardan 68 tanesi Tip A başarısızlık gösterirken 28 tanesi Tip B başarısızlık

göstermiştir. Tip C, Tip D ve Tip E başarısızlık hiçbir grupta gözlenmemiştir (Çizelge 3.8 ve Grafik 3.4).

Çizelge 3.8. IPS Empress Estetik Seramik Restorasyonlarda Başarısızlık Tipleri

Gruplar	n	TİP A	TİP B	TİP C	TİP D	TİP E
Kontrol	12	11	1	-	-	-
Kumlama	12	7	5	-	-	-
HF asit	12	7	5	-	-	-
Deneysel asit	12	8	4	-	-	-
Nd: YAG lazer	12	11	1	-	-	-
Lazer+Kumlama	12	7	5	-	-	-
Lazer+HF asit	12	8	4	-	-	-
Lazer+Deneysel asit	12	9	3	-	-	-



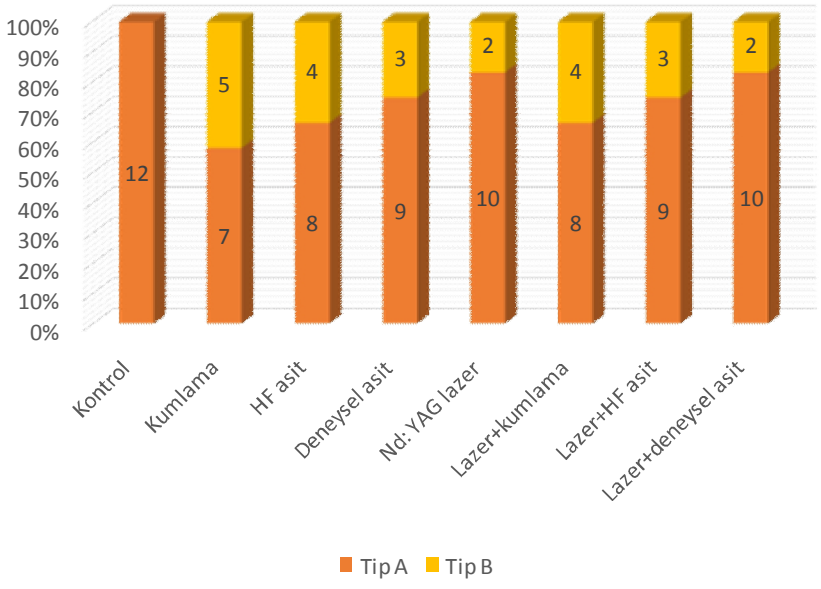
Şekil 3.4. IPS Empress Estetik Seramik Restorasyonlarda Başarısızlık Tipleri

IPS Empress e-Max seramik restorasyonlardan elde edilen toplam 96 mikrobardan 73 tanesi Tip A başarısızlık gösterirken 23 tanesi Tip B başarısızlık göstermiştir. Tip

C, Tip D ve Tip E başarısızlık hiçbir grupta gözlenmemiştir (Çizelge 3.7.3 ve Grafik 3.5).

Çizelge 3.9. IPS Empress e-Max Seramik Restorasyonlarda Başarısızlık Tipleri

Gruplar	n	TİP A	TİP B	TİP C	TİP D	TİP E
Kontrol	12	12	-	-	-	
Kumlama	12	7	5	-	-	
HF asit	12	8	4	-	-	
Deneysel asit	12	9	3	-	-	
Nd: YAG lazer	12	10	2	-	-	
Lazer+Kumlama	12	8	4	-	-	
Lazer+HF asit	12	9	3	-	-	
Lazer+Deneysel asit	12	10	2	-	-	

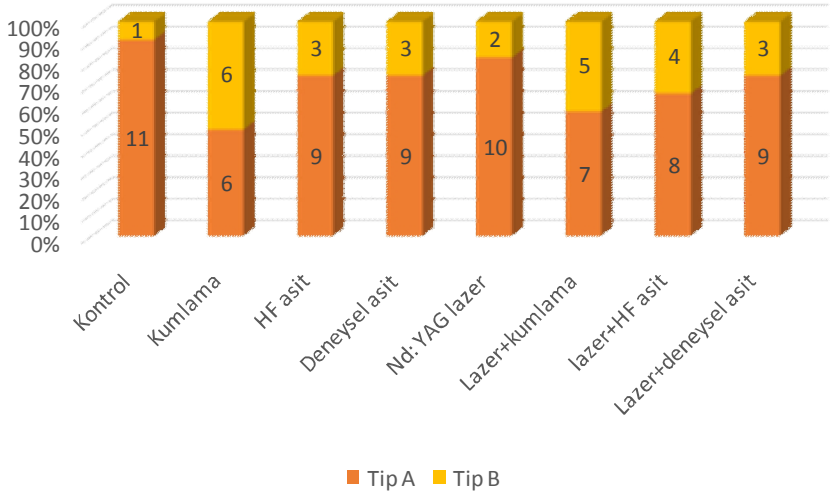


Şekil 3.5. IPS Empress e-Max Seramik Restorasyonlarda Başarısızlık Tipleri

Zirkonzahn Prettau seramik restorasyonlardan elde edilen toplam 96 mikrobardan 69 tanesi Tip A başarısızlık gösterirken 27 tanesi Tip B başarısızlık göstermiştir. Tip C, Tip D ve Tip E başarısızlık hiçbir grupta gözlenmemiştir (Çizelge 3.7.4 ve Grafik 3.6).

Çizelge 3.10. Zirkonzahn Prettau Seramik Restorasyonlarda Başarısızlık Tipleri

Gruplar	n	TİP A	TİP B	TİP C	TİP D	TİP E
Kontrol	12	11	1	-	-	
Kumlama	12	6	6	-	-	
HF asit	12	9	3	-	-	
Deneysel asit	12	9	3	-	-	
Nd: YAG lazer	12	10	2	-	-	
Lazer+Kumlama	12	7	5	-	-	
Lazer+HF asit	12	8	4	-	-	
Lazer+Deneysel asit	12	9	3	-	-	



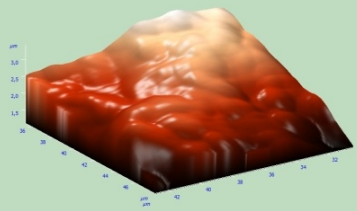
Şekil 3.6. Zirkonzahn Prettau Seramik Restorasyonlarda Başarısızlık Tipleri

3.5. AFM Analizi Bulguları

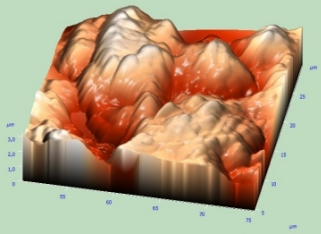
Yüzey işlemi uygulanan grupların her birinden birer örnek seçilerek yüzeyleri AFM mikroskobunda 25x25 µm alanda incelenmiştir. Bu görüntülerde koyu renklerle gösterilen alanlar çukur alanları, açık renklerle gösterilen alanlar ise tepeleri ifade etmektedir.

3.5.1. Finesse Seramik AFM Analizi Bulguları

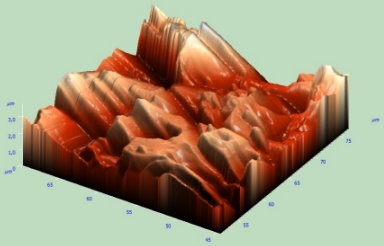
a. Kontrol



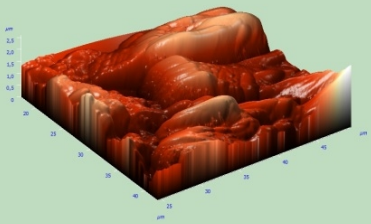
b. Kumlama



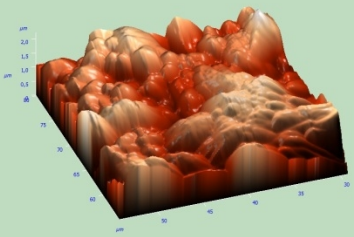
c. HF asit



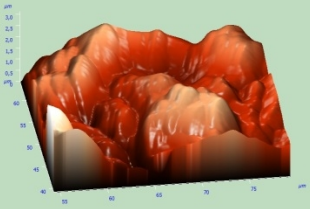
d. Deneysel asit

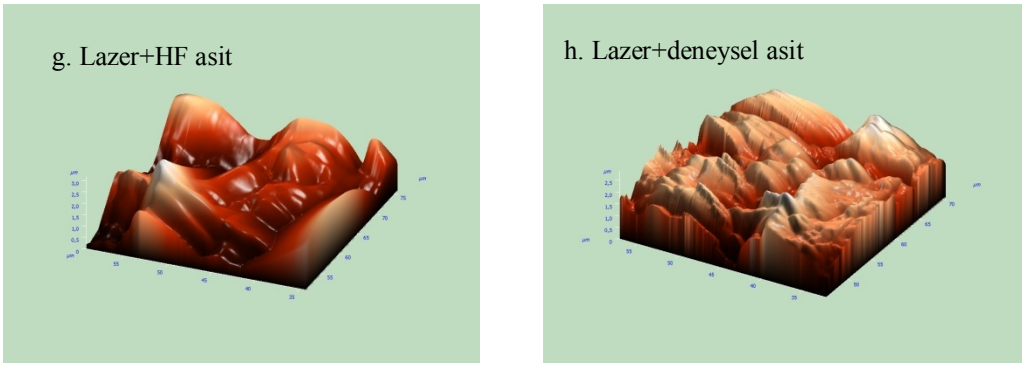


e. Nd: YAG lazer



f. Lazer+kumlama

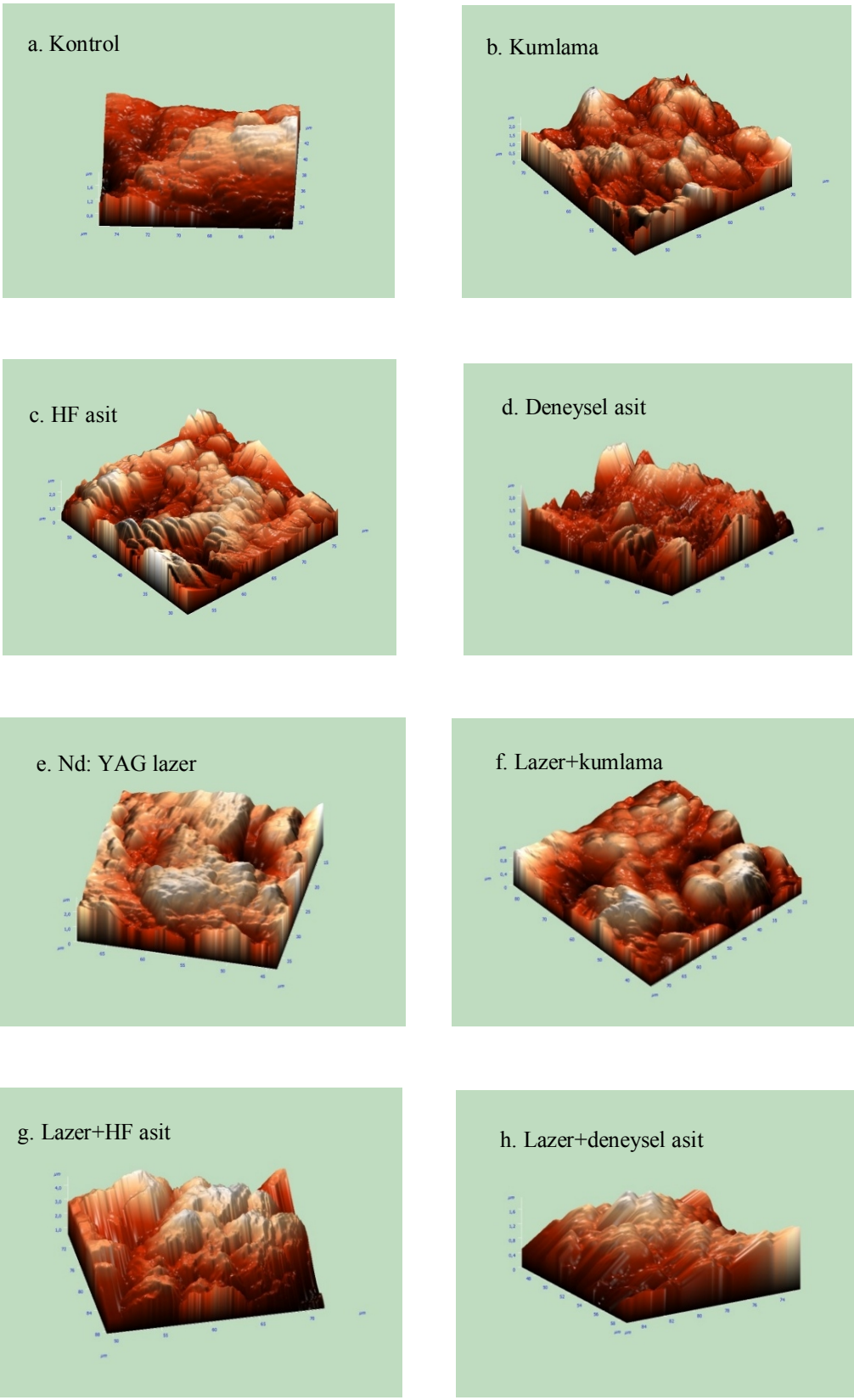




Resim 3.1. Finesse seramik AFM görüntüleri

Resim 3.1.a' da Finesse seramik yüzeylerine hiçbir işlem uygulanmamış kontrol grubunda diğer gruplara göre daha düz bir yüzey gözlenmektedir. Resim 3.1.b' de kumlama işlemi uygulanmış Finesse yüzeylerinde kontrol grubundaki Finesse yüzeylerinden tamamen farklı bir yüzey yapısı gözlenmektedir. Düzenli yapının bozularak oldukça girinti ve çıkıntılı bir yüzeyin oluştuğu düzensiz, çok sayıda, farklı yükseklikte sivri tepe ve derin vadi oluşumları gözlenmektedir. Resim 3.1.c' de HF asit işlemi uygulanmış Finesse yüzeylerinde düzensiz, çok sayıda, farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş yuvarlak şekilli tepe oluşumları vardır. Resim 3.1.d' de deneysel asit işlemi uygulanmış Finesse yüzeylerinde de farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş yuvarlak şekilli tepe oluşumları vardır. Resim 3.1.e' de lazer işlemi uygulanmış Finesse yüzeylerde ise yuvarlak şekilli tepe oluşumları mevcuttur. Tepe yükseklikleri kontrol grubu ile ciddi farklılık göstermemektedir. Resim 3.1.f' de lazer+kumlama işlemi uygulanmış Finesse yüzeylerinde derin vadiler ve farklı yükseklikte sivri tepeler mevcuttur. Resim 3.2.g' de lazer+HF asit işlemi uygulanmış Finesse yüzeylerinde sivri tepeler mevcuttur. Resim 3.1.h' de lazer+deneysel asit işlemi uygulanmış Finesse yüzeylerinde yuvarlak şekilli tepe ve vadi oluşumları vardır.

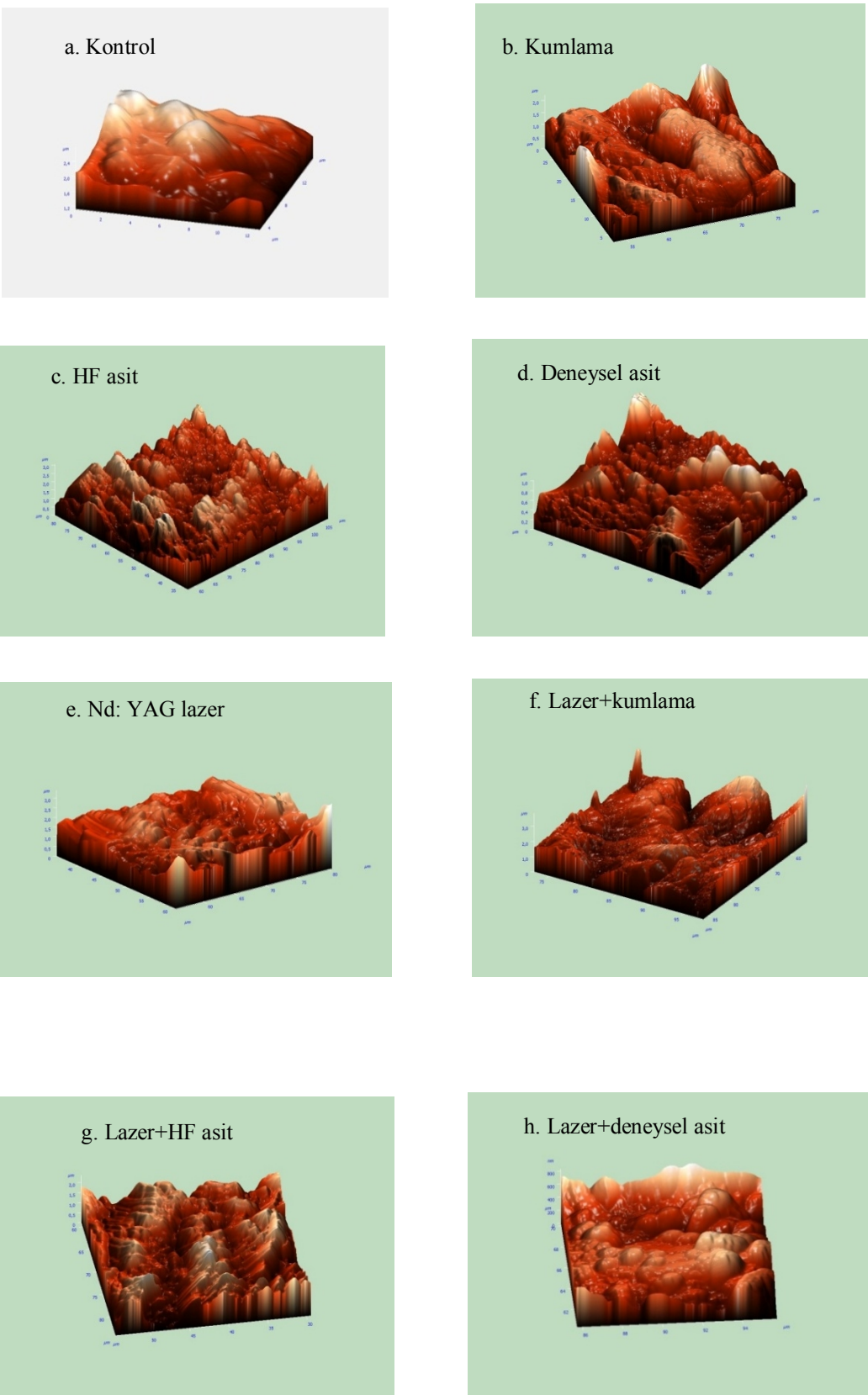
3.5.2. IPS Empress Estetik Seramik AFM Analizi Bulguları



Resim 3.2. IPS Empress Estetik seramik AFM görüntüleri

Resim 3.2.a' da IPS Empress Estetik yüzeylerine hiçbir işlem uygulanmamış kontrol grubunda diğer gruplara göre daha düz bir yüzey görülmektedir. Resim 3.2.b' de kumlama işlemi uygulanmış IPS Empress Estetik yüzeylerde ise düzensiz, çok sayıda, farklı yükseklikte sivri tepe ve derin vadi oluşumları gözlenmektedir. Resim 3.2.c' de HF asit işlemi uygulanmış IPS Empress Estetik yüzeylerinde düzensiz, çok sayıda, farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş yuvarlak şekilli tepe oluşumları vardır. Resim 3.2.d' de deneysel asit uygulanmış IPS Empress Estetik yüzeylerde farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş yuvarlak şekilli tepe oluşumları vardır. Resim 3.2.e' de lazer uygulanmış IPS Empress Estetik yüzeylerde yuvarlak şekilli tepe oluşumları mevcuttur. Tepe yükseklikleri kontrol grubu ile ciddi farklılık göstermemektedir. Resim 3.2.f' de lazer+kumlama uygulanmış IPS Empress Estetik yüzeylerde düzensiz, çok sayıda farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş sivri şekilli tepe ve vadi oluşumları vardır. Resim 3.2.g' de lazer+HF asit uygulanmış IPS Empress Estetik seramik yüzeylerinde farklı yükseklikte yuvarlak şekilli tepe oluşumları vardır. Resim 3.2.h' de lazer+deneysel asit uygulanmış IPS Empress Estetik yüzeylerinde farklı yükseklikte yuvarlak şekilli tepe oluşumları vardır.

