T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI MARJİNAL BİTİM TİPLERİNİN SERAMİK KRONLARIN KENAR SIZINTISINA ETKİSİ

Ceyda AKIN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. Özgür İNAN

KONYA-2014

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI MARJİNAL BİTİM TİPLERİNİN SERAMİK KRONLARIN KENAR SIZINTISINA ETKİSİ

Ceyda AKIN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. Özgür İNAN

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 12202020 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2014

ii. ÖNSÖZ

Mesleki eğitimimde bana yol açan, doktora tezimin hazırlanmasında ve klinik eğitimimde beni yönlendiren, değerli katkılarını ve desteğini esirgemeyen sevgili hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Özgür İNAN'a

Lisans ve lisansüstü eğitimim süresince değerli birikimlerini benimle paylaşan, desteğini her zaman hissettiğim eski tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Atilla Gökhan ÖZYEŞİL'e

Mesleki ve hayata dair her türlü bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım Sayın Doç. Dr. Müjde SEVİMAY'a

Doktora eğitimim sürecinde yakın ilgilerini ve paylaşımlarını esirgemeyen Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine, birlikte çalıştığım araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve personelimize,

Çalışma örneklerinin hazırlık aşamasındaki destekleri ve yardımlarından dolayı AS Dental Diş Laboratuvarı çalışanları ile Sayın Sıddık ÜNAL'a,