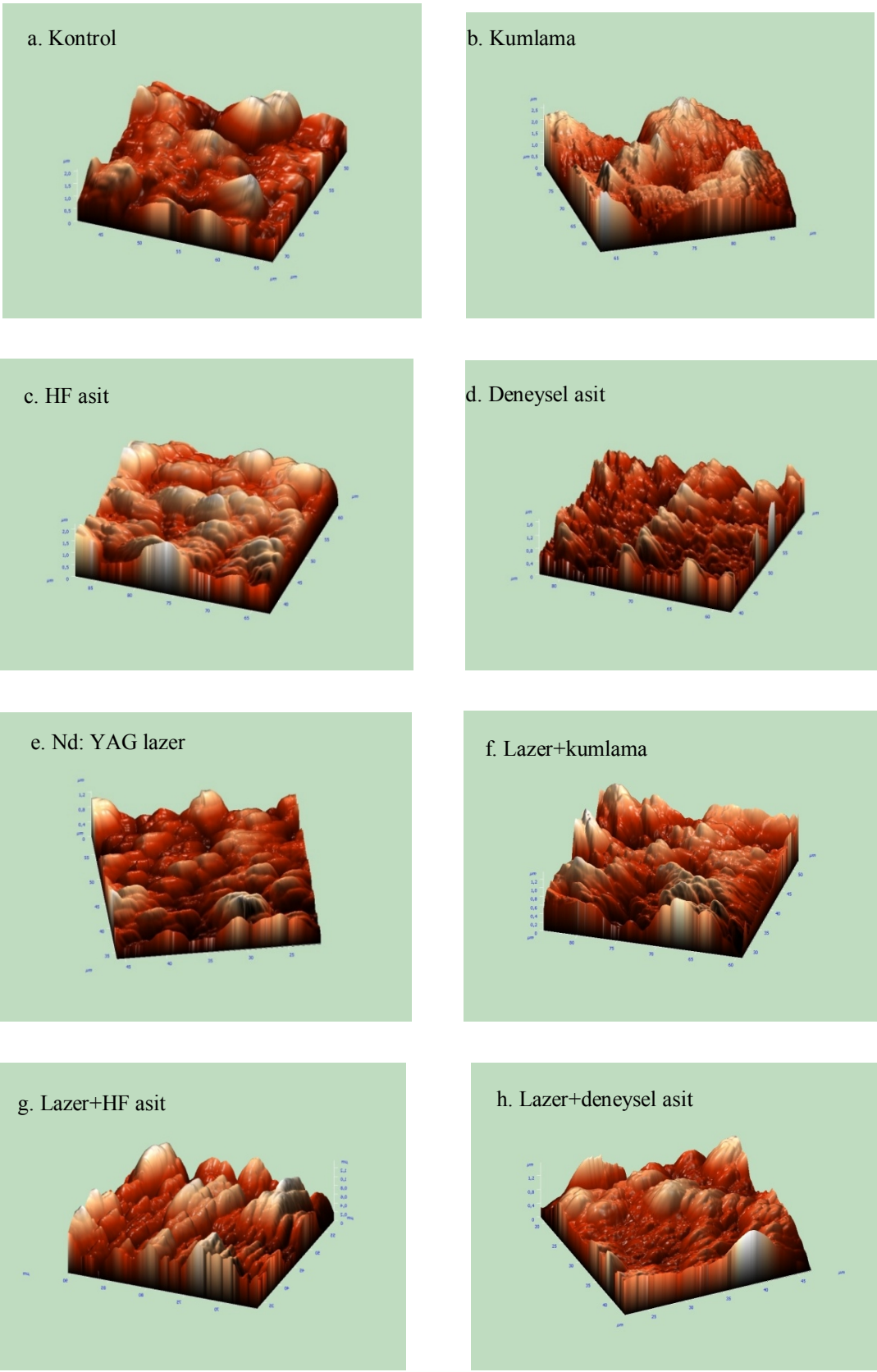
3.5.3. IPS Empress e-Max Seramik AFM Analizi Bulguları



Resim 3.3. IPS Empress e-Max seramik AFM görüntüleri

Resim 3.3.a' da IPS Empress e-Max yüzeylere hiçbir işlem uygulanmamış kontrol grubunda diğer gruplara göre daha düz bir yüzey görülmektedir. Resim 3.4.b' de kumlama işlemi uygulanmış IPS Empress e-Max yüzeylerde düzensiz, çok sayıda, farklı yükseklikte sivri tepe ve derin vadi oluşumları gözlenmektedir. Resim 3.4.c' de HF asit uygulanmış IPS Empress e-Max yüzeylerde düzensiz, çok sayıda, farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş yuvarlak şekilli tepe oluşumları vardır. Resim 3.4.d' de deneysel asit uygulanmış IPS Empress e-Max yüzeylerde düzensizce, farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş yuvarlak şekilli tepe oluşumları vardır. Resim 3.4.e' de lazer uygulanmış IPS Empress e-Max yüzeylerde düşük yükseklikte tepe oluşumları mevcuttur. Kontrol grubu ile ciddi farklılık görülmemektedir. Resim 3.4.f' de lazer+kumlama uygulanmış IPS Empress e-Max yüzeylerde düzensiz, çok sayıda farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş sivri şekilli tepe ve vadi oluşumları vardır. Resim 3.4.g.' de lazer+HF asit uygulanmış IPS Empress e-Max yüzeylerinde farklı yükseklikte yuvarlak şekilli tepe oluşumları vardır. Resim 3.4.h.' de lazer+deneysel asit uygulanmış IPS Empress e-Max yüzeylerinde farklı yükseklikte yuvarlak şekilli tepe oluşumları vardır, diğer gruplara göre daha düz bir yüzeye sahiptir.

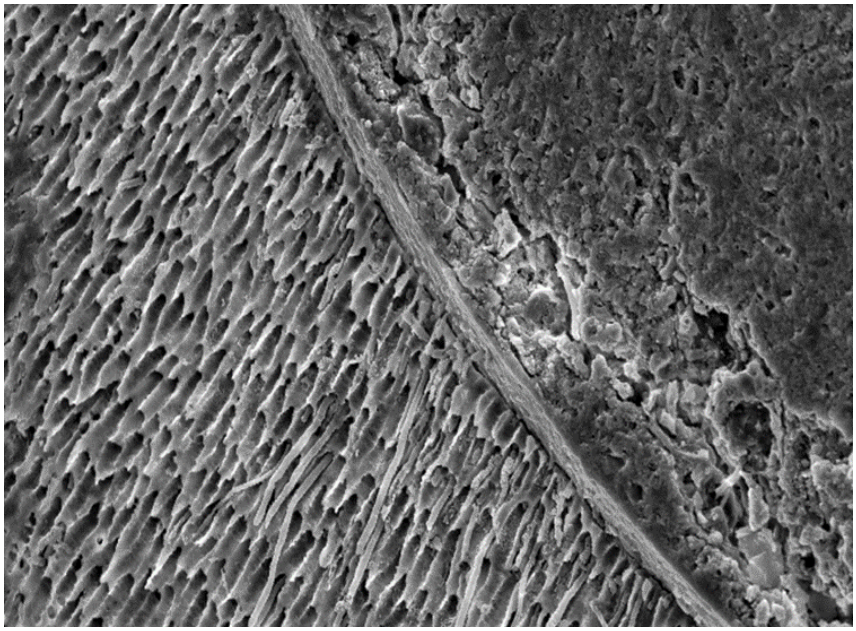
3.5.4. Zirkonzahn Prettau Seramik AFM Analizi Bulguları



Resim 3.4. Zirkonzahn Prettau seramik AFM görüntüleri

Resim 3.4.a' da Zirkonzahn Prettau seramik yüzeylerine hiçbir işlem uygulanmamış kontrol grubu diğer gruplara göre daha düz bir yüzey göstermektedir. Resim 3.4.b' de kumlama işlemi uygulanmış Zirkonzahn Prettau yüzeylerde kontrol grubundaki Zirkonzahn Prettau yüzeylerinden tamamen farklı bir yüzey yapısı gözlenmiştir. Düzenli yapının bozularak oldukça girinti ve çıkıntılı bir yüzeyin oluştuğu düzensiz, çok sayıda, farklı yükseklikte sivri tepe oluşumları gözlenmektedir. Resim 3.4.c' de HF asit uygulanan Zirkonzahn Prettau yüzeylerinde çok sayıda, yuvarlak şekilli tepe oluşumları vardır. Resim 3.4.d' de deneysel asit uygulanan Zirkonzahn Prettau yüzeylerinde düzensiz, çok sayıda ve sıkı sıkıya yerleşmiş tepe oluşumları vardır. Resim 3.4.e' de lazer uygulanan Zirkonzahn Prettau yüzeylerinde düzensiz yerleşmiş yuvarlak şekilli tepe oluşumları ve vadi görünümleri vardır. Resim 3.4.f' de lazer+kumlama uygulanan zirkonzahn prettau yüzeylerinde, çok sayıda, farklı yükseklikte sivri tepe oluşumları gözlenmektedir. Resim 3.4.g' de lazer+HF asit uygulanan Zirkonzahn Prettau yüzeylerinde yuvarlak tepe oluşumları gözlenmektedir. Resim 3.4.h' de lazer+deneysel asit uygulanan Zirkonzahn Prettau yüzeylerinde farklı yükseklikte yuvarlak tepe oluşumları gözlenmektedir, diğer gruplara göre daha düz bir yüzeye sahiptir.

3.6. SEM Analizinin Bulguları



Resim 3.5. Rezin siman-dentin arayüzeyinin SEM görüntüsü (x500)

Örnek X500‘ lik büyütme altında SEM‘ de incelenmiştir. SEM görüntüsünde, kompozit rezin ve dentin arasında devamlılık gösteren iyi bir bağlantı görülmektedir. İyi organize olmuş bir hibrit tabaka ve birbirleriyle bağlantılı rezin uzantıları izlenmektedir.

4. TARTIŞMA

Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında, başlangıçta öne sürülen hipotez kabul edilmiştir. Farklı yüzey işlemleri farklı seramik yüzeylerin pürüzlülüğünü ve bağlanma dayanımını etkilemiştir.

Dental materyallerin performanslarının değerlendirilmesinde in vivo ve in vitro çalışmalar yapılmaktadır. İn vivo çalışmaların maliyetinin yüksek olması ve sonuçların alınması için uzun süre gerektirmesi en önemli dezavantajlarındandır. Bunun yanı sıra hasta takibindeki güçlükler ve bireysel farklılıklar nedeniyle başarısızlık kaynağının her zaman tam olarak belirlenememesi söz konusudur. Bu nedenle laboratuvar testleri daha yaygın olarak uygulanmaktadır. Genellikle bu testler kolay, hızlı ve ucuzdur (Van Meerbeek ve ark 2003).

Ağız ortamında ısırma ve çiğneme fonksiyonları esnasında restorasyon ve diş dokusu arasında oluşan stres komplike bir yapıdadır (Chang ve ark 2003). Restorasyonlar, intraoral olarak çekme (tensile), makaslama (shear), basma (compressive), oblik ve tüm bunların kombinasyonu şeklindeki kuvvetlere maruz kalırlar. Tüm bu kuvvetlerin aynı anda simülasyonu ise in vitro şartlarda olanaksızdır (Cardoso ve ark 1998, Chang ve ark 2003, Ertuğrul ve İsmail 2005). Mason ve ark.'ları (1996), in vivo ve in vitro çalışmalar sonuçları arasında belirgin farklar olmadığını ve in vitro testlerin güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Günümüzde birçok çalışma, bağlayıcı sistemlerin fiziksel dayanıklılığını ortaya koymada en etkili yöntemin in vitro bağlanma testleri olduğunu, klinik performansı önceden tahmin etmek ve bu performansı geliştirmek için in vitro testlerin vazgeçilmez araçlar olarak düşünüldüğünü rapor etmektedir (Nikaido ve ark 2002, Moll ve ark 2004, Sensi ve ark 2005). Bu nedenlerle bizim çalışmamız da in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda çürüksüz, restorasyon içermeyen, apeksifikasyonu tamamlanmış, boyutları birbirine yakın daimi alt molar dişleri kullanıldı. Yapılan çalışmalarda ve ISO standartlarına göre diş çekiminden sonra dentinde değişiklikler meydana geldiği, bu nedenle de test zamanına kadar dişlerin solüsyon içinde saklanması gerektiği bildirilmiştir. Bu amaca uygun olarak formalin, timol, etanol, serum fizyolojik, distile su gibi pek çok farklı solüsyon önerilmiştir. ISO, deney dişlerinin saklandığı sıvıdaki herhangi bir kimyasal materyalin dişin yapısına girerek

değişikliklere neden olabileceğini, bu nedenle bağlanma ölçümü yapılacak dişlerin distile suda saklanması gerektiğini bildirmiştir (Retief 1991, ISO Technical Report 11405 1994, Gökay ve ark 1998). Bu çalışmada da dişler ISO' nun önerisi doğrultusunda çalışma boyunca distile suda bekletildi.

Gelişen teknolojinin diş hekimliğine getirdiği yeniliklerden birisi de, hastalara posterior bölgede estetik alternatifler sunabilmektir. Bu amaçla geliştirilen kompozitler, amalgam ve döküm inleylere göre daha estetiktirler (Jordan 1992, Gemalmaz ve ark 1997). Fakat posterior bölgede kompozit rezinlerin kullanımlarında; kompozitlerin yüksek derecede polimerizasyon büzülmeleri, aşınmaya karşı düşük dirençleri ve termal ekspansiyon katsayılarının yüksek olması nedeniyle zamanla marjinal adaptasyonlarının bozulup, mikrosızıntı göstermeleri gibi bir takım problemler görülmektedir (Suzuki ve ark 1985, Biederman 1989, Tjan ve ark 1992, Kocabalkan ve Dönmez 1994).

Dental seramikler ile estetik ve doğal görünümlü restorasyonlar yapılabilmektedir. Son yıllarda dental seramiklerin çiğneme kuvvetlerine, aşınmaya ve kimyasal etkilere olan dirençleri, kenar uyumları, mine ve dentine yakın ısısal genleşme katsayıları oldukça gelişmiştir (Şenyılmaz 2004).

İnley uygulamalarında posterior bölgede seramik kullanımı, renk ve biyolojik uyumunun daha iyi olması yanında, aşınmaya kompozitten daha dirençli olması nedeniyle de daha çok tercih edilmektedir (Molin ve Karlsson 1993, Öztürk 2001).

Thordrup ve arkadaşları (1994), dört farklı seramik ve rezin kompozit inleyin marjinal uyum ve mikrosızıntısını değerlendirdikleri çalışmalarında, seramik inleylerin kompozit inleylerden daha az mikrosızıntı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Krejici ve arkadaşları (1992), 10 adet IPS Empress inleyin 1,5 yıllık değerlendirmesinde, seramik restorasyonların mükemmel kontur ve marjinal uyum gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Studer ve arkadaşları (1996), yine USPHS kriterleri kullanarak 130 IPS Empress inleyi değerlendirdikleri iki yıllık klinik çalışmalarında, % 97,5 oranında başarı sergilediklerini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada, günümüz diş hekimliğinin yeni ve popüler dört farklı tam seramik sistemi kullanıldı. Bu sistemlerin tercih edilmesinin sebebi, bu seramik

sistemlerinin birbirinden farklı içeriğe sahip olmasıdır. Bunlardan Finesse; Feldspatik, silika bazlı, enjeksiyonla şekillendirilen düşük ısı seramiğidir. IPS Empress Estetik; Lösit içerikli, enjeksiyonla şekillendirilen seramiktir. IPS Empress e-Max; Lityum di-silikat içerikli, enjeksiyonla şekillendirilen seramiktir. Zirkonzahn Prettau ise CAD/CAM teknolojisiyle üretilen zirkon seramiktir.

Çalışmamızda kullanılan lösit içerikli preslenebilen cam seramik olan, yüksek estetik ve üstün dayanım direnci gösteren IPS Empress Estetik seramik sistemi uyumu ve fonksiyonu mükemmel şekilde kombine eder. Homojen yapı gösteren bu seramikler ışığı doğal bir şekilde yayarlar ve bukalemun etkisi gösterirler (IPS Empress 2006).

Yüksek ısı seramiklerde istenilen pozitif özelliklerin hepsine sahip olan Lösit içeriğinin düşük olması nedeniyle karşıt dentisyona daha az zarar veren Finesse seramikler yüksek ısı seramiklere kıyasla % 70, diğer konvansiyonel seramiklere göre ise % 88 daha az mine aşınmasına neden olurlar (Hacker ve ark 1996).

Kimyasal yapısı içerik olarak hemen hemen IPS Empress 2 materyali ile aynı olan IPS Empress e-Max Press sisteminin fiziksel özellikleri fırınlama işlemi ve yapısında meydana gelen değişikliklerden dolayı farklılık göstermiştir. IPS Empress 2 ile karşılaştırıldığında mekanik özellikleri ve ışık geçirgenliği önemli ölçüde geliştirilmiştir (Josephine ve ark 2006, Sarıdağ 2007).

Çalışmamızda veneer seramiğin kullanımını gereksiz kılan özel renklendirme teknikleri kullanılarak yüksek translusensi gösteren Zirkonzahn Prettau seramik sistemi kullanılmıştır. Bu seramik sisteminin bir avantajı posterior bölgede okluzal aşınmayı elimine etmesidir. Zirkonzahn Prettau ytriyum ile parsiyel stabilize edilmiştir. Bu nedenle yüksek kırılma direnci göstermektedir (Rosentritt ve ark 2011, www.zirkonzahn/prettau.com).

Seramik inley preparasyonunun temeli, restorasyonun form ve fonksiyonunun uzun dönem muhafaza edilmesi amacıyla, kalan diş yapısının korunması ve güçlendirilmesine dayanmaktadır (Garber ve Goldstein 1994, Öztürk 2001). Preparasyon, restoratif materyal için yeterli kalınlık sağlayacak ve kırık oluşumuna neden olabilecek stresi önleyecek sekilde hazırlanmalıdır. Stres oluşumunu engellemek ve restoratif materyalin iyi adapte olmasını sağlayabilmek için internal açılar yuvarlatılmalı ve marjinler düzeltilmelidir. (Robbins ve Fasbinder 2006, Uzun

2006). Bizim çalışmamızda sınıf I inley kavitelerinin standardizasyonu için paraskop ve inley preparasyon seti kullanılarak her diş için eşit alana ve yüzeye sahip kaviteler elde edildi (Öztürk 2001, Altıntaş 2007, Tak 2008).

Seramik inley restorasyonların ağız içerisindeki başarısı seramik-siman ve diş-siman arasındaki adezyona bağlıdır (Jedynakiewicz ve ark 2001, Osorio 2010). Diş ve seramik inley restorasyon arasında oluşan iyi adezyon, restorasyonun kırılma direncini ve marjinal adaptasyonu arttırır (Rosenstiel 1998, Burke ve ark 2002, Ersu 2009). Seramik restorasyonların iç yüzeyi, simanın seramik yüzeyine mikro mekanik retansiyonunu arttırmak amacıyla bazı yüzey işlemlerine tabi tutulmalıdır. Yüksek dayanıklılıktaki seramik materyallere uygulanan yüzey işlemleri yüzey pürüzlülüğünü, yüzey enerjisini ve yüzey alanını dolayısıyla ıslanabilirliği arttırmakta, mikro pöröziteler oluşturarak simanın seramiğe mekanik retansiyonunu yükseltmektedir (Blatz ve ark 2003a, Borges 2003, Blatz ve ark 2004, Osorio 2010).

Amaral ve ark (2005), artan yüzey pürüzlülüğünün bağlanma yüzeyini arttırdığını, ancak bunun pürüzlü yüzeylere adezyonun genel özellliklerinin sadece bir kısmını açıkladığını ifade etmişlerdir. Bunun yanı sıra, fiziksel ve kimyasal değişikliklerin yüzeyin enerjisi ve ıslatılabilirliğine etki ederek bağlantı dayanımını arttırabileceğini belirtmişlerdir. Yüzey işlemi uygulanmış seramiğe silan uygulanması, kimyasal kovalent (Blatz ve ark 2003a) ve hidrojen bağların oluşumunu sağlar. Silan, silika esaslı seramiklerde rezinin güçlü bağlanması için önemli bir faktördür (Barghi 2000, Della Bona ve ark 2000, Frankenberger ve ark 2000, Kato ve ark 2000, Blatz ve ark 2003a, Gür 2006). Silan ajanı cam seramiklerde ıslanabilirliği ve rezin simana olan bağlanma dayanımını arttırır (Aboushelib ve ark 2009). Seramik yüzeyinin kumlanması, asit uygulanması ve takibinde silan bağlı ajan kullanılması, seramik-rezin bağlantısı için uygun ortam sağlamaktadır (Kato ve ark 1996, Kamada ve ark 1998).

Genel olarak uygulanan yüzey işlemleri frezle pürüzlendirme (Semmelmann ve Kulp 1968) Al_2O_3 partikülleri ile kumlama (Calamia 1985, Lacy ve ark 1988), asit uygulama (Bailey ve Bennet 1988) bu işlemlerin kombinasyonları (Ersu 2009) ve dental lazerlerdir (Schmage ve ark 2003, Kara 2012).

Bu çalışmada seramik yüzeylerine uygulanan genel yüzey işlemlerinin hepsi çalışmaya dahil edilmiş ve yüzey işlemlerinin farklı seramik inley restorasyonların yüzey pürüzlülüğüne ve bağlanma dayanımı üzerine olan etkisi araştırılmıştır.

Kara ve ark' ları (2012) IPS Empress 2 seramiklerde yaptıkları çalışmada; 50 µm' lik Al_2O_3 partiküllerini 2,8 bar basınç altında 1 cm uzaklıktan seramiklere uygulamışlar ve profilometre analizi sonucu yüksek düzeyde yüzey pürüzlülüğü elde etmişlerdir.

Borges ve ark (2003) yaptıkları çalışmada IPS Empress, IPS Empress 2, In Ceram Alümina, In Ceram Zirkonya ve Procera seramik sistemlerini kullanmışlar ve seramik örneklere 50 µm' lik Al_2O_3 partiküllerini 4 bar basınç altında 5 sn süre ile uygulamışlardır. SEM analizi sonucu IPS Empress ve IPS Empress 2 seramik sistemlerinde yüzeylerde yiv ve kanalların sayısının ve derinliğinin arttığını, In Ceram Alümina, In Ceram Zirkonya ve Procera seramik sistemlerinde ise yüzey yapısının etkilenmediğini görmüşlerdir.

Yapılan başka bir çalışmada 50 µm' lik Al_2O_3 partiküllerinin 15 sn alüminyum oksit koping yüzeyine uygulamasının % 9,6' lık HF asit uygulamasından çok daha etkin yüzey pürüzlülüğüne neden olduğu görülmüştür (Della bona 2007a, Della bona 2007b, Ersu 2009).

Blatz ve ark (2003a) cam içerikli alüminyum oksit seramiklerde en etkin yüzey pürüzlendirme işleminin 50 µm veya 110 µm Al_2O_3 partiküllerinin 2,5 bar basınç altında uygulaması olduğu sonucuna varmışlardır (Blatz ve ark 2003a).

Wood ve ark (1997) In ceram alümina seramiklerde kumlama işleminin en etkin yüzey pürüzlendirme işleminin olduğunu bildirmişlerdir.

Zirkonya seramiklerde yüzey pürüzlülüğünü en çok arttıran yöntemin kumlama olduğu bilinmektedir (Blatz ve ark 2003a, Tsukakoshi ve ark 2008, Chaiyabutr ve ark 2008). Fakat kumlama seramik yüzeylerde mikro çatlak oluşumunu indükleyerek restorasyonun uzun dönem başarısını olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Kümbüloğlu ve ark 2006, Zhang ve ark 2006, Casucci ve ark 2010).

Bu bilgiler dahilinde biz de çalışmamızda 50 µm gren büyüklüğünde Al_2O_3 partiküllerini 2,8 bar basınç altında 20 sn süre ile 1 cm uzaklıktan seramik yüzeylerine uıyguladık. Yukarıdaki çalışmalarla benzer şekilde bizim çalışmamızda da Al_2O_3 partikülleri ile kumlama Finesse, IPS Empress Estetik ve Zirkonzahn Prettau seramik sistemlerinin yüzey pürüzlülüğünü arttırdı. Kumlama uygulanan gruplarda seramik sistemleri kendi aralarında karşılaştırıldığında IPS Empress Estetik, IPS Empress e-Max ve Zirkonzahn Prettau seramik sistemleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmezken, en yüksek yüzey pürüzlülüğü Finesse sisteminde gözlendi. Bunun sebebi lösit içerikli camsı seramik olan Finesse seramik sisteminde kumlamanın fazla aşınma ve madde kaybına neden olması olabilir.

Yüzey pürüzlülüğünün arttırılmasına yönelik olarak diğer bir teknik de ortofosforik, sülfürik, nitrik, hidroflorik, asidulat fosfat fluorid ve amonyum hidrojen difluorid gibi asitlerin seramik yüzeyine uygulanmasıdır. Bunlar arasında en çok tercih edilen HF asit, seramik yüzeyinde derin kanal ve yivler oluşturur (Hayakawa ve ark 1992, Saraçoğlu ve ark 2004).

HF asit ve amonyum biflorid seramik yüzeylerde uygun yüzey dokusu ve pürüzlülüğü oluşturur (Sorensen ve ark 1991, Wolf ve ark 1992, Bailey ve ark 1988, Chen ve ark 1998, Blatz ve ark 2003a). HF asit, seramik ve yapıştırıcı ajan arasında ve kırılmış seramiklerin tamirlerinde yüzeyi en çok modifiye eden ve mikroretansiyonu arttırdığı için tercih edilen bir yöntemdir. Diğer kimyasal yöntemlere göre yüzeyi daha çok pürüzlendirir (Akova ve ark 2005, Güler ve ark 2006, Melo ve ark 2007, Shiu ve ark 2007, Akyıl ve ark 2010). Asit uygulaması sonucu camsı matrix ve kristalin yapı çözünür. % 2,5-10' luk HF solüsyonunun 2-3 dk boyunca uygulanması seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi için en etkin yöntemdir (Sorensen ve ark 1991, Chen ve ark 1998a, Chen ve ark 1998b, Blatz ve ark 2003a). Lösit kristallerinin sayısı, büyüklüğü, dağılımı asit uygulamasında mikro pörözitelerin oluşumunu etkiler. Lösit içerikli IPS Empress seramik sisteminin % 9' luk HF asit ile 60 sn muamele edilmesi en etkin yüzey pürüzlendirme işlemi olarak bulunmuştur (Estafan ve ark 2000).

Nagayassu ve ark (2006) HF asit uygulamasının aluminöz seramiklerde morfolojik değişikliklere neden olduğunu bulmuşlardır. Kumlama ile

karşılaştırıldığında ise 2 dk HF asit uygulaması bağlanma dayanımını kumlamaya göre oldukça arttırmıştır.

Akyıl ve ark (2010) yaptıkları çalışmada Feldspatik seramik yüzeylere % 9,5' luk HF asit, Er: YAG lazer, Nd: YAG lazer, Er: YAG lazer+HF asit, Nd: YAG lazer+HF asit uygulamışlardır. SEM analizi sonucunda HF asit uygulamasının en etkin yüzey pürüzlendirme işlemi olduğunu ve rezin kompozit simanla en yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği sonucuna varmışlardır.

Yukarıdaki çalışmalarla benzer şekilde bizim çalışmamızda da % 9' luk HF asit uygulaması Finesse, IPS Empress Estetik ve Zirkonzahn Prettau seramik sistemlerinin yüzey pürüzlülüğünü arttırdı. HF asit uygulanan gruplarda seramik sistemleri kendi aralarında karşılaştırıldığında; IPS Empress Estetik, IPS Empress e-Max ve Zirkonzahn Prettau seramik sistemleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmezken, en fazla yüzey pürüzlülüğü Finesse seramik sisteminde gözlendi. Buna sebep olarak lösit içerikli camsı seramik olan Finesse seramik sisteminde HF asitin, seçici olarak seramiğin camsı ve kristalin içeriğini çözmesi ve yüzey alanını arttırıp, seramik yüzeyinin pürüzlendirilmiş mikroretansiyon alanlarına rezin penetrasyonunu kolaylaştıran pöröz ve düzensiz bir yüzey üretmesi gösterilebilir (Özcan ve ark 2003).

Isıyla uygulanan deneysel asit yöntemi önceden metal ve alaşım yüzeylerine uygulanırken, günümüzde zirkon seramik yüzeylerinde de uygulanmaktadır (Ferrari ve ark 1989, Casucci ve ark 2009, Casucci ve ark 2010). Deneysel asit ve ısı uygulamasının dental seramiğin mekanik özelliğini, fırınlama derecesini, seramik taneciğinin büyüklüğü ve şeklini, kimyasal yapısını nasıl etkileyeceği konusunda üreticiler tam bilgi verememektedirler (Casucci 2010).

Isıyla uygulanan deneysel asit zirkonyum seramiklerde zirkon taneciklerini modifiye ederek düzensiz tanecikleri giderir ve atomların etrafında yüksek enerji oluşumuna neden olurlar (Mehta ve Shetty 2010).

Cassuci ve ark (2009) yaptıkları çalışmada Lava seramik sistemini yüzeyine 800 ml metanol, % 37' lik 200 ml HCl ve 2 g ferrik kloridi 100 ºC' de 10 dk, 30 dk, 60 dk boyunca uygulamışlardır. Sonuç olarak Lava seramik sisteminin yüzey pürüzlülüğünün deneysel asitin uygulama süresi ile doğru orantılı olduğunu

görmüşlerdir. Lava seramik sisteminde deneysel asit ve ısının 10 dk boyunca uygulanması, bağlanma için yeterli yüzey pürüzlülüğü sağladığını görmüşlerdir.

Cassuci ve ark (2010) 800 ml metanol, % 37' lik 200 ml HCl ve 2 g ferrik kloridi 100 ºC' de 30 dk boyunca uyguladıkları Zirkonya gruplarında yüzey pürüzlülüklerinin arttığını bildirdirmişlerdir. Araştırıcılar por yapılarından ötürü retansiyonda artış meydana geldiğini ifade etmişlerdir (Javid ve ark 2004).

Bizim çalışmamızda da 800 ml metanol % 37' lik 200 ml HCl ve 2 g ferrik klorid 100 ºC' de seramik sistemlerinin yüzeylerine 30 dk boyunca uygulandı. Çalışmamızda ısıyla uygulanan deneysel asitin yukarıdaki çalışmalarla benzer olarak Zirkonzahn Prettau seramik sistemlerinin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı görüldü. Zirkonya seramikler korozyona karşı dirençli olmalarına rağmen ısıyla uygulanan deneysel asit uygulandığı zaman zirkonyum oksit film tabakası bozulup korozyon oluşur ve tanecikler arası mesafe artar, dolayısıyla yüzey pürüzlülüklerinin artışına neden olmaktadır.

Günümüzde seramik yüzeylerde lazer kullanımı oldukça popülerdir. Seramik yüzeyler üzerinde glaze tabakası oluşturmak, seramik ve metal alaşımları arasındaki bağlantıyı sağlamak, metal alaşımlarının korozyon direncini arttırmak gibi, yüzey modifikasyonlarının oluşturulmasında çeşitli dental lazerler kullanım alanı bulmuştur (Schmage 2003, Kara ve ark 2012).

Nd: YAG lazer yüzeyde erime oluşturarak ve kristalizasyonu bozarak seramik yüzeylerin rezin yapıştırıcı ajanıyla adezyonunu arttırır (Li ve ark 2000, Spohr ve ark 2008, Akyıl 2009). Nd: YAG lazerler günümüzde, kompakt olmaları, kısmen düşük maliyetleri, bakım gerektirmemeleri, ışın özellikleri ve anlık darbe güçleri gibi nedenlerle tercih edilen lazer sistemidir (Dörterler 2007).

Kara ve ark (2012) yaptıkları çalışmada IPS Empress 2 seramik yüzeylere, 20 sn süre ile % 5' lik HF asit, 320 μm çapında 1mm uzaklıktan 100 mJ, 20 Hz, 2 W parametreleriyle Nd: YAG lazer uygulamışlardır. Sonuçta seramik yüzeylerin pürüzlülüğünde lazer ve asit kullanımı arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını görmüşlerdir.

Akyıl ve ark (2009) yaptıkları çalışmalarında Feldspatik seramik yüzeylere % 9,5' luk HF asit, Er: YAG lazer (3 W, 300 mJ, 10 Hz), Nd: YAG lazer (1 W, 100 mJ, 10 Hz), Er: YAG lazer+HF asit, Nd: YAG lazer+HF asit uygulamış sonuçta Nd: YAG lazerin Er: YAG lazere göre yüzey pürüzlendirmede daha etkin olduğunu bulmuşlardır. Lazer gruplarının kontrol grubundan istatiksel olarak fark göstermediğini fakat HF asit uygulanmış gruplara göre istatiksel olarak daha düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu sonucuna varmışlardır.

Osorio ve ark (2010) yaptıkları çalışmada, In ceram alümina seramik yüzeylerine 110 μm' lik Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, rocatec sistem, 100 mJ 20 Hz 2 W parametreleriyle 1cm uzaklıktan Nd: YAG lazer uygulamışlardır. Sonuçta Nd: YAG lazerin seramik yüzeyinde yüksek ısıdan dolayı erimeye neden olduğunu belirtmişlerdir (Lee 1992). Lazer, seramik yüzeyinde yüksek miktarda radyasyon enerjisi birkimine neden olup bu durum seramik yüzeyinde ısı artışına sebep olmaktadır (Folwaczny ve ark 1998). AFM analizi sonucunda Nd: YAG lazerin yüzey pürüzlülüğünü etkilemediği görülmüştür.

Dörterler (2007) yaptığı çalışmada DC-Zirkon seramik yüzeylere Nd: YAG lazer uygulamış ve DC-zirkon seramiklerin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini araştırmışlardır. Yaptığı bir dizi çalışma sonucu lazer protokolünü 100 mJ, 20 Hz, 2 W, 141,54 J/cm^2 olarak belirlemiştir. Bu çalışmalarda zirkonya örnekler 200 mJ ile 40 mJ arasında değişik lazer enerjilerine, farklı sürelerle maruz bırakılmış, sonuçlar makroskopik ve mikroskobik olarak incelenmiştir. Sonuçta, 120 mJ' u aşan lazer enerjileri için malzemenin kalıcı olarak renk değiştirdiği, 60 mJ altında ise malzeme üzerinde mikro kırıkların oluşmadığı görülmüştür. Bizim çalışmamızda da bu sebepten dolayı lazer enerjisi 100 mJ olarak belirlenmiştir.

Dörterler (2007) yaptığı çalışmada Nd: YAG lazerin 30 sn' den daha uzun süre uygulandığında örneklerde makroskopik olarak gözlenebilen renk koyulaşması meydana geldiğini belirtmiştir. Bu sebeple çalışmamızda Nd: YAG lazerin uygulama süresi 30 sn olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızda seramiklerin pürüzlendirme işlemi için Nd: YAG lazer; pulsasyon genişliği 150 μs, pulsasyon sıklığı 20 Hz ve gücü 2 W, pulsasyon enerjisi 100 mJ, enerji yoğunluğu 141,54 J/cm^2 olacak şekilde seramik yüzeylerinden 1 mm

uzaklıktan uygulanmıştır. Nd: YAG lazer uygulaması Zirkonzahn Prettau seramik sisteminde yüzey pürüzlülüğünü arttırırken, diğer seramik sistemlerinde yüzey pürüzlülüğünü etkilemedi. Buna sebep olarak, karakteristik foto-iyonizasyonun seramik yüzeyinde aşırı fiziksel strese sebeb olması ve yüzey pürüzlülüğünü arttırması gösterilebilir (Osorio 2010). Nd: YAG lazerin zirkonya yüzeyinde erime oluşturarak ve kristalizasyonu bozarak seramik yüzeylerin pürüzlülüğünü arttırdığı söylenebilir.