sonsuz teşekkürlerimi sunarım…

iii. İÇİNDEKİLER

Sayfa

1.GİRİŞ 1

1.1.Seramiğin Tarihçesi 2

1.2.Dental Seramikler 3

1.2.1.Dental Seramiğin Yapısı ve İçeriği 3

1.2.2.Dental Seramiklerin Sınıflandırılması 5

1.2.3.Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması 6

1.2.3.1.Metal Destekli Dental Seramikler 6

1.2.3.2.Konvansiyonel Feldspatik Seramikler 7

1.2.3.3.Kor Yapısı Güçlendirilmiş Seramikler 7

1.2.3.4.Dökülebilir Cam Seramikler 10

1.2.3.5.Isı ve Basınç Altında Şekillendirilen Cam Seramikler 11

1.2.3.6.Bilgisayar Yardımı ile Hazırlanan Seramikler 13

1.3.Tam Seramikler 18

1.3.1.Tam Seramiklerin Avantajları 18

1.3.2.Tam Seramiklerin Dezavantajları 19

1.3.3.Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları 19

1.3.4.Tam Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları 20

1.3.5.Tam Seramik Restorasyonlarda Marjinal Bitiş Dizaynı 20

1.4.Dental Simanlar 22

1.4.1.Rezin Simanlar 24

1.4.1.1.Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Rezin Simanlar 27

1.4.1.2.RelyX U200 28

1.4.1.3.Multilink N 29

1.5.Adezyon..... 30

1.5.1.Mine Dokusuna Adezyon 31

1.5.2.Dentin Dokusuna Adezyon 31

1.5.3.Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması 32

1.5.3.1.Total-etch Adeziv Sistemler 33

1.5.3.2.Self-etch Adeziv Sistemler 33

1.5.3.3.Cam İyomomer Adeziv Sistemler 33

1.5.3.4.Self Adeziv Sistemler 34

1.6.Mikrosızıntı 34

1.6.1.Mikrosızıntı Tespit Yöntemleri..... 37

1.6.1.1.Boyama Yöntemi 38

1.6.1.2.Radyoizotop..... 39

1.6.1.3.Nötron Aktivasyon Yöntemi..... 39

1.6.1.4.Basınçlı Hava Kullanımı..... 40

1.6.1.5.Elektrokimyasal Analiz 40

1.6.1.6.Taramalı Elektron Mikroskop Analizi..... 40

1.6.1.7.Bakteriyel Sızıntı……...40

1.6.1.8.Kimyasal Ajan Kullanımı……..……41

1.7.Termal Siklus Uygulaması……...41

2.GEREÇ VE YÖNTEM..... 43

2.1.Örneklerin Hazırlanması 46

2.2.Dişlerin Preparasyonu 46

2.3.Ölçü Alınması ve Çalışma Modellerin Hazırlanması..... 46

2.4.Seramik Örneklerin Hazırlanması 47

2.4.1.IPS Empress eMax Press Seramik Örneklerin Hazırlanması 47

2.4.2.Zirkonzahn Örneklerin Hazırlanması 50

2.5.Örneklerin Simantasyonu 53

2.5.1.RelyX U200 ile Simantasyon..... 54

2.5.2.Multilink N ile Simantasyon 55

2.6.Termal Siklus Uygulaması ve Örneklerin Boyanması……....55

2.7.İstatistiksel Analiz…….....58

3.BULGULAR 59

4.TARTIŞMA 67

5. SONUÇ ve ÖNERİLER..... 84

6.ÖZET..... 85

7.SUMMARY 86

8.KAYNAKLAR 87

9. EKLER..... 97

10. ÖZGEÇMİŞ..... 98

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

Al_2O_3: Alüminyum Oksit

BIS-GMA: Bisfenol A diglisidil metakrilat

°C: Santigrat Derece

CAD/CAM: Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture

CaO: Kalsiyum oksit

dk: Dakika

Gpa: Gigapaskal

HEMA: Hidroksi etil metakrilat

K_2O: Potasyum oksit

MPa: Megapaskal

MgO: Magnezyum oksit

ml: Mililitre

mm: Milimetre

mm^3: Milimetreküp

µm: Mikrometre

mW/cm^2: Miliwatt/santimetrekare

N: Newton

pH: Hidrojen iyonlarının konsantrasyonu

SiO_2: Silisyum dioksit

sn: Saniye

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

UDMA: Üretan dimetakrilat

Y_2O_3: Yitriyum oksit

Y-TZP: Yitriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali

ZrO_2: Zirkonyum dioksit

°: Derece

1.GİRİŞ

Geçmişten günümüze kadar restoratif diş hekimliğinin en önemli amacı kaybedilmiş olan doku bütünlüğünün tekrar sağlanması, fonksiyon ve fonasyonun iadesi ve estetiğin temini olmuştur. Bu nedenle seramik materyalinin diş hekimliğinde özel bir yere sahip olduğu söylenebilir. Diğer restoratif materyallere kıyasla birçok avantajı olmasının yanında hâlâ estetik olarak en tatmin edici sonuç seramik ile alınmaktadır. Seramikler inert olmaları, renk stabiliteleri, yüksek aşınma dirençleri, düşük ısı iletkenlikleri, biyouyumluluk ve estetik özelliklerinden dolayı diş hekimliği açısından etkileyici malzemelerdir (Lawn ve ark 2002, Vult ve ark 2005, Bayındır ve ark 2007). Rengi, ışık geçirgenliği, dokular ile uyumluluğu açısından günümüzde de seramiğin yerine başka bir materyal konamamıştır (Ural 2011). Sabit protetik restorasyonlarda, metal seramik sistemleri yaygın kullanıma sahiptir. Böylece belirli bir kalınlıkta hazırlanan metal alt yapı çiğneme kuvvetlerine karşı direnci arttırmakta ve üzerine uygulanan seramik ise estetiği sağlamaktadır (Narcisi 1999, Dündar ve ark 2003). Ancak bunlar, metal alt yapıdan kaynaklanan bir takım estetik dezavantajlara sahiptirler. Düşük çekme dayanımı ve kırılganlığından dolayı, porselenin fiziksel özelliklerini artırmak üzere geliştirilmiş olan metal destekli porselen sistemlerinde, metal altyapıdan dolayı, estetik ve biyolojik uyumluluk yeterince sağlanamamaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Bu yapı, porselenin ışık geçirgenliğini azaltarak ve metal iyon renklenmelerini ortaya çıkartarak porselenin estetiğini etkilemektedir. Ayrıca bazı hastalarda çeşitli metallere karşı lokal doku reaksiyonu ve alerji gelişebilmektedir (Rosenblum ve Schulman 1997).

Bu dezavantajları giderebilmek için son yıllarda yapılan çalışmalar, metal alt yapıya alternatif olabilecek, daha iyi estetik sağlayabilecek seramik altyapı malzemeleri üzerinde yoğunlaşmıştır. Sabit restorasyonlarda bu tür ihtiyaçları gidermek üzere metal desteksiz porselen sistemleri geliştirilmiştir. Günümüzde özellikle CAD/CAM (bilgisayar yardımı ile tasarım-bilgisayar yardımı ile üretim) teknolojisi üzerindeki gelişmeler belirgin derecede artmıştır. Yeni seramik formüllerinin sunumu, yeni nesil bonding ajanlarının ve prosedürlerinin kullanımı, rezin esaslı yeni yapıştırıcıların bulunması birçok problemin üstesinden gelinmesini sağlamış ve yeni sistemlerin kullanımını arttırmıştır. Bu konuda yapılan araştırmalar ve yeni sistemlerin arayışı halen devam etmektedir (Ural 2011).