Çalışmamızda kumlama, HF asit, deneysel asit ve Nd: YAG lazer, lazer+kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit uygulamalarının seramik yüzeylere olan etkisi incelenmiştir. Elde edilen pürüzlülük değerleri yukarıda bahsedilen birçok çalışmayla uyumludur. Yüzey pürüzlendirme işlemleri arasında kumlama ve HF asit yüzey işlemi uygulanmış gruplar en yüksek pürüzlülük değeri gösterirken, kumlama ve HF asit uygulanan Finesse seramik örnekler diğer gruplara göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Lazer+kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asitin birlikte seramik yüzeyine uygulandığı işlemler lazerin tek başına seramik yüzeyin uygulandığı gruplardan daha yüksek pürüzlülük değeri göstermiştir. Buna sebep olarak, lazerin uygulandığı seramik yüzeyinde ikincil bir yüzey işleminin pürüzlülüğe katkıda bulunduğu söylenebilir.

Materyal yüzeyini incelemek için görsel değerlendirme, profilometre, AFM ya da SEM cihazları kullanılabilir (Brewer ve ark 1990, Anusavice 2003).

Profilometre cihazı, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılır. Cihazda, tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (Buorauel ve ark 1998, Jefferies 1998).

Seramik yüzeylerinin AFM ile incelenmesi, daha büyük bir çözünme ve üç boyutlu bir görüntü elde edilmesini sağlar (Folwaczny ve ark 1998, Demirel ve ark 2005, Tholt ve ark 2006). Yüzey pürüzlülüğünü nicel olarak belirlemek için sıklıkla kullanılan profilometre yönteminde iki boyutlu bir tarama işlemi uygulanmaktadır ve çizgisel bir pürüzlülük belirlenir. Yüzey topografisinden bahsedildiği zaman AFM, 3 boyutlu bir görüntüyü ifade eder ve sadece bu ölçüm, yüzeyin doğal karakterizasyonu ile ilgili bilgi verir. İki boyutlu profilometre ölçümlerinde ise bunu

sağlamak mümkün değildir. AFM, yüzey pürüzlülüğü parametrelerini rakamsal olarak verebilir; ancak tarama yapılan saha diğer yöntemlere nazaran küçük bir alan olduğundan, tekrarlanan ölçümlerde aynı sahayı yeniden bulmak zor olabilir (Silikas ve ark 1999, Teixeria ve ark 2005, Tholt ve ark 2006).

AFM incelemelerinde elde edilen pürüzlülük değerleri çok küçük bir alandan yapılan tarama ile elde edilir. Bu gibi küçük alanların incelenmesiyle elde edilen pürüzlülük değerlerinin istatistiksel olarak anlam ifade edebilmesi için örnekten çok sayıda ölçüm yapılması gerektiği bildirilmiştir (Valois ve ark 2005). Bu sebepten ötürü çalışmamızda her gruptan 12 adet görüntü elde edildi ve tarandı. Bu görüntülerden 12' şer yüzey pürüzlülüğü değeri elde edildi.

Yüzey analiz tekniklerinden olan SEM, diş dokuları ile restoratif sistemler arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede kullanılmaktadır (Bancroft ve Stevens 1996).

Bourauel ve ark (1998) AFM ile detaylı yüzey topografisi görüntüleri elde edilebilineceğini belirtmişlerdir. SEM ile hem görüntü alınıp hem de kimyasal analiz yapılırken, örneklerin yüksek çözünürlüklü görüntülerinin alınmasında altın kaplamaya ihtiyaç duyulmaktadır (Rodriguez-Vilchis ve ark 2011). AFM ile yapılan çalışmalarda SEM' in aksine yüzey önceden kaplanmadan direkt olarak incelenebilir.

Hegedüs ve ark (1999) AFM' nin minimal örnek hazırlığı gereksiminin ve sadece X, Y eksenlerinde değil Z ekseninde de yüzey taraması yapılabilmesini SEM' e olan üstünlüğü olarak vurgulamıştır. Araştırmacılar ayrıca SEM incelemelerinde örnek yapısının bozabileceğini belirtmişlerdir. AFM için inceleme koşulları çok daha doğaldır. Bu özellikle biyolojik örneklerin incelemelerinde önem kazanmaktadır.

Non-kontak AFM' lerin kontak AFM' lere göre; istenmeyen örnek-uç temasının oluşmaması ve yüzeyde ucun sürtünmesine bağlı hatalı alınabilecek ölçümlerin engellenmesi bakımından avantajları vardır. Bu özellikle 'pürüzlendirme' gibi işlemlerden sonra elde edilen hassas yüzeylerin incelenmesinde önemlidir (Silikas ve ark 1999, Diociaiuti ve ark 2002, Dörterler 2007). Biz de çalışmamızda bu bilgiye dayanarak non- kontak mod' da AFM kullandık.

Osorio ve ark (2010) yaptıkları çalışmada, In ceram alümina seramik yüzeylerine 110 µm' lik Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, rocatec sistem, 100 mj 20 Hz 2 W parametreleriyle Nd: YAG lazer uygulamışlardır. Daha sonra seramik yüzeylerini AFM ile incelemişlerdir. AFM görüntüleri değerlendirildiğinde kumlama ve rocatec uygulanmış yüzeylerin Nd: YAG lazer uygulanmış yüzeylere göre daha girintili çıkıntılı bir yüzey gösterdiğini belirtmişlerdir.

Kara ve ark (2012) yaptıkları çalışmada IPS Empress 2 seramik yüzeylere, 50 µm' lik Al_2O_3 partikülleri ile 2,8 bar basınç altında kumlama, % 5' lik HF asit, 100 mj, 20 Hz, 2 W parametreleriyle Nd: YAG lazer uygulamışlardır. Daha sonra seramik yüzeylerini AFM ile incelemişlerdir. AFM görüntüleri değerlendirildiğinde kumlama uygulanan grupta, farklı yükseklikte, düzensiz, sivri tepe ve vadi oluşumları; HF asit uygulanan grupta kumlama uygulanan gruba göre daha düşük yükseklikte tepe ve daha sığ vadi oluşumları, Nd: YAG lazer uygulanan gruplarda ise diğer gruplara göre daha düz bir yüzey olduğunu görmüşlerdir.

Casucci ve ark (2010) yaptıkları çalışmada Lava, Cercon, Aadva Zr seramikleri kullanmışlardır. Seramik yüzeylere birinci grupta 125 µm Al_2O_3 partikülleri 0,41-0,68 MPa basınçla uygulanmıştır. İkinci grupta seramik yüzeylere cam infiltre edilmiş, üçüncü grupta HCl ve $FeCl_3$ 100 ºC' de uygulanmıştır. Isı ve deneysel asit uygulaması Lava seramik yüzeyini yüzeysel olarak kaldırmış seramik yüzeyde vadi ve tepecikler oluşmuştur. Cercon ve Aadva Zr seramik yüzeyler benzer sonuçlar vermiştir. Lava seramik yüzeyine göre daha düşük yükseklikte vadi ve tepecikler oluşmuştur.

Bizim çalışmamızda da AFM görüntülerinde yukarıdaki çalışmalarla benzer olarak kumlama uygulanmış gruplarda düzensiz çok sayıda sivri tepe ve derin vadi oluşumları, HF asit uygulanmış gruplarda da aynı şekilde düzensiz çok sayıda yuvarlak şekilli tepe oluşumları, deneysel asit uygulanmış gruplarda yuvarlak şekilli tepe ve vadi oluşumları, Nd: YAG lazer uygulanmış gruplarda diğer gruplara göre daha düz bir yüzey, lazer+kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit uygulanmış gruplarda ise Nd: YAG lazer uygulanmış gruplara göre daha fazla girintili çıkıntılı yüzey oluşumları gözlendi.

1986 yılından günümüze adezyonun gelişimi ile birlikte tam porselen kronların, estetik inley ve onleylerin simantasyonunda hem porselene hem de dişin sert dokularına kimyasal ve mekanik olarak bağlanabilen kompozit esaslı rezin simanlar kullanılmakta (Burke ve ark 1998) ve genellikle dual sertleşen rezin simanlar tercih edilmektedir (Jung ve ark 2001).

Dual sertleşen rezin simanlar, ışık ve kimyasal olarak sertleşen kompozitlerin bir kombinasyonudur. Böylece ışık kaynağının ulaşamadığı interproksimal marjinlerde de polimerizasyon kimyasal olarak devam edeceğinden, yarı şertleşmiş rezine bağlı kenar sızıntısı ihtimali ortadan kalkmaktadır. Rezin simanın pürüzlendirilmiş inleylerle olan mikro retantif adeziv bağlantısı sayesinde çok iyi bir marjinal adaptasyon sağlanır. Kullanılan rezin hacmi de çok az olduğu için polimerizasyon büzülmesinin, simanın yüksek genleşmesinin marjinal uyuma olan olumsuz etkileri de minimum olmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2011). Dual sertleşen rezin simanların dentin bonding ajanlar ile birlikte kullanımı, seramik inleylerin tutuculuk problemini de azaltmaktadır. Ayrıca, seramik ve kompozit rezin siman ara yüzeyinde stres kırıcı bir kaide oluşturmaktadır (Krejici ve ark 1993, Milleding ve ark 1995). Dual sertleşen rezin simanların kullanımı ile; kalın inley restorasyonların altında kalan rezin simanın yeterli ışık alamaması sonucunda oluşabilecek yetersiz polimerizasyon, kimyasal yolla polimerizasyon ile minumum seviyeye indirilerek uygun restorasyon oturumu sağlanacaktır. Kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar ise genellikle metal destekli porselen restorasyonlar ya da opak, yüksek dirençli porselen restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır (Kramer ve ark 2000, Altıntaş 2007).

Yüksek dirence sahip aluminöz seramikler veya zirkonyum seramiklerin simantasyonunda fosfat bazlı bir simanın kullanılması tavsiye edilir (Zaimoğlu ve Can 2011). Daha önceki çalışmalarda fosfat bazlı monomer içeren rezin simanların kullanımının zirkonyum yüzeyine bağlanmayı arttırdığı rapor edilmiştir (Kern ve Wegner 1998, Wegner ve ark 2002).

Fosfat ester monomeri olan MDP (10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) nikel, alüminyum, titanyum ve zirkonyum oksitlere direkt olarak bağlanmaktadır (Özcan ve ark 2008).

Atsu ve ark (2006) Nothdurft ve ark (2009) MDP içeren bonding ve silan ajanı bulunan rezin siman ve zirkonya seramikler arasında ıslanabilirliğin artması dolayısıyla makaslama bağlanma dayanımının arttığını belirtmişlerdir.

Araştırmacılar MDP içeren bonding ve silan ajanı bulunan rezin simanların kumlama işlemine tabi tutulmuş seramik yüzeylerinde kullanılmasını önermektedirler (Blatz ve ark 2003b, Blatz ve ark 2004, Akgüngör ve ark 2008).

Akgüngör ve ark (2008) yaptıkları çalışmada zirkonya post ve MDP içeren bonding ve silan karışımı bulunduran rezin siman arasında kısa dönemde bağlanma dayanımının arttığını görmüşlerdir. Bu sonucu ZrO_2 ve MDP arasında kimyasal bağlantı oluşması ile açıklamışlardır. İçeriğinde fosfat ester monomeri bulunan MDP alüminyum ve ZrO_2 gibi metal oksitlerle doğrudan bağlantı kurar (Hummel ve Kern 2004, (Luthy ve ark 2006, Wolfart ve ark 2007).

Bu çalışmada da seramik örneklerin simantasyonunda MDP içeren bonding ve silan ajanı bulunan dual polimerize olan Clearfil Esthetic rezin siman kullanılmıştır. Yapılan diğer çalışmalarda Clearfil Ceramic Primer bağlanma mekanizmasını arttırdığı, bağlanma yüzeyininin ıslanabilirliğini yükselttiği, seramik yüzeyindeki OH grubu ile metakrilakrilat arasında siloksan bağlanma meydana getirdiği gözlenmiştir (Piwowarczyk ve ark 2005, Wolfart 2007, Oyagüe 2009).

LED ışık kaynakları 750-1500 mW/cm^2' lik yüksek ışık gücüyle yüksek performans ve halojen ışık cihazlarından daha başarılı sonuçlar vermektedir. Buna sebep olarak da ürettiği 440-490 nm dalga boyuyla polimerizasyon için gerekli olan 468 nm dalga boyundaki ışığı direkt olarak verebilmesi gösterilmiştir (Eskimez ve İzgi 2008).

Ceylan ve Aykent (2009), farklı kalınlık ve renklerdeki 5 farklı tip kor porseleninin (IPS e-Max, IPS Empress 2, In ceram alumina, In ceram spinell ve In ceram zirkonya) iki tip ışık kaynağıyla (LED ve Quartz-Tungsten-Halogen (QTH)) ışık geçirgenliğini incelemişlerdir. LED ışık kaynağı, QTH ışık kaynağına göre tüm porselen gruplarında daha yüksek ışık geçirgenliği göstermiştir.

Bu bilgiler ışığında çalışmamızda Clearfil Esthetic rezin simanın polimerizasyonunda LED ışık kaynağı kullanılmış ve her kullanımdan önce ışık gücünün kontrolü yapılmıştır.

Tam seramik restorasyonların uzun dönem ağız ortamında başarıyla hizmet verebilmeleri seramik-siman-diş arasındaki bağlanmanın başarısına bağlıdır (Derand ve ark 2001). Yapılan çalışmalarda klinik başarısızlıkların büyük bölümünün siman ve restorasyonun iç yüzeyindeki problemlerden kaynaklandığı bildirilmiştir. Bu nedenle simanın seramik yüzeyi ile tam bir bağlantı oluşturması restorasyonun başarısında çok önemli bir etkendir (Libby ve ark 1997) .

ADA (American Dental Association) spesifikasyonuna göre rezin simanlarla yapılan çalışmalarda laboratuvar şartlarında film kalınlığı 40-60 µm arasında iken klinik kron uygulamalarında 200-400 µm arasında bulunmuştur (Donovan ve Cho 1999). 25-40 µm kalınlığında "die spacer" kullanılması, uygun restorasyon oturumunu sağlamaktadır (Fusayama ve ark 1964, Eames ve ark 1978, Campagni ve ark 1982, Donovan ve Cho 1999, Altıntaş 2007). Çalışmamızda uygun siman kalınlığının oluşturulması ve eşit miktarda siman materyali elde etmek için siman aralığı 40 µm olacak şekilde çalışma modellerine die spacer uygulanmıştır. Böylece, yapıştırıcı siman kalınlığının klinikte kullanılan miktardan çok daha fazla kalınlıkta hazırlandığı pek çok çalışmanın aksine klinik şartlara daha yakın koşullar taklit edilmeye çalışılmıştır.

Laboratuvar ortamında gerçekleştirilen çalışmalarda ağız ortamının hidrolitik yıkımını taklit edilebilmesi amacıyla örnekler, kısa veya uzun dönem suda bekletilir ya da termal siklus işlemine tabi tutulurlar (ISO Technical Report 11405 1994). Termal siklus, diş hekimliği çalışmalarında özellikle de adeziv materyalin performansının incelendiği araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (De Munck 2004, Gale ve Darvell 1999, Şengün ve ark 2005, Ülker ve Belli 2009).

Chang ve ark (2003), bağlantı sistemlerinin klinik olarak çeşitli ısılardan etkilendiğini göstermiştir. Ağız ortamı, su ve tekrarlanan termal değişiklikler, seramik-kompozit rezin arayüzünde hidrolizasyona sebep olur (Blatz ve ark 2004). Ağız içindeki kimyasal, termal ve mekanik faktörler, diş-rezin siman veya rezin siman-restorasyon ara yüzündeki bağlantıyı etkilemektedir. Restorasyonları ağız içi

sıcaklık değişimleri ile uyumlu olarak (5-55 ºC) sıcaklıklara maruz bırakmak, diş-restorasyon ara yüzündeki adeziv bağlantıda termal stresler oluşturmaktadır (Gale ve Darwell 1999). Diş-restorasyon arasındaki termal genleşme katsayı farklılığından veya sıcak suyun kollajen hidrolizini çabuklaştırmasından dolayı zamanla ağızda ortaya çıkabilecek sorunlar, termal siklus uygulamaları ile taklit edilmektedir (Hashimoto ve ark 2000).

Çalışmamızda örnekler, simantasyon işleminden sonra 37 °C‘ de 24 saat distile suda bekletilmiş, banyo sıcaklığı 5-55 ºC (±2 °C), banyoda kalma süresi 30 sn ve transfer zamanı 2 sn olacak şekilde (Özcan ve ark 2008, Ülker 2006) tüm örneklere uzun dönem (5000 devir) termal siklus işlemi uygulanmıştır (Proenca ve ark 2006). Bu siklus yaklaşık olarak 6 aya tekabül etmektedir.

Dentine bağlanma, sıklıkla klasik bağlanma testleri olan çekme ya da makaslama testleriyle değerlendirilmektedir (Nakayabashi ve ark 1998, Öztürk 2001).

Tensile (gerilim) ve shear (makaslama) testleri gibi in vitro bağlanma dayanımı testleri, kopma meydana gelene kadar yük uygulanması esasına dayanır. Bu yüzden adeziv sistem ve materyal arasındaki bağlanma dayanımını test etmek için, stresin en fazla biriktiği bölge olan arayüz bağlantısı esas alınır (Della Bona ve Van Noort 1995, Valandro ve ark 2005). Della Bona ve Van Noort (1995) makaslama testinin bağlanma dayanımının yanlış değerlendirilmesine sebep olduğunu söylemişlerdir. Sonuç olarak gerilim bağlanma dayanımı testinin rezin siman ve seramik arasında bağlanma daynımının ölçülmesinde kullanılmasını tavsiye etmişlerdir (Nothdurft 2009). Konvansiyonel gerilim testleri, adeziv ara yüzde homojen olmayan stres dağılım eğilimi gibi bazı sınırlamalara sahiptir (Valandro ve ark 2005).

Sano ve ark (1994), bir dişten çok sayıda örnek elde edilebilen, homojen stres dağılımına izin veren, 1 $mm^{2'}$ lik yüzey alanının kullanıldığı mikrogerilim test metodunu geliştirmişlerdir. Bu metod ile ara yüzeyde daha çok adeziv başarısızlık görülürken, klasik test metodlarından daha fazla bağlanma dayanıklılığı değerleri elde edilmiştir.

Mikrogerilim testi, örneklerin bağlanma ara yüzeyinde stres dağılımının homojen olmasına izin verir. Bağlanma dayanımı değerleri benzerdir, bağlanma değerlerinin oldukça hassas bir biçimde karşılaştırılmasına olanak sağlar (Della Bona ve ark 2000, Valandro ve ark 2005). Klasik bağlanma testlerinde, geniş yüzey alanları söz konusudur. Geniş yüzey alanına sahip örneklerdeki başarısızlık sıklıkla, dentinde koheziv şeklindedir. Bu başarısızlık, adezivin bağlanma dayanıklılığı hakkında güvenilir sonuçlar vermemektedir. Çünkü rezin-dentin arayüzeyinde oluşan stres dağılımı homojen değildir (Phrukkanon ve ark 1998, Tanumiharja ve ark 2000). Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi çok küçük örneklerin değerlendirilmesi amacıyla geliştirilmiştir. Bu amaçla dişlerden yarısı diş dokusunu diğer yarısı ise restoratif materyali içeren kum saati veya çubuk şeklinde seri kesitler alınmaktadır. Böylece tekniğe bağlı olarak kesit alanları 0,5-1,5 mm^2 arasında değişen ve iki tabakayı ara yüzeyde bir arada tutan bağlayıcı yüzeyin test edilmesi mümkün olmaktadır (Shono ve ark 1999, Cardoso ve ark 2002).

Schreiner ve arkadaşları (1998), 5 farklı dentin adeziv sisteminde hem makaslama, hem de mikrogerilim testi uygulamışlar, makaslama testi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak önemli derecede fark bulmazken, mikrogerilim testi sonucunda gruplar arasında önemli derecede fark tespit etmişlerdir. Ayrıca makaslama testinde dentin yüzeyinde ve kompozit yüzeyinde önemli ölçüde koheziv başarısızlıklar tespit ettikleri halde, mikrogerilim testinde daha çok adeziv başarısızlık tespit etmişlerdir. Mikrogerilim testinin bu avantajları göz önüne alınarak çalışmamızda mikrogerilim test yöntemi kullanılmıştır.

Mikrogerilim test metodunda örnekler kum saati veya 'I' şeklinde olmak üzere iki şekilde hazırlanmaktadır. Ancak örneklerin kum saati şeklinde hazırlanması sırasında bağlanma arayüzeyinde homojen olmayan stres dağılımı oluşabilmektedir (Pashley ve ark 1999, Shono ve ark 1999). Bu da bağlanma dayanımı değerlerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir.

Bu yüzden çalışmamızda, daha uniform stres dağılımı sağladığından mikrogerilim testi için örnekler 'I' şeklinde hazırlanmıştır. Ayrıca her bir dişten örnekler, kalan dentin kalınlıklarının eşit olduğu dişin tam orta kısımdan elde edilmiştir.

ISO standartlarına göre bağlanma dayanımı testinde kullanılacak cihazın hızının 0,45 mm/dk-1,05 mm/dk veya en fazla 5 N/dk sabit artışla yapılması gerekmektedir (ISO Technical Report 11405 1994). Bağlanma dayanımı testlerinde, özellikle gerilim testlerinde hızın düşük tutulması tavsiye edilmektedir (Kwong ve ark 2002). Hara ve ark (2001) değişen hızlarda, aynı materyallerde, çok farklı yüzdelerde kopma şekilleri elde etmişlerdir. Artan hız, koheziv kopma olasılığını arttırarak hatalı sonuçların ortaya çıkmasına yol açmaktadır (Hara ve ark 2001). Çalışmamızda mikrogerilim bağlanma dayanımı testi 1mm/dak hızda uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

Kullanılan simanın, seramiğin içeriği ve elastik modülüsleri, örneklerin geometrisi, diş yüzeyinin standart olmaması (yüzeyel dentin ve derin dentin gibi), yaşlandırma koşullarındaki, ölçüm tekniklerindeki farklılıklar ve bağlanma alanının boyutu gibi parametreler elde edilen bağlanma dayanımı değerleri üzerinde etkilidir. Bu parametreler, bağlantı ara yüzünde farklı stres alanları ve dağılımları oluşturarak bağlanma değerlerinin değişmesine neden olabilir (Braga ve ark 2010).

Tam seramik restorasyonların iç yüzeyinin kumlanarak pürüzlendirilmesi rutin olarak uygulanan bir yöntemdir ve rezin simanlarla seramik iç yüzeyi arasında güçlü bir bağlantı sağlar (Saygılı ve Şahmalı 2003, Silveria ve ark 2005).

Özcan ve ark (2003) IPS Empress 2, Finesse, In Ceram Alümina, In Ceram Zirkonya, Procera All Ceram seramiklerde yaptıkları çalışmada kumlamanın rezin siman ve seramikler arasında yüksek bağlanma dayanımını sağladığını görmüşlerdir. Kumlama ve silanlama işleminden sonra, tam seramik gruplarında IPS Empress 2 ve Finesse hariç bağlanma dayanımının artış gösterdiği görülmüştür. Bunun sebebi olarak Empress 2 ve Finesse seramiklerden çok fazla madde kaybı olduğunu belirtmişlerdir.

Özcan ve ark (2008) LAVA seramik sistemine 2,8 bar basınç altında 10 mm uzaklıktan ve 13 sn süre ile 110 μm' luk Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapmışlar ve ardından silika kaplama uygulamışlardır. Aynı zamanda hasta başında LAVA seramik sistemine 2,3 bar basınç altında 10 mm uzaklıktan 15 sn süre ile 50 μm' lik Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapmışlar ardından silan uygulamışlardır sonuçta

gruplar arasında yüksek mikro mekanik retansiyon ve bağlanma dayanımı elde edememişlerdir.

Akgüngör ve ark (2008) yaptıkları çalışmada 50 µm' lik Al_2O_3 partiküllerini 2,8 bar basınç altında 20 sn süre ile zirkon post yüzeyine 10 mm uzaklıktan uygulamışlar, kompozit rezinle olan bağlantısının arttığını gözlemlemişlerdir.

Bizim çalışmamızda da yukarıdaki çalışmalarla benzer olarak (Özcan ve ark 2003, Akgüngör ve ark 2008) kumlamanın Finesse, IPS Empress e-Max ve Zirkonzahn Prettau' nun bağlanma dayanımını arttırdığı, fakat IPS Empress Estetik seramiklerde bağlanma dayanımını etkilemediği görülmüştür. Bu duruma sebep olarak lösit içerikli camsı yapıya sahip IPS Empress Estetik seramiklerde kumlamanın çok fazla madde kaybına sebep olduğu dolayısıyla bağlanma dayanımını azalttığı düşünülmektedir (Özcan ve ark 2003). Ayrıca kumlama uygulanan gruplarda seramik sistemleri kendi aralarında karşılaştırıldığında; Zirkonzahn Prettau seramik sisteminde en yüksek bağlanma dayanımı değeri gözlenirken, diğer seramik sistemleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir.

Sorenson ve ark (1991) yaptıkları çalışmada HF asit uygulamasının feldspatik seramiklerin bağlanma dayanımını arttırdığını fakat alümina içerikli seramiklerde bağlanma dayanımını etkilemediğini bulmuşlardır.

Özcan ve ark (2003) IPS Empress 2, Finesse, In Ceram Alumina, In Ceram Zirkonya, Procera All Ceram seramiklerde yaptıkları çalışmada HF asit uygulamasının yüksek alümina içerikli ve zirkonyum seramiklerde bağlanma dayanımını etkilemediğini görmüşlerdir. Bunun nedeni olarak yüksek sinterleme ısısını ve bu ısının seramik taneciklerinin ebatlarını küçültmesini göstermişlerdir.

Della Bona ve ark (2007a) yaptıkları çalışmada In Ceram Zirkonya seramiklerin bağlanma dayanımına kumlamanın, HF asitten daha etkili olduğunu bulmuşlardır (Della Bona ve ark 2007a).

Bizim çalışmamızda da yukarıdaki çalışmalarla benzer olarak HF asitin Finesse, IPS Empress Estetik ve IPS Empress e-Max seramik sistemlerinin bağlanma dayanımını arttırdığını, fakat Zirkonzahn Prettau seramik sisteminin bağlanma

dayanımını etkilemediği gözlendi. Bu duruma sebep olarak Özcan ve ark (2003)'nın yaptıkları çalışmayla benzer şekilde zirkonya seramikte yüksek sinterleme ısısı ve bu ısının seramik taneciklerinin ebatlarını küçültmesi sonucunda HF asitin etkili olamayacağı bir yüzeye dönüştüğü düşünülmektedir.

Casucci ve ark (2010) yaptıkları çalışmada Lava, Cercon, Aadva Zr seramikleri kullanmışlardır. Seramik yüzeylere birinci grupta 125 μm Al_2O_3 partikülleri 0,41-0,68 MPa basınçla 10 sn süre ile 20 mm uzaklıktan uygulanmıştır. İkinci grupta seramik yüzeylere cam infiltre edilmiş, üçüncü grupta HCl ve $FeCl_3$ 100 ºC' de 30 dk boyunca uygulanmıştır. Kumlama, Cercon ve Lava seramik yüzey pürüzlülüğünü arttırmıştır. Cam infiltrasyonun Lava ve Aadva Zr seramik yüzeylerinin pürüzlülüğünü arttırmıştır. Sonuçta deneysel asit uygulamasının zirkon seramik ve rezin siman arasındaki bağlantıyı arttırdığını bulmuşlardır.

Bizim çalışmamızda deneysel asit uygulamasının Finesse ve IPS Empress e-Max seramik sistemlerinde istatistiksel olarak bağlanma dayanımını arttırdığı gözlenmiştir. Deneysel asit uygulanan gruplarda seramik sistemleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak fark görülmemiştir.

Li ve ark (2000) yapmış oldukları çalışmada Feldspatik seramik yüzeylere, bir gruba % 8' lik HF asiti 3 dk boyunca uygulamışlar, diğer iki gruba ise Nd: YAG lazer; sırasıyla 15 Hz, 60 mJ, 0,9 W; 15 Hz, 80 mJ, 1,2 W güçlerinde olacak şekilde 1 dakika süreyle uygulanmıştır. Bağlanma dayanımı testi sonucunda 0,9 W olarak uygulanan Nd: YAG grubunda en yüksek bağlanma dayanımı elde etmişlerdir (14,7 MPa) ve HF asitle pürüzlendirilmiş gruplar arasında (13,47 MPa) önemli bir fark olmadığını görmüşlerdir. 1,2 W' lık Nd: YAG lazer kullanılan grupta ise (11,22 MPa) düşük bağlanma dayanımı bulmuşlardır. Li ve ark (2000) lazerin atım gücünün artmasıyla yüzey pürüzlülüğünün azaldığını görmüşlerdir. Araştırmacılar, Nd: YAG lazerin uygun enerji seviyelerinde kullanımı ile yapılacak pürüzlendirmenin, HF asit yönteminin yerini alabileceğini belirtmişlerdir.

Akyıl ve ark (2010) yaptıkları çalışmada HF asit uygulamasının seramik yüzeylerde Nd: YAG lazer uygulamasından istatiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. Nd: YAG lazer uygulanan seramik

yüzeylerinin rezin simanla bağlanma dayanımı, yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubu ile istatistiksel olarak fark göstermemiştir.

Bizim çalışmamızda da Akyıl ve ark (2010) yaptıkları çalışmayla benzer olarak Nd: YAG lazer uygulaması sadece Fınesse ve IPS Empress e-Max seramik sistemlerde bağlanma dayanımını arttırırken, IPS Empress Estetik ve Zirkonzahn Prettau seramiklerde hiçbir işlem uygulanmamış kontrol gruplarından bağlanma açısından istatiksel olarak fark göstermemiştir. Nd: YAG lazer uygulanan gruplarda seramik sistemleri kendi aralarında karşılaştırıldığında istatistiksel olarak fark görülmemiştir.

Akyıl ve ark (2010) yaptıkları çalışmada feldspatik seramik yüzeylere % 9,5' luk HF asit, Er: YAG lazer, Nd: YAG lazer, Er: YAG+HF asit, Nd: YAG+HF asit uygulamışlardır. Sonuç olarak tek başına lazer uygulanan gruplar ile kontrol grubu arasında yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı arasında fark bulunmamıştır. Lazer +HF asit uygulanan gruplar ise sadece lazer uygulanan gruplardan daha yüksek yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı göstermiştir.

Bizim çalışmamızda da Akyıl ve ark (2010) yaptıkları çalışmayla benzer olarak seramik yüzeylere lazer+kumlama, lazer+HF asit ve lazer+deneysel asit uygulandı. Sonuç olarak lazer+kumlama, lazer+HF asit ve lazer+deneysel asit uygulanmış seramik yüzeylerde, sadece Nd: YAG lazer uygulanan seramik yüzeylerde oluşan pürüzlülük ve bağlanma dayanımından daha yüksek pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerleri gösterdikleri gözlendi.

Wood ve ark (1997) yaptıkları çalışmada kumlamanın In Ceram spinell seramik yüzeyinde mikro retantif olmayan pürüzlülüğe neden olduğundan ötürü bağlanmaya etkisinin olumsuz olduğunu söylemişlerdir. Yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı arasında bir ilişki bulamamışlardır.

Ersu ve ark (2009) yaptıkları çalışmada In Ceram Alümina, In Ceram Zirkonya, In Ceram Spinell seramiklere farklı yüzey işlemleri uygulamışlar, kumlamanın en yüksek yüzey pürüzlülüğü gösterdiğini, fakat bağlanma dayanımını etkilemediğini bulmuşlardır. Bunun nedeni olarak ise kumlamanın yüzey pürüzlülüğünde mikromekanik retansiyon oluşturmadığını öne sürmüşlerdir.

Bizim çalışmamızda ise Finesse, IPS Empress Estetik seramik sistemlerde HF asit uygulanan gruplarında yüzey pürüzlülüğü ve mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri arasında doğru orantılı bir ilişki bulunmuştur ($p<0,05$). Ayrıca, Zirkonzahn Prettau seramik sistemlerinin kumlama uygulanan gruplarında da yüzey pürüzlülüğü ve mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri arasında doğru orantılı bir ilişki gözlenmiştir ($p<0,05$). Finesse, IPS Empress Estetik ve IPS Empress e-Max seramik sistemlerinde kumlama uygulanan gruplarda yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı arasında ilişki bulunamamıştır; buna sebep olarak yukarıdaki çalışmalarla benzer olarak kumlamanın silika bazlı seramik sistemlerde fazla aşınmaya ve materyal kaybına neden olduğu düşüncesiyle etkilendiği (Blatz ve ark 2003a), kumlamanın mikro retantif olmayan pürüzlülüğe neden olduğunu düşünmekteyiz.

Akgüngör ve ark (2008) yaptıkları çalışmada termal siklusa tabi tutulan MDP silan içeren rezin simanla yapıştırılan zirkon post örneklerinde bağlanma dayanımının düştüğünü bulmuşlardır.

Oyagüe ve ark (2009) yaptıkları çalışmada zirkon seramik yüzeylere 125 μm' luk Al_2O_3 partikülleri ile kumlama ve tribokimyasal silika kaplama uygulamışlar ve çalışmalarında MDP primer içeren Clearfil Esthetic, Rely X Unicem, Calibra simanları kullanmışlardır. Örneklerin yarısını 24 saat, yarısını 6 ay suda beklettikten sonra bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. En yüksek bağlanma dayanımını, kumlama işlemine tabi tutulmuş Clearfil Esthetic rezin simanla yapıştırılmış 24 saat suda bekletilmiş grupta bulmuşlardır. Uzun dönem suda bekletmenin bağlanma dayanımını düşürdüğünü görmüşlerdir.

Yapılan çalışmalarda; termal siklus sonrası bağlanma dayanımı değerlerinde azalma gözlenirken (Kern ve Thompson 1995, Roulet ve ark 1995, Yoshida ve ark 2001, Özcan ve Vallittu 2003), bazılarında ise bağlanma dayanımında hiçbir azalma gözlenmediği bildirilmiştir (Lu ve ark 2001, Hooshmand ve ark 2002). Bu fark, in vitro çalışmaların deney düzeneklerindeki farklılıklar ile açıklanabilir (Özcan ve Vallittu 2003).

Özcan ve ark (2008) yaptıkları çalışmada 6000 devirlik termal siklustan sonra zirkonya seramik ve rezin siman arasında oluşan bağlantının etkilenmediğini bulmuşlardır.

Valandro ve ark (2007) yaptıkları çalışmada Panavia F ve zirkonya seramikler arasındaki bağlanmanın 12000 devirlik termal siklustan sonra azaldığını bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda örnekler 5000 devirlik termal siklusa tabi tutulmuştur. Bazı gruplarda daha mikrogerilim testi uygulanmadan kopmalar meydana gelmiştir. Kopan örnekler ise çalışma dışı bırakılmıştır. Yapılan çalışmalar ışığında çalışmamızdaki örneklerde mikrogerilim test öncesi kopmalarıntermalsiklusun bağlantıyı zayıflatmasına bağlamaktayız.

Çalışmamızda üretici firma talimatları doğrultusunda dentin yüzeylerine Clearfil Esthetic rezin siman ED Primer II uygulandı. Bağlanma değerlerimizin Güner 2009 çalışmasına göre düşük olmasının nedeni primerin PH' sının (PH=2,4) düşük olmasına bağlı olabilir. Clearfil Esthetic rezin simanın uygulama talimatında dentine fosforik asit uygulanması önerilmemektedir ve primerin içeriğine ilave edilmemiş olması bağlanma değerini olumsuz olarak etkilemiş olabilir (Güner 2009).

Mikrogerilim test sonrasında, örneklerin kırılma yüzeylerinin mikroskobik değerlendirmesi ile başarısızlık tipleri belirlenebilmektedir. Başarısızlık tipleri daha çok adeziv olmak üzere, adeziv, koheziv ya da karışık şekilde olabilir (Sano ve ark 1994, Pashley ve ark 1995, Armstrong ve ark 1998).

Mikrogerilim test yöntemi seramik ve rezin siman ara yüzeyinde homojen stres dağılımı gösterir ve adeziv kopmaya izin verir (Proenca 2006).

Della Bona ve Van Noort (1995) mikrogerilim test yöntemini kullanarak preslenen seramik ve rezin siman arasında oluşan bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak iki materyal arasındaki kopmanın çoğunlukla adeziv olduğunu görmüşlerdir.

Örnek boyutlarının küçültülmüş olması ve başarısızlıkların kohezivden çok adeziv olması, mikrogerilim test metodunun klinik uygulamalara daha yakın sonuç vermesini sağlamaktadır (Schreiner ve ark 1998).

Bizim çalışmamızda da mikrogerilim testinden sonra kırılan yüzeylerin stereomikroskop ile değerlendirilmesiyle adeziv başarısızlık gözlenirken, koheziv başarısızlık görülmemiştir. Bu durum, mikrogerilim testi sonucu daha çok adeziv başarısızlıkların elde edildiği diğer çalışmalar ile benzerlik gösterirken çalışmanın

güvenilirliğini de desteklemektedir (Sano ve ark 1994, Schreiner ve ark 1998, Della bona 2000, Öztürk 2001, Proenca 2006).

Çalışmamızda kopma yüzeylerinin stereomikroskopla incelenmesinde çoğu örnekte başarısızlığın rezin siman-seramik ara yüzünde olduğu görülmüştür. Seramik sistemleri arasında başarısızlık tipleri arasında önemli bir fark görülmemiştir.