Dişlere yapılan restorasyonlar sonrasında, mikrosızıntı var olan bir risk faktörüdür. Mikrosızıntı, diş hekimliğinde gelişen teknolojiye rağmen yapılan her çeşit restorasyonda önemli bir faktör olarak karşımıza çıkmaktadır (Ayyıldız ve ark 2009). Marjinal mikrosızıntı, ağıziçi sıvıların, mikroorganizmaların ve mikroorganizmaların metabolik ürünlerinin diş dokusu ve restorasyon arayüzünden difüzyonu sonucu oluşmaktadır (Murray ve ark 2002). Oluşan mikrosızıntının seviyesi birçok faktöre bağlıdır. Dental restorasyon, yapıştırıcı ajan ve diş yapısı arasındaki komplex ilişkinin mikrosızıntının seviyesini etkileyebildiği bilinmektedir (Rossetti ve ark 2008). Diş ve restorasyon arasındaki marjinal adaptasyon mikrosızıntıyı etkileyebilmektedir. Marjinal adaptasyonun yetersiz olması, bakteriyal plak için retansiyon alanları oluşturur ve bu da dolaylı olarak mikrosızıntıyı arttıran bir faktördür. Ayrıca diş ve restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan ajanlar da sızıntının derecesini belirleyen önemli bir faktördür Yapıştırıcı ajanların çözünürlüğünün fazla olması mikrosızıntının derecesini arttırmaktadır (Gu ve Kem 2003). Bu çalışmanın amacı, IPS eMmax ve Zirkon seramik ile üretilen restorasyonların, 2 farklı tip bitiş dizaynı ile bitirilen premolar dişlere, 2 farklı tip siman materyali ile yapıştırılarak, mikrosızıntının değerlendirilmesi ve karşılaştırılmasıdır.

1.1.Seramiğin Tarihçesi

Seramik sözcüğü Grekçe ‘Topraktan yapılmış’ anlamına gelen ‘keramikos’ sözcüğünden türetilmiştir. Dilimizde ‘Kil kökenli pişmiş materyal’ olarak tanımlanır. Seramiğin bir sanat dalı olarak var oluşu insanlık tarihinin var olmasıyla neredeyse eşittir. Şimdiye kadar elde edilmiş en eski seramik ürün M.Ö. 6000 yılına dayanmaktadır. Seramik tarihi insanoğlunun tarihi kadar eskidir. Tarih boyunca farklı formlarda, farklı medeniyetlerin içinde bazen çanak olarak, bazen kap olarak, bazen de süs eşyası olarak ya da oyuncak olarak ortaya çıkmıştır. İlk önce Asurlular tarafından kullanılan seramik, Çin’de oldukça geliştirilmiştir. Porselen ise 3000 yıldır geniş bir kullanımı olan seramiklerin, özel bir tipidir (Akın 1999). İtalyanca adı “Porcella” olan bir midye cinsine benzerliği nedeniyle bu adı alan porselenin terim olarak ilk kez Marco Polo tarafından Çin'den getirilen bu tür ürünler için kullanıldığı sanılmaktadır (Wikipedia 2007). Porselenin restoratif bir materyal olarak kullanılması, estetik diş hekimliğinde yeni bir çağı başlatmıştır. Porselenin estetik diş hekimliğinde potansiyel kullanımının fark edilmesi ile birlikte, materyali dental

restorasyonlar için uygulanabilir hale getirmek amacıyla çeşitli modifikasyonlar ve geliştirmeler yapılmıştır (McLean 2001). 1723'te Piere Fauchard, diş ve gingival dokuların rengini taklit eden porselenlerle ilgili araştırmalarını başlatmış ancak ilk protetik tedaviyi kullanan, 1774 yılında Saint-Germanien-Laye yakınlarında Fransız eczacı Duchateu olmuştur. İlk porselen diş materyali patentini, 1789 yılında Fransız dişhekimi Chamont, Duchateu ile birlikte almıştır (Zaimoğlu ve ark 1993). İlk kişisel porselen dişler 1808 yılında Paris'te yerleşmiş İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe Angelo Fonzi tarafından üretilmiştir. Bu uygulamalarda porselen gözenekli yapıda ve kırılgandır. Gözeneksiz yapıyı ya da vakumda porselenin pişirilmesini 1949'da Alman Gatz başarmış ve pörözitesiz düzgün yapıda seramik elde etmiştir. Bu seramikler daha çok jaket kron ve pivo yapımında kullanılabilmiştir (Baydaş 2005). Estetik materyallerdeki