Çalışmamızın SEM analizi değerlendirmesinde; bağlanmanın kuvvetliliğini gösteren diş ve rezin siman (Clearfil Esthetic) bağlanma ara yüzeyinde iyi organize olmuş hibrit tabaka ve birbirleriyle bağlantılı rezin uzantıları izlenmektedir. Bu durum daha çok Tip A şeklinde başarısızlıkların gözlenmesini sağlamaktadır.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Farklı yüzey işlemlerinin (kumlama, HF asit, deneysel asit, Nd: YAG lazer, lazer+kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit), uygulandığı seramik inley restorasyonların (Finesse, IPS Empress Estetik, IPS Empress e-Max, Zirkonzahn Prettau) yüzey pürüzlülüklerinin ve bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1.Yüzey pürüzlülük bulgularına göre; Finesse seramik yüzeylerinde en fazla yüzey pürüzlülüğü HF asit uygulamasında, IPS Empress Estetik seramik yüzeylerde en etkin pürüzlülük HF asit, lazer+HF asit uygulamalarında, IPS Empress e-Max seramik yüzeylerde gruplar arası istatistiksel olarak fark görülmezken, ortalama olarak en etkin pürüzlülük kumlama işleminde, Zirkonzahn Prettau seramiklerde en etkin pürüzlülük kumlama işleminde görülmüştür.

2. Yüzey işlemlerinden kumlama ve HF asit uygulaması seramik yüzeylerinde en etkin yüzey pürüzlendirme işlemleri olarak gözlenmiştir.

3. Mikrogerilim bağlanma dayanımı bulgularına göre; Finesse seramik sisteminde yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmazken, en yüksek ortalama bağlanma dayanımı değerleri kumlama ve HF asit uygulanan gruplarda, IPS Empress Estetik seramikler için HF asit uygulanan gruplarda, IPS Empress e-Max seramiklerde HF asit uygulanan gruplarda, Zirkonzahn Prettau seramikler için ise kumlama ve lazer+kumlama uygulanan gruplarda görülmüştür.

4. Lazer+kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit uygulanan gruplar yalnızca Nd: YAG lazer uygulanan gruplara nazaran daha etkin yüzey pürüzlülüğü ve mikrogerilim bağlanma dayanımı göstermiştir.

5. Finesse, IPS Empress Estetik, Zirkonzahn Prettau seramik sistemlerin HF asit uygulanan gruplarında yüzey pürüzlülüğü ve mikro tensile bağlanma dayanımı değerleri arasında doğru orantılı ilişki bulunmuştur. Ayrıca, Zirkonzahn Prettau seramik sistemlerinin kumlama uygulanan gruplarında da yüzey pürüzlülüğü ve mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri arasında doğru orantılı bir ilişki gözlenmiştir.

6. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonucunda meydana gelen kırık tiplerinin stereomikroskop görüntülerinde bütün gruplarda daha çok rezin siman-seramik ara yüzeyinde adeziv tipte başarısızlık gözlenmiştir.

7. AFM görüntülerine göre kumlama uygulanmış gruplarda düzensiz çok sayıda sivri tepe ve derin vadi oluşumları, HF asit uygulanmış gruplarda da aynı şekilde düzensiz çok sayıda yuvarlak şekilli tepe oluşumları, deneysel asit uygulanmış gruplarda yuvarlak şekilli tepe ve vadi oluşumları, Nd: YAG lazer uygulanmış gruplarda diğer gruplara göre daha düz bir yüzey, lazer+kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit yugulanmış gruplarda ise Nd: YAG lazer uygulanmış gruplara göre daha fazla girintili çıkıntılı yüzey oluşumları gözlenmiştir.

8. Diş-rezin siman bağlanma arayüzeyinin SEM analizinde iyi organize olmuş bir hibrit tabaka ve birbirleriyle bağlantılı rezin uzantıları gözlenmektedir.

9. Hekimler klinikte kullandıkları seramik sistemine uygun pürüzlendirme işlemini tercih etmelidirler.

6. ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Farklı seramik inleylerin dentine bağlanma dayanımlarında yüzey işlemlerinin etkisi

Özlem KARA
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2013

Bu çalışmanın amacı farklı yüzey işlemlerinin, farklı seramik sistemleri üzerindeki yüzey pürüzlülüğü ve mikrogerilim bağlanma dayanımı üzerine etkisini değerlendirmektir.

Bu çalışmada 160 adet çürüksüz insan alt molar dişi kullanıldı. Dişler akrilik rezin bloklara mine-sement sınırının 2 mm aşağısında olacak şekilde gömüldü. Dişler üzerinde paraskop yardımıyla sınıf I inley kaviteler açıldı. Finesse, IPS Empress e-Max, IPS Empress Estetik, Zirkonzahn Prettau seramik restorasyonlar üretici firma talimatına göre üretildi (n=40). Örnekler 8 gruba ayrıldı. 1) Kontrol, 2) Kumlama (50 µm Al_2O_3, 2,8 bar, 20 sn), 3) % 9' luk HF asit (60 sn), 4) Isıyla uygulanan deneysel asit (30 dk), 5) Nd: YAG lazer (1mm uzaklıktan, 100 mj, 20 Hz, 2 W ve 141, 54 J/cm^2), 6) Lazer+kumlama, 7) Lazer+HF asit, 8) Lazer+deneysel asit. Yüzey işlemi uygulanan seramik sistemlerinin yüzey pürüzlülüğü AFM ile değerlendiridi. Simantasyon işlemlerinden sonra örnekler termal siklusa 5000 siklusa (5 °C-55 °C) tabi tutuldu. Termal siklus gerçekleştirildikten sonra elmas separe ile her grupta bulunan 5 örnekten toplamda n=12 olacak şekilde 1,2 mm' lik mikrobarlar, herbir dişin tam ortasından ve kalan dentin kalınlıkları eşit olacak biçimde elde edildi. Örneklere 1 mm/dk hızla mikrogerilim bağlanma testi uygulandı. Elde edilen değerlere iki yönlü varyans analizi, tek yönlü varyans analizi ve Tukey HSD testleri yapıldı (p=0,05). Yüzey pürüzlülüğü ve mikrotgerilim bağlanma değerleri arasındaki ilişkiyi analiz etmek amacıyla korelasyon testi uygulandı (p=0,05).

Finesse seramik yüzeylerinde en fazla yüzey pürüzlülüğü HF asit uygulamasında, IPS Empress Estetik seramik yüzeylerde en etkin pürüzlülük HF asit ve lazer+HF asit uygulamalarında, Zirkonzahn Prettau seramiklerde en etkin pürüzlülük kumlama işleminde görülmüştür (p□0,05). IPS Empress e-Max seramik yüzeylerde ise gruplar arası fark gözlenmedi (p>0,05).

Kontrol, kumlama, HF asit, deneysel asit, Nd: YAG lazer, lazer+ kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit uygulaması Finesse seramik sisteminde mikrogerilim bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak fark göstermedi (p>0,05). HF asit uygulaması IPS Empress Estetik seramik sisteminin bağlanma dayanımını arttırdı (p□0,05). HF asit uygulaması IPS Empress e-Max seramik sisteminin mikrogerilim bağlanma dayanımını arrtırdı (p□0,05). Kumlama ve lazer+kumlama Zirkonzahn Prettau seramik sisteminin mikrogerilim bağlanma dayanımını arrtırdı (p□0,05).

Finesse, IPS Empress Estetik seramik sistemlerde HF asit uygulanan gruplarda yüzey pürüzlülüğü ve mikro tensile bağlanma dayanımı değerleri arasında doğru orantılı ilişki bulunmuştur (p□0,05). Ayrıca, Zirkonzahn Prettau seramik sistemlerinin kumlama uygulanan gruplarında da yüzey pürüzlülüğü ve mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri arasında doğru orantılı bir ilişki gözlenmiştir(p<0,05).

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonucunda meydana gelen kırık tiplerinin stereomikroskop görüntülerinde bütün gruplarda daha çok rezin siman-seramik ara yüzeyinde adeziv tipte başarısızlık gözlenmiştir.

AFM görüntülerinde, farklı yüzey işlemleri uygulanan 4 farklı seramik sistemlerinde yüzey topografisinde değişimler olduğu gözlenmektedir. AFM görüntülerinde kumlama uygulanmış gruplarda düzensiz çok sayıda sivri tepe ve derin vadi oluşumları, HF asit uygulanmış gruplarda da aynı şekilde düzensiz çok sayıda yuvarlak şekilli tepe oluşumları, deneysel asit uygulanmış gruplarda yuvarlak şekilli tepe ve vadi oluşumları, Nd: YAG lazer uygulanmış gruplarda diğer gruplara göre daha düz bir yüzey, lazer+kumlama, lazer+HF asit, lazer+deneysel asit uygulanmış gruplarda ise Nd: YAG lazer uygulanmış gruplara göre daha fazla girintili çıkıntılı yüzey oluşumları gözlendi.

Diş-rezin siman bağlanma arayüzeyinin SEM analizinde iyi organize olmuş bir hibrit tabaka ve birbirleriyle bağlantılı rezin uzantıları gözlenmektedir.

Anahtar sözcükler: AFM; Mikrogerilim bağlanma dayanımı; Seramik; Yüzey işlemleri; Yüzey pürüzlülüğü

7. SUMMARY

The effect of the surface treatments on the bond strength of different ceramic inlays to dentin

The aim of this study was to evaluate the influence of different surface treatments on the surface roughness and microtensile bond strength of different ceramic systems.

In this study, 160 non-carious human molar teeth were used in this study. Teeth were embedded in chemically cured acrylic resin blocks up to 2 mm below the cemento-enamel junction. Class I inlay cavity was prepared using a paraskop. Finesse, IPS Empress Esthetics, IPS Empress e-Max and Zirkonzahn Prettau ceramic restorations were prepared to manufacturer' s instructions (n=40). Specimens were divided into 8 groups. 1) control, 2) airborne particle abrasion (50 µm Al_2O_3, 2,8 bar, 20 s), 3) etched with % 9 HF (1 min), 4) experimental hot etching (30 min), 5) Nd: YAG laser irradiation (distance: 1 mm, 100 mJ, 20 Hz, 2 W, and 141,54 J/cm^2), 6) laser+airborne particle abrasion, 7) laser+HF acid, 8) laser+experimental hot etching. The surface roughness of the ceramic sysytms were determined with AFM. After cementation process, the specimens were thermal cycled (5000 cycles, 5 °C-55 °C). After specimens had subjected to thermal cycling, 12 per group were obtained by cutting the ceramic-cement blocks with diamond wafering blade, these microbars were then subjected to 1mm/min speed microtensile test. Two-way analysis and Tukey HSD multiple comparison test were used to analyze Surface roughness and microtensile bond strength values of variance (p=0,05). Corelation test was used to analyze relationship between the Surface roughness and microtensile bond strength values (p=0,05).

HF acid etching showed the highest surface roughness in Finesse ceramics, HF acid etching and laser+HF acid showed the highest surface roughness in IPS Empress Esthetic ceramic, airborne particle abrassion showed the highest surface roughness in IPS Empress e- Max, airborne particle abrassion showed the highest surface roughness in Zirkonzahn Prettau (p□0,05).

Airborne particle abrasion, HF acid etching, experimental hot etching, Nd: YAG laser irradition, laser+air abrasion, laser+HF acid, kolaser+experimental hot etching did not show significant difference on microtensile bond strength of Finesse (p>0,05), % 9 HF acid etching increased the microtensile bond strength of IPS Empress Esthetic, airborne particle abrasion and HF acid etching etching increased microtensile bond strength of the surface of IPS Empress e-Max, airborne particle abrasion, laser+airborne particle abrasion increased the bond strength of Zirkonzahn Prettau (p□0,05).

Finesse, IPS Empress Esthetics, Zirkonzahn Prettau ceramic systems showed direct proportion between surface roughness and microtensile bond strength (p□0,05). IPS Empress e-Max did not show relationship between surface roughness and microtensile bond strength (p>0,05).

According to microtensile bond strength test results, adhesive failure was seen in the resin cement-ceramic layer junction in all groups.

AFM images showed changes in 4 different ceramic systems surface topography after surface treatments. Air-abraded surfaces showed a non-uniform pattern with distinct sharp projections dotted with pores. HF acid-etched surfaces showed a non-uniform pattern with distinct sharp projections dotted with pores, and the peaks were high and wide. Experimental hot etching groups showed circular peak and less valley. Nd: YAG laser-irradiated surfaces showed less roughness than the other groups. Laser+air abraded, laser+HF acid, laser+experimental hot etching showed higher peak and valley than the Nd: YAG groups.

İn the SEM analysis at the tooth-resin cement junction, there is found to well organized hybride layer and continous resin tags.

Key words: AFM; Ceramic; Microtensile bond strength; Surface roughness; Surface treatments

8. KAYNAKLAR

1. Abel MG. In office inlays with today's new materials. Dent Clin North Am. 1998;4:657-64.
2. Aboushelıb MN, Kleverlaan CJ, Feılzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: Double veneer technique. J Prosthodont. 2008;17:9-13.
3. Aboushelıb MN, Kleverlaan CJ, Feılzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. Dent Mater. 2006;22:857-63.
4. Aboushelib MN, Ghoniem M, Mirmohammadi H, Salameh Z. General principles for achieving adequate bond to all-ceramic restorations. J Dent. 2009;1(3):36-41.
5. Akgüngör G. Influence of different surface treat-ments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. J Prosthet Dent. 2008;99:388-99
6. Akın E. Dişhekimliğinde Porselen, İÜ DişHekimliği Fakültesi Yayınları. İstanbul. 1999.
7. Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;128:630–7.
8. Akyıl MS, Yilmaz A, Karaalioğlu OF, Duymuş ZY. Shear Bond Strength of Repair Composite Resin to an Acid-Etched and a Laser-Irradiated Feldspathic Ceramic Surface. Photomed sci laser surg. 2010;28(10):539-45.
9. Alaçakır A, Tan E, Aladlı F, Pervan O, Güven O. Investigation of morphological effects of gamma irradiation on secondary coating surface of optical fibers by atomic force microscopy. Radiat Phys. Chem. 1995;46:1295–8.
10. Alaçam T. Endodonti. Fakülteler Kitapevi Barış Yayınları. Ankara. 2000.
11. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennıson JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. J Prosthet Dent. 2004;91:349-55.
12. Altıntaş S. Farklı rezin simanların artık monomer salınımının ın vitro şartlarda incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2007.
13. Amaral R, Özcan M, BottinoMA, Valandrao LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. Dent Mater. 2005;1-8.
14. Amaral R, Özcan M, Valandro LF, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. Dent Mater. 2006;22:283-90.
15. Anusavıce KJ. Philips science of dental materials. 2003;21.
16. Anusavice KJ. Recent Developments in Restorative Dental Ceramics, JADA. 1993;124:72-84.
17. Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. Dent Mater. 1998;14:44-50.
18. Atalı E. Lazer nedir, Dentiss. 2007;2:22-25.
19. Ateş G. 5 Farklı dual-cure yapıştırıcı rezin simanın değişik kompozit ve porselen kalınlıkları altında polimerizasyon etkinliğinin karşılaştırılması. Ankara. H.Ü. DişHekimliği Fakültesi Protetik DişTedavisi A.D. Doktora Tezi, 2002.
20. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-okside ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J Prosthet dent. 2006;95:430-6.
21. Attia A and Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. J Prosthet Dent. 2004;91:247-52.
22. Awliya W, Oden A, Yaman P, Dennison JB and Razzoog ME. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. Acta Odontol Scand. 1998;56:9-13.
23. Aydın A. Investigation of Fractal Dimension on Atomic Force Microscopic Images. A thesis of Department of Physics of the Middle East Technical University. 2001.
24. Bailey LF, Bennet RJ. Dicor surface treatments for enhanced bonding. J Dent Resear. 1988;67:925–31.
25. Bancroft JD, Stevens A. Theory and practice of histological techniques, Churchill Livingstone, New York. 1996.
26. Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations. A literature review. J Prosthet Dent. 1990;63:619-26.
27. Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cement. J Oral Rehabil. 2002;29:546-52.

28. Barghi N. To silanate or not to silanate: making a clinical decision,Compend. Contin Educ Dent. 2000;21:659-64.
29. Bhaskar SN. Orban' s Oral Histology and Embryology. 8th Edition. The CV Mosby Company. London. 1976;45-104.
30. Biederman JD. Direct composite resin inlay. J Prosthet Dent. 1989;62:249-53.
31. Blatz M. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int. 2002;33:415- 26.
32. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2003a; 89:268-74.
33. Blatz MB, Sadan A, Arch GH Jr, Lang BR. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. J Prosthet Dent. 2003b; 89:381.
34. Blatz MB, Sadan A, Martin J. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely sintered hıgh purity zirconium oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. J Prosthet Dent. 2004;91:356-62.
35. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Correr L, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent. 2003;89:479–88.
36. Bourauel C, Frıes T, Drescher D, Plıetsch R.(). Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. Eur J Orthod. 1998;20:79–92.
37. Bozoğulları N. İki farklı tam seramik kor materyalinin baskı dayanıklılığı ve marjinal uyumu üzerine farklı marjinal dizayn ve taper açılarının etkisi. Konya, SÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü DoktoraTezi, 2007.
38. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. Dent Mater. 2010;26:38-49.
39. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. J Prosthet Dent. 1990;64:631–5.
40. Brunton PA, Cattell P, Burke T, Wilson NHF. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin bonded restorative materials. J Prosthet Dent. 1999;82:167-71.
41. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955;34:849-53.
42. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. J Adhes Dent. 2002;4:7–22.
43. Burke FJT, Qualtrough AJE and Hale RW. Dentin bonded all ceramic crowns: Current Status. JADA. 1998;129:455-60.
44. Burrow MF, Tagami J, Negishi T, Nikaido T, Hosoda H. Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. J Dent Res. 1994;73:522-8.
45. Calamia JR. Etched porcelain veneers: the current state of art. Quint Int. 1985;16:5–12.
46. Campagni WV, Preston JD, Reisbick MH. Measurement of paint-on die spacers used for casting relief. J Prosthet Dent. 1982;47:606-11.
47. Cardoso P, Braga R, Carrilho M. Evaluating of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. Dent. Mater. 1998;14:394-8.
48. Cardoso PEC, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. Adhesion Testing With The Microtensile Method: Effects Of Dental Substrate And Adhesive System On Bond Strength Measurements. J Adhes ive Dent. 2002;4:291–7.
49. Carvalho C. Efeito dos lases de Nd: YAG e de Er: YAG na adaptaçao das obturaçaos de canais radiculares: analise do selamento marginal apical. Master thesis scholl of dentistry, üniversidade estadual paulista, Sao Paula, Brazil. 1999.
50. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. J Dent. 2009;37:891–7.
51. Casuccia A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, Papacchini F, Ferrari M. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. Dent mater. 2010;2:751–60.
52. Cengiz T. Endodonti. 2. Baskı. İzmir, Ege Üniversitesi Matbaası. 1983;7-22.
53. Ceylan Ö, Aykent F. Farklı kor seramiklerin ışık geçirgenliğinin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Diş hek Fak Derg. 2009;18:247-54.

54. Chaiyabutr Y, McGowan S, Phillips KM, Kois JC, Giordano RA. The effect of hydrofluoric acid surface treatment and bond strength of a zirconiaveneering ceramic. J Prosthet Dent. 2008;100:194-202.
55. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strength of five luting agents to two CAD/CAM restorative materials and enamel. J Prosthet Dent. 2003;90:18-23.
56. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. J Dent. 1998 b;26:53-8
57. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. Oper Dent. 1998a;23:250-257.
58. Christensen GJ. Seating nonmetal crowns or fixed partial dentures with resin cement. J Am Dent Assoc. 1998;129:239-241.
59. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. Dent Clin N Am. 2004;48:751-70.
60. Cowan AJ, Wilson NH, Wilson MA, Watts DC. The application of ESEM in dental materials research. J Dent. 1996;24(5):375-7.
61. Craig RG. Restorative dental materials. St Louis, Mosby Yearbook. 1997;10:244-64.
62. Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S, Hornbrook DS. Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. Tokyo. Quintessence Pub Co Inc. 1994;155-297; 241-9.
63. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara, Güneş kitabevi. 2000;2-20.
64. De Munck J. An in vitro and in vivo study on the durability of biomaterial-tooth bond. Tez. Leuven, Belçika;2004.
65. Dederıch DN, Bushıck RN. Lasers in dentistry. J Am Dent Assoc. 2004;135:204–12.
66. Degrande M, Roulet JK Minimally Invasive Restorations with Bonding. Chicago, Quintessence Publishing Co Inc, 1997.
67. Dehoff PH, Anusavıce KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. Dent Mater. 1995;11:126-31.
68. Della Bona A and Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. J Dent Res. 1995;74:1591-6.
69. Della Bona A, Anusavice KJ Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. J Adhes Dent. 2000;2:305-13.
70. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JAA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. Int J Prosthodont. 2002a; 15:248-53.
71. Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. Int J Prosthodont. 2002b; 15:159-67.
72. Della Bona A, Borba M, Benetti P, Cecchetti D. Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. Braz Oral Resear. 2007a; 21:10–5.
73. Della Bona A, Donassollo TA, Demarco FF, Barrett AA, Mecholsky Jr JJ. () Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. Dent Mater. 2007b;23:769–75.
74. Della Bona A, Van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. Am J Dent. 1998;11:276-80.
75. Demirel F, Yüksel G, Muhtaroğlulları M, Çekiç C. Effect of topical flourides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. Int J Periodontics Restorative Dent. 2005;25:277–81.
76. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. Int J Prosthodont. 2001;13:131-5.
77. Dıocıaıutı M, Bordı F, Motta A, Carosı A, Molınarı A, Arancıa G, Coluzza C. Aggregation of Gramicidin A in Phospholipid Langmuir–Blodgett Monolayers. Biophys J. 2002;82:3198–3206.
78. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Currentstatus of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 1999;81:135-41.
79. Didier D, Spreafico R. Adhesive metal free restorations. Quintessence Publishing Co. London. 1999;192-7.
80. Dietschi D, Maeder M, Meyer JM, Jacques H. In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. Quintessence Int. 1990;21:823-31.
81. Dietschi D, Magne P, Holz J. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. Quintessence Int. 1994;25:659-74.
82. Dijken JWV. All-ceramic restoration: Classification and clinical evaluation, Compend Contin Educ. 1999;20(12):1115-26.

83. Dilber E. Farklı yüzey işlemelrinin mine ve dentinin mineral içeriğine ve bağlantısına olan etkisi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 2012.
84. Doğan M. Kimyada nanoteknoloji devri. Kimya Teknol. Derg. 2005;57:8.
85. Donovan TE, Cho GC. Contemporary evaluation of dental cements. Compend Contin Educ Dent. 1999;20:197-220.
86. Dörterler E. Zikonyum oksit esaslı seramik sistemlerinde lazerle yapılan pürüzlendirmenin bağlantı gücüne etkisi. Ankara. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, 2007.
87. Duke ES. The introduction of a new class of composite resin: ceromers. Compendium. 1999;20:246-7.
88. Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, RoanJD Jr, Cohen KS. Techniques to improve the seating of castings. JADA. 1978;96:432-7.
89. El Zohaıry AA, de GEE AJ, de Jager N, van Ruıjven LJ, Feılzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. J Dent Res. 2004;83:420-4.
90. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. Dent Mater. 2003;19(7):575-83.
91. El-Mowafy OM, Rubo MH, El-Bradley WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. Oper Dent. 1999;24:38-44.
92. El-Mowafy OM, Rubo MH. Resin-bonded fixed partial dentures-a literature review with presentation of a novel approach. Int J Prosthodont. 2000;13:460-7.
93. Ergün G. Restoratif Kompozitlerin Farklı Işık Kaynakları Kullanarak Cam Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Materyaline Bağlantı Dirençlerinin İncelenmesi. Samsun, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, 2005.
94. Erıckson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper Dent. 1992;5:81–94.
95. Ersu B, Yuzugullu B, Yazici AR, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. J dent. 2009;37:848–56.
96. Ertuğrul HZ, İsmail YH. An in vitro comparison of cast metal dowel retention using various luting agents and tensile loading. J Prosthet Dent. 2005;93:446-52.
97. Eskimez Ş, İzgi AD. Adeziv köprüler ve klinik uygulamaları. Quintessence yayıncılık ltd şirketi. 2008.
98. Estafan D, Dussetschleger F, Estafan A, Jia W. Effect of prebonding procedures on shear bond strength of resin composite to pressable ce-ramic. Gen Dent. 2000;48:412-6
99. Ferracane JL. Lippincott, Williams&Wilkins. Mater dent. 2001;2.
100. Ferrari M, Cagidiaco MC, Borracchini A, Bertelli E. Evaluation of a chemical etching solution for nickel–chromium–beryllium and chromium–cobalt alloys. J Prosthet Dent. 1989;62:516–21.
101. Fıscher J, Grohmann P, Stawarczyk B.. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. Dent. Mater. 2008;27:448-54.
102. Filser F, Koocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Realibility and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). Int J Computerized Dent. 2001;4:89-106.
103. Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Hıckel R. Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. Dent Mater. 1998;14:186–93.
104. Fradeani M, Aquilano A. Clinical experience with empress crowns. Int J Prosthodont. 1997;10:241-247.
105. Frankenberger R, Kramer N and Sindel J. Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations restorations. Oper Dent. 2000;25:209-15.
106. Fusayama T, Ide K, Hosada H. Relief of resistance of cement of full cast crowns. J Prosthet Dent. 1964;14:95-106.
107. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999;27:89-99.
108. Garber DA, Goldstein RE. Tooth preparation. In: Porcelain & Composite inlays & Onlays: Esthetic posterior restorations. Hong Kong, Quintessence Pub Co Inc. 1994;38-55.
109. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. J Dent. 1994;22:247-51.
110. Gemalmaz D, Özcan M, Yoruç AB, Alkumru HN. Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. J Oral Rehabil. 1997;24:646-51.

111. Gemalmaz D. Use of heat-pressed, leucite-reinforced ceramic on anterior and posterior onlays: a clinical report. J Prosthet Dent. 2002;87:133-5.
112. Giardano RA. Dental ceramic restorative systems. Compend Contin Edu Dent. 1996;17:779-94
113. Gladwin M. Bagby M. Clinical aspects of dental materials,Wolters Kluwer Co, Philadelphia. 2000.
114. Goldstein J, Newbury D, Joy D, Lyman C, Echlin P, Lifshin E, Sawyer L, Michael J. Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis. 3rd Edition. USA, Springer. 2003;297.
115. Goracci G () Quality of bonding agents: A SEM study In 'Bologna international symposium'. London. 1996;4-15.
116. Gökay O, Yılmaz F, Akın S. Saklama solüsyonlarının kompozit rezinlerin mikrosızıntısı üzerine etkileri. T Klin J Dental Sci. 1998;4:41-7.
117. Gökçe B, Özpinar B, Dündar M, Çömlekoglu E, Sen BH, Güngör MA. Bond Strengths of All Ceramics: Acid vs Laser Etching. Oper dent. 2007;32(2):168-73.
118. Grüninger A, Hugo B, Stassinakis A, Hotz P. Das celay system, Schweiz Monatsschr Zahnmed. 1996;106:127-35.
119. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater. 2004;20:449-56.
120. Guler AU, Yilmaz F, Yenisey M, Guler E, Ural C. Effect of acid etching time and a self-etching adhesive on the shear bond strength of composite resin to porcelain. J Adhes Dent. 2006;8:21–25.
121. Gutknecht N, Zimmerman, Lampert F. Lasers in periodontology: state of the art. J Oral laser appl. 2001;1:169-79.
122. Güner K. İki farklı güçye uygulanmış Er: YAG lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerine self-etch ve total-etch olan üç farklı rezin siman ile bağlanan porselen yüzeylerinin in vitro bağlanma dayanımı. İstanbul, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2009.
123. Gür E. Tam seramik materyalleri ile rezin simanlar arasındaki bağlanma dayanımının incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2006.
124. Hacker CH, Wagner WC and Razzoog ME.An in vitro investigation of the wear of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. J Prosthet Dent. 1996;75:14-17.
125. Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues AL. Influence Of Cross Head Speed On Resin Dentin Shear Bond Strength. Dent Mater. 2001;17:165–9.
126. Hargreaves KM, Goodis HE. Seltzer and Bender's Dental Pulp. China, Quintessence Publishing Co, Inc. 2002;63-93.
127. Harris DM, Pick RM. Laser Physics. In: Misserandino LJ, Pick RM, ed. Lasers in Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc. 1995;27-38.
128. Harris DM, White JM, Goodis H, Arcoria CJ, Simon j, Carpenter WM. Selective ablation of surface enamel caries with a pulsed Nd: YAG dental laser. Lasers Surg Med. 2002;30(5):342-50.
129. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. J Dent Res. 2000;79:1385-91.
130. Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T and Murata Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. Dent Mater. 1992;8:238–40.
131. Hayashi M, Miura M, Nishimura N, Takeshige F, Ebisu S. Effect of cavity form and setting expansion of refractory dies on adaptability of fired ceramic inlays. Oper Dent. 2000;25:33-39.
132. Hegedüs C, Bıstey T, Flo'ra-nagy E, Keszthelyı G, Jenei A. An atomic force microscopy study on the effect of bleaching agents on enamel surface. J Dent. 1999;27:509–15.
133. Heintze SD. Bridges made of all ceramic material (IPS Empress 2), indication, clinical aspects, prognosis, Ivoclar,-Vivadent-Report. 1998;12.
134. Hewlett ER. Esthetic restorative materials In 'Contemporary esthetic dentistry: Practice fundamentals'. Quintessence Pub Co Inc. Tokyo. 1994;57-83.
135. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. Lasers Surg Med. 1989;9:338-44.
136. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM- Fillings of the future. Int Dent J. 1997;47:247-58.
137. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V.A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empressglass ceramics. J Biomed Mater Res. 2000;53:297-303.

138. Holand W. Materials science Fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic. Ivoclar-Vivadent-Report. 1998;12.
139. Hooshmand T, Van Noort R and Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. Dent Mater. 2002;18:179-88.
140. Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in vitro. J Oral Rehabil. 2003;30:515-21.
141. Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Proc-era. Dent Mater. 2004;20:498-508.
142. Inokoshi S, Harada N, Nakaoki Y, Nikaido T, Urabe I, Sano H. Quality of bonding agents: Adhesion mechanism In 'Bologna international symposium'. London. 1996;18-34.
143. IPS e.max Press System. Scientific documantations. Schaan, Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent. 2005.
144. IPS Empress Esthetic System. Scientific documantations. Schaan, Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent. 2012.
145. IPS Empress. Instructions for use Empress® Esthetic IPS. Schaan/ Liechtenstein, Ivoclar Vivadent AG. 2006.
146. ISO Technical Report 11405. Guidance on testing of adhesion to tooth structure. 1994;1:15.
147. ISO/TS 11405. Dental Materials – Testing of adhesion to tooth structure, Second edition, Geneva, Switzerland, 2003.
148. Ivoclar Vivadent, IPS Empress System-the original. Scientific Documentation. 2005.
149. Javid AH, Hassani AH, Golshan G. Selective removal of heavy metals from ferric chloride caused by etching processes by using sulfide precipitation. J Environ Sci Technol. 2004;20.
150. Jedynakiewicz NM, Martin N. The effect of surface coating on the bond strength of machinable ceramics. Biomaterials. 2001;22:749–52.
151. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. Dent Clin North Am. 1998;42:613–27.
152. Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics, Saunders, Philadelphia. 1971.
153. Jones DW, Ceram FI. Development of dental ceramics; An historical perspective. Dent Clin North Am. 1985;29:621-44.
154. Jordan RE. Composite tooth color In 'Esthetic composite bonding techniques and materials'. Mosby Toronto. 1992;81-84,.
155. Josephine F, Esquivel U, Henry Y, Jack J, Mark Y, Kenneth JA, In Vivo Wear of Enamel by a Lithia Disilicate–Based Core Ceramic Used for Posterior Fixed Partial Dentures: First-Year Results. Int J Prosthodontics. 2006;19:391–96.
156. Jung H, Friedl H, Hiller A, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. Clin Oral Invest. 2001;5:156-61.
157. Kamada K, Yoshida K and Atsuta M. Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. J Prosthet Dent. 1998;79:508-13.
158. Kantola S. Lasers-induced effects on tooth structure: V. Electron probe microanalysis and polarized light microscopy of dental enamel. Acta odontal scand. 1972;30:475-84.
159. Kara E. Minedeki deneysel yüzeyel demineralizasyon üzerine Er: YAG lazer ve bazı koruyucu uygulamaların etkileri. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2011.
160. Kara H B, Dilber E, Koc O, Ozturk A N, Bulbul M. Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. Lasers Med Sci. 2012;2:267-72.
161. Kara HB. Ağartma ajanlarının, seromer ve porselenlerin renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2010.
162. Karu T. The science of low power laser therapy. Amsterdam, The Netherlands, Gordon and Breach, 1998.
163. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. J. Oral Rehabil. 2000;27:103–10.
164. Kato H, Matsumura H, Tanaka T and Atsuta M. Bond strength and durability of porcelain bonding sysytems. J Prosthet Dent. 1996;75:163-8.
165. Kedici PS. Tam seramikler, TDB Derg. 2002:71:78-80.
166. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. J Prosthet Dent. 1996;75:18-32.

167. Kern M and Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. J Prosthet Dent. 1995;73:240-9.
168. Kern M, ThompsonVP. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. Dent Mater. 1993;9:151-61.
169. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater. 1998;14:64-71.
170. Kocabalkan E ve Dönmez F. Üç farklı rezin inley uygulamasının mikrosızıntı açısından karşılaştırılması. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg. 1994;4:58-63.
171. Koçak A. Cercon smart sistemi ile posterior köprülerin klinik takibi. İstanbul, MÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2006.
172. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater. 1999;15:426-33.
173. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. Am J Dent. 2000;13:60-76.
174. Krejici I, Krejici D and Lutz F. Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years. Quint Int. 1992;23:181-6.
175. Krejici I, Lutz F and Reimer M. Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. J Dent. 1993;21:39-46.
176. Kuybulu EO. Metal desteksiz adeziv köprülerin mekanik direncinin in-vitro olarak incelenmesi. İstanbul, Marmara Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2005.
177. Kümbüloğlu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. Bonding of resin composite to zirconium by two air particle methods. Oper Dent. 2006;31:248–55.
178. Kümbüloğlu O, Lassila LVJ, User A, Toksavul S and Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. J Oral Rehabil. 2005;32:128-133.
179. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pahley DH. Microtensile Bond Strengths To Sclerotic Dentin Using A Self-Etching And A Total-Etching Technique. Dent Mater. 2002;18:359–69.
180. Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG, Dellinges M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. J Prosthet Dent. 1988;60:288–91.
181. Lee SZ, Zum Gahr KH. Surface treatments of Al_2O_3 ceramics by CO_2 lasers. Materialwissenschaft und Werkstofftechnik. 1992;23:117–23.
182. Leinfelder KF. Historical perspective and comparison of posterior restorations In 'Porcelain & Composite inlays & Onlays esthetic posterior restorations' Quintessence Pub Co Inc Hong Kong. 1994;13-21.
183. Li R, Ren Y, Han J. Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. Hua. Xi. Kou. Qiang. Yi. Xue. Za. Zhi. 2000;18:377–9.
184. Libby G, Arcuri MR, La Velle WE, Hel L () Longevity of fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 1997;78:127-31.
185. Linde A, Goldberg M. Dentinogenesis. Crit Rev Oral Biol Med. 1993;4:679-728.
186. Lorente MC, Scherrer SS, Rıchard J, Demellayer R, Amez-droz M, Wıskott HWA. Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet Sand. Dent Mater. 2010;26:1035-42.
187. Lu YC, Tseng H, Shih YH, Lee SY. Effects of surface treatments on bond strength of glass-infiltrated ceramic. J Oral Rehabil. 2001;28:805-13.
188. Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. Dent Mater. 2006;22:195-200.
189. Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorationsin the anterior dentition: a biomimetic approach. Quint Pub Co Inc. 2002;8.
190. Mak YF, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. Dent Mater. 2002;18:609-21.
191. Marshall GW, Marshall SJ, Kınney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. J Dent. 1997;25(6):441–58.
192. Martınez-Gomıs J, Bızar J, Anglada JM, Samso J, Peraıre M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. Int J Prosthodont. 2003;16:74–7.
193. Mason PN, Ferrari M, Cagıdıaco MC, Davıdson CL. Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. J Dent. 1996;24(3):217–22.
194. Mc Lean J W and Odont D. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001;85:61-66.

195. Mc Lean JW The science and art of dental ceramics, Quintessence Pub Co Inc Chicago, 1979; 1st Edition.
196. Mc Lean JW. Evoluation of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001;85:61-6.
197. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics Vol I. Quintessence Publishing Co Inc, Chicago, Berlin, Rio de Jeneiro, Tokyo, 1980.
198. Mc Lean JW. The science and art of dental ceramics, Quintessence Pub Co Inc Chicago, 2nd Edition. 1979:21-44
199. McCabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials. 9th ed. Blackwell Publishing, Oxford. 2008;4.
200. McCabe JF. Applied Dental Materials. Seventh ed., Mass Publishing Co, Egypt. 1994.
201. Mehta D. Shetty R. Bonding to Zirconia: elucidating the confusion. Int Dent Sa. 2010;12(2):46-52.
202. Meister J. Basic research. In Gutknecht N, Apel C, Bradley P, Eduardo CP, Featherstone JDB, Frentzen M, Ishikawa I, Lampert F, Meister J, Nammour S, Powell L, Rocca JP, Romanos G, Sculean A, Stabholz A, Todea C, Tuner J, Oliveira ME, Franzen R, Hessbrüggen U, Mir M, Vanweersch L. Proceeding of the 1stınternational workshop of evidence based dentistry on laser in dentistry. Quintessence Publishing Co. Ltd. 2007;1:3-31.
203. Melo, R.M., Valandro, L.F., and Bottino, M.A. (). Mi-crotensile bond strength of a repair composite to leucite-reinforced feldspathic ceramic. Braz Dent J. 2007;18:314–19.
204. Memikoğlu M. Tam seramik posterior sabit parsiyel restorasyonların in-vitro ve in-vivo uygulanabilirliği ve sınırlamaları yönünde incelenmesi. Ankara. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 1997.
205. Mıronov VL. Fundamentals of Scanning Probe Microscopy. The Russian Academy of Sciences Institute of Physics of Microstructures. Nizhniy Novgorod. 2004.
206. Mıserendıno LJ, Pıck RM. Lasers in Dentistry, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illionis. 1995.
207. Milleding P, Örtengren U and Karlsson S. Ceramic inlay systems: Some clinical aspects. J Oral Rehabil. 1995;22:571-580.
208. Mitchem JC. The use and abuse of aesthetic materials in posterior teeth. Int J Dent. 1988;38:119-25.
209. Molin M and Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. Acta Odontol Scand. 1993;51:201-6.
210. Moll K, Frıtzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: Effect of testing method and operator. Quint Int. 2004;35(10):845–52.
211. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure paramaters of IPS Empress porcelain. Int J Prosthodont. 1994;7:549-53.
212. Nagayassu MP, Shintome LK, Uemura ES, Araujo JEJ. Effect of surface treatment on the shear bond strength of a resin-based cement to porcelain. Braz Dent J. 2006;17:290–5.
213. Nakabayashi N and Pashley DH. Properties of dentin In 'Hybridization of dental hard tissues', Quintessence Pub Co Inc. Tokyo. 1998;21-36.
214. Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami J, Pashley DH. Effect of moist vs. dry bonding to normal vs. caries-affected dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus. J Dent Res. 1999;78:1298-303.
215. Nayır E. Dişhekimliği maddeler bilgisi. Yedinci baskı. Ðstanbul, ÐÜ DişHek Fak. 1999;131-45.
216. Naylor P. Introduction to metal ceramic technology, Quintessence Pub Co Inc. Carol Stream, Illinois.1992.
217. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchı S, Cox CF, Hıckel R, Tagamı J. Evaluation of thermal cycling and mechanical and loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. Dent Mater. 2002;18(3):269–75.
218. Nothdurft FP, Motter PJ, Pospiech PR. Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. Clin Oral Investig. 2009;2:229-35.
219. O'Brien W J. Dental materials and their selection, Quintessence Pub Co Inc. 1997;2.
220. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd Ed. Chicago, Quintessence Pub Co Inc. 2002;210-21.
221. O'Brien WJ. High expension feldspar porcelain and magnesia core materials. Ceramic Engineering and Science Proceedings. 1985;6:10-8.
222. Oguyinka A. The bond of two adehesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces. J Oral Rehabil. 2000;27:394-402.
223. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? Int Dent J. 1993;43:492-8.

224. Osorio E, Toledano M, Silveira B, Osorio R. Effect of different surface treatments on In-Ceram Alumina roughness. An AFM study. J dent. 2010;38(2):118-22
225. Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. Dent mater. 2009;3:392-9.
226. Oyar P. Farklı Diş Preperasyonlarının Metal Destekli ve Tam Seramik Kronlarda Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi. Ankara. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, 2002.
227. Ölmez A, Öztaş N, Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. Quint Int. 1998;29:725-9.
228. Özcan M and Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. Dent Mater. 2003;19:725-31.
229. Özcan M, Nıjhuıs H, Valandro LF. Effect of Various Surface Conditioning Methods on the Adhesion of Dual-cure Resin Cement with MDP Functional Monomer to Zirconia after Thermal Aging. Dent Mater. 2008;27(1)99-104.
230. Öztürk AN. Farklı seramik inleylerin direkt, indirekt ve klasik tekniklerle dentine bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, 2001.
231. Öztürk B, Öztürk N, Özer F, Şengün A. Kompozit ve seramik inleyler ile direk kompozit restorasyonların marjinal sızıntılarının karşılaştırılması. A.Ü.DişHek.Fak.Derg. 2003;30:177-85.
232. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA,Tay F. The microtensile bond test: a review. J Adhes Dent. 1999;1:299-309.
233. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. Dent Mater. 1995;11:117-25.
234. Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual-cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Ankara, HÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2005.
235. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literatüre. J Dent. 2000;28:163-77.
236. Phrukkanon S, Burrow MF and Tyas MJ () a Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. Dent Mater. 1998;14:120-8.
237. Phrukkanon S, Burrow MF and Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. Dent Mater. 1998;14:212-221.
238. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorenson JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. Oper Dent. 2005;30:382-8.
239. Platt JA. Resin cements: into the 21st century. Compend Contin Educ Dent. 1999;20:1173 -6, 1178, 1180-2; quiz 1184.
240. Powers JM, Sakaguchı RL. Craig□s restorative. Dent Mater. 2006;18.
241. Prati C, Chersonı S, Mongıorgı R, Montanarı G, Pashley DH. Thickness and morphology of resin infiltrated dentin layer in young, old and sclerotic dentin. Oper Dent. 1999;24:66-72.
242. Proenca JP, Erhardt MCG, Valandro FL, Aceves GG, Carmona MVB, BottinoMA. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. J Prosthet Dent. 2006;96:412-7.
243. Qualtrough AJE, Pıddock V. Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. Dent. Update. 1999;26(2):65–72.
244. Qualtrough AJE, Wılson NHF and Smıth GA. The porcelain ınlay: A historical view. Oper Dent. 1990;15:61-70.
245. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. Am J Dent. 1991;4:231-6.
246. Reyto R. Lasers and air abrasion. New modalities for tooth preparation. Dent Clin North Am. 2001;45:189-206.
247. Rinke S, Hüls A. Copy-milled aluminous core ceramic crowns: A clinical report. J Prosthet Dent. 1996;76:343-6.
248. Robbins JW, Fasbinder DJ. Esthetic inlays and onlays, In: JB Summit, JW Robbins, TJ Hilton, RS Schwartz, editors. Fundamentals of operative dentistry, a contemporary approach. Illionis, Quintessence Publishing Co Inc. 2006;514-37.
249. Rodriguez-Vilchis LE, Contreras-Bulnes R, Olea-Mejia OF, Sanchez-Flores I, Centeno-Pedraza C. Morphological and structural changes on human dental enamel after Er:YAG laser irradiation: AFM, SEM, and EDS evaluation. Photomed Laser Surg. 2011;29:493 -500.

250. Rosenblum MR, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128:297-307.
251. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. J Prosthet Dent. 1998;80:280–301.
252. Rosentritt M. Kolbeck C. Handel G. Schneider feyrer S. Behr M. Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. Clin Oral Invest. 2011;15:1007-12.
253. Roulet JF, Soderholm KJM and Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. J Dent Res. 1995;74:381-7.
254. Roulet JF and Degrange M. Adhesion: The Silent Revolution In Dentistry, Quintessence Publishing Co Inc. Tokyo. 2000.
255. Roulet JF. Degradation of Dental Polymers, Karger Publications, Basel; New York. 1987.
256. Saıto A, Komıne F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strengths of layered veneering porcelains to zirconia and metal. J Prosthet Dent. 2010;104:247-57.
257. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength: Evaluation of a microtensile bond test. Dent Mater. 1994;10:236-40.
258. Saraçoğlu A, Cura C, Çötert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. J Oral Rehabil. 2004;31:790-7.
259. Sarıdağ S. İnley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarının incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. 2007.
260. Sarıkaya IB. Farklı Porselen Materyallerinde Polisaj Tekniklerinin Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Stabilitesi Üzerine Etkilerinin İncelenmesi. Samsun, Ondokuz Mayız Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2007.
261. Say EC, Karakaya S, Soyman M, Özer F, Tagami J. Self-etch sistemler ile hibridizasyon;SEM çalısması. Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 2003;27:7-11.
262. Saygılı G, Sahmalı S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramicmaterials. J Oral Rehabil. 2003;30:758–64.
263. Scheibenbogen A, Manhart J, Kremers L, Kunzelmann KH, Hickel R. Two year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. J Prosthet Dent. 1999;82:391-7.
264. Schmage P, Nergiz I, Herrmann W, Ozcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. Am J Orthod Dentofac. 2003;123:540-6.
265. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesive. Dent Mater. 1998;14:194-201.
266. Schwartz RS, Summit JB, Robbins W, Santos JD. Fundamentals of operative dentistry. USA:Quintessence Publishing Co, Inc. 1996;141-86.
267. Schweiger M, Holand W, Frank M, Drescher H and Rheinberger V. IPS Empress 2: A new pressable high-glass ceramic for esthetic all-ceramic restoration, QDT. 1999;143-51.
268. Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehec K, Seiss M, Walther UI, Hickel R, Reichl RX. In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. J Dent. 2005;33:49-55.
269. Semmelmann JO, Kulp PR. Silane bonding porcelain teeth to acrylic. J Am Dent Assoc. 1968;76:69–73.
270. Sensi LG, Lopes GC, Monteıro S, Baratıerı LN, Vıeıra LC. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. Oper Dent. 2005;30(1):63-68.
271. serc.carleton.edu(CarletonCollegeScienceEducationResourceCenter).Erişim:http://serc.carleton.edu/research_education/geochemsheets/index.html Erişim Tarihi: 19.09.2010
272. Sevük Ç, Gür H, Akkayan B. Copy-milled all-ceramic restorations: Case reports, Quintessence Int. 2002;33:353-7.
273. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd ed. Chicago, Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. 1997;2:11-6;24:433-54.
274. Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo C de P, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. Photomed Laser Surg. 2007;25:291–6.
275. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. J Dent Res. 1999;78:699-705.

276. Sılıkas N, Watts DC, England KER, Jandt KD.Surface finestructure of treated dentine investigated with tapping mode atomic force microscopy (TMAFM). J Dent. 1999;27:137–44.
277. Sılverıa BLD, Paglıa A, Burnett LH, Shınkaı JRRSA, Eduardo CDP, Spohr AM. Micro-Tensile Bond Strength Between a Resin Cement and an Aluminous Ceramic Treated with Nd:YAG Laser,Rocatec System, or Aluminum Oxide Sandblasting. Photomed Laser Surg. 2005;23(6):543–8.
278. Siervo S, Bandettini B, Siervo P, Falleni A, Siervo R. The Celay system: A comparison of the fit of direct and indirect fabrication techniques. Int J Prosthodont. 1994;7:434-9.
279. Sorensen JA, Engelman MJ, Torres TJ, Avera SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain. Int J Prosthodont. 1991;4:17-23.
280. Spohr AM, Borges GA, Junior LH, Mota EG, Oshima HM. Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or alu-minum oxid sandblasting and its bond strength to a resin cement. Photomed Laser Surg. 2008;26:203–8.
281. Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Zıskınd D, Stabholz A. The use of lasers in dentistry: Principles of operation and clinical applications. Compendium. 2003;24(12):935-48
282. Studer S, Lehner C, Brodbeck U and Scharer P.Short term results of IPS Empress inlays and onlays. J Prosthod. 1996;5:277-287.
283. Sturdevant JR, Lundeen TF, Studer TB. Clinicalsignificance of dental anatomy, histology, physiology and occlusion. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. Sturdevant's art & science of operative dentistry. 4th Ed. St. Louis, Mosby. 2002;2:22-31.
284. Sudsangiam S. VanNoort R. Do dentin bond strength tests serve useful purpose?. J Adhes Dent. 1999;1:57-67.
285. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. Dent Mater. 2006;22:778-84.
286. Suzuki M, Jordan RE and Boksman L. Posterior composite resin restoration clinical considerations In 'Posterior composite resin dental restorative materials'. Ed. by G Vanherle, DC Smith. St Paul Minnesota USA. 1985;455-64.
287. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. Quintessence Int. 1995;26:95-110.
288. Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısıüzerine etkisi. GÜ DişHek Fak Derg. 2005;22:163-8.
289. Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Şand Şiranlı A. Tam seramik restorasyonlar. Akademik Dental Diş Hek Derg. 2004;6(2):32-37.
290. Tak Ö. İki Farklı Polimerizasyon Mekanizmasına Sahip Rezin Simanların Pulpa Odasına Diffüze Olan HEMA Miktarının İncelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2008.
291. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. Dent Mater. 2000;16:180-7.
292. Teıxerıa ECN, Thompson JI, Pıascık JR, Thompson JY. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. J Esthet Restor Dent. 2005;17:172–82.
293. Ten Cate AR. Oral Histology: Development, structure and function. 4th Edition, St Louis: Mosby Year Book. 1994;169-217;213-27.
294. Tholt B, Mıranda-Junıor W.G, Prıolı R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. Oper Dent. 2006;31:442–9.
295. Thordrup M, Isidor F and Hörsted-Bindslev P.Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an in vitro study. J Dent. 1994;22:147-53.
296. Tinschert J, Natt G, Maustsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate alumina and zirconia based three unit fixed partial dentures: A laboratory study. Int J Prosthodont. 2001;13:420-24.
297. Tjan AHL, Bergh BH and Lidner C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. J Prosthet Dent. 1992;67:62-66.
298. Tsukakoshi M, Shinya A, Gomi H, Lassila LV, Vallittu PK, Shinya A. Effects of dental adhesive cement and surface treatment on bond strength and leakage of zirconium oxide ceramics. Dent Mater. 2008;27:159–71.
299. Türk E. Farklı seramik materyallerinin densitometrik analizi ve x-ışınının etkisinin değerlendirilmesi. Ankara, AÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2007.

300. Türkmen C, Sazak H, Günday M. Effects of the Nd:YAG laser, air-abrasion, and acid-etchant on filling materials. J Oral Rehabil. 2006;33(1):64–9.
301. Uludamar A, Akalın B, Kulak Özkan Y. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. Cumhuriyet Dent J. 2011;14(2):140-53.
302. Uludamar A. Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2007.
303. Uzun İ. Seramik ve kompozit rezin inley restorasyonların kenar sızıntısı ve bu restorasyonlarda kullanılan materyallerin renk değişimi yönünden in vitro olarak incelenmesi. Ankara, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Entitüsü Doktora Tezi, 2006.
304. Ülker M, Belli S. Self-Etch adezivlerle oluşturulmuşrezin-dentin ara yüzeylerine yapay yaşlandırmanın etkisi (sem çalışması). SÜ Dişhek Fak Derg, 2009;18:128-35.
305. Ülker M. Yapay yaşlandırma işlemlerinin self-etch adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarına ve bağlanma ara yüzeylerine etkisinin incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2006.
306. Üşümez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. J Prosthet Dent. 2003;90:24-30.
307. Üşümez A. Farklı asitler ve Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2001.
308. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA and Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. J Prosthet Dent. 2005;93:53-259.
309. Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Leite FP, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to silica-coated and silanized In-Ceram Zirconia before and after aging. Int J Prosthodont. 2007;20:70-2.
310. Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: a pilot study. J Prosthet Dent. 2004; 91: 241-6.
311. Valoıs CA, Sılva LP, Azevedo RB. (). Atomic Force Microscopy Study of Stainless-Steel and Nickel-Titanium Files. JOE 2005;31(12):882-85.
312. Van Meerbeck B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. Oper Dent. 2003;5,647-60.
313. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Landuyt KV, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. Oper Dent. 2003;28(3):215-35.
314. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. J Dent Res. 1992b;71:1530-40.
315. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Davidson CL, De Gee AJ, Lambrechts P, Braem M.Dual cure luting composites Part II: Clinically related properties. J Oral Rehabil. 1994:21:57-66.
316. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M and Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. Oper Dent. 1992a:5;111-24.
317. Van Meerbeek B, Perdigao J, Gladys S, Lambrechts P and Vanherle G. Enamel and dentin adhesives In 'Fundamentals of operative dentistry' Ed. by EM Solaro. Quintessence Pub Co Inc ıllınois. USA. 1996;141-86.
318. Van Noort R. Introduction to Dental Materials.Dental Ceramics. 2nd ed. St Louis, Mosby Yearbook. 2002;3:4.
319. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. Dent Mater. 1996;12:290-4.
320. Wall JG, Cipra DL. Alternatives crown systems. Dent Clin North Am. 1992;36:765-81.
321. Walshaw PR and McComb D () Clinical considerations for optimal dentinal bonding. Quintessence Int. 1996;27:619-25.
322. Watt IM. The principles and practice of electron microscopy, Cambridge University press, UK. 1996.
323. Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic composite bond strength. Int J Prosthodont. 2002;15:267-72
324. Whıtehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wılson NHF. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. J Oral Rehabil. 1995;22:421–7.
325. White SN, Yu Z. Film thickness of new adhesiveluting agents. J Prosthet Dent. 1992;67:782-5.

326. Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strength of composite to por-celain treated with new porcelain repair agents. Dent Mater. 1992;8:158-61.
327. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. Dent Mater. 2007;23:45-50.
328. Wood DJ, Bubb NL, Millar BJ, Dunne SM. Preliminary investigation of a novel retentive system for hydrofluoric acid etching resistant dental ceramics. J Prosthet Dent. 1997;78:275–80.
329. www.zirkonzahn.com/us/prettau zirconia.
330. Yaluğ S. Dentin adeziv sistemlerin gelişimi, kullanımı ve sınıflandırılması. G.Ü. Diş Hek Fak Derg. 1999;16(3):41–49.
331. Yamamoto H. Sato K. Prevention of dentalcaries by acousto-optically Q-switched Nd:YAG laser irradiation. J Dent Res. 1980;59(2):137
332. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II, GÜ Dişhek Fak Derg. 2005;22:49-60.
333. Yoshida K, Kamada K and Atsuta M. Effects of two silane coupling agents, a bonding agent, and thermal cycling on the bond strength of a CAD/CAM composite material cemented with two resin luting agents. J Prosthet Dent. 2001;85:184-9.
334. Yöndem İ. Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2006.
335. Yüksel E. Farklı yüzey özelliklerine sahip zirkonyum oksit ve farklı fabrikasyon yöntemleri ile üretilen veneer seramikleri arasındaki bağlantı değerinin fizik yeterliliğinin değerlendirilmesi. Ankara, HÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2011.
336. Yüksel G, Çekiç G, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. Atatürk Ünv Diş Hek Fak Derg. 2000;10:79-88.
337. Zaimoğlu A, Aksu E, Can G, Ersoy E. Diş hekimliğindfe maddeler bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. 1993;17.
338. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 20011;31.
339. Zhang Y, Lawn BR, Malament K. Damaging accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. Int J Prosthodont. 2006;19:442–8.

10. ÖZGEÇMİŞ

30.05.1984 tarihinde Nevşehir' de doğdu. İlk öğrenimini Nevşehir 20 Temmuz İlköğretim Okulu' nda, orta öğrenimini Nevşehir Anadolu Lisesi' nde, lise öğrenimini Özel Altınyıldız Lisesi' nde tamamladı. 2003 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi' ni kazandı. 2008 yılında mezun oldu ve aynı yıl Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı' nda doktora eğitimine başladı. Halen aynı anabilim dalında doktora öğrencisidir. Yabancı dili İngilizce' dir. Evlidir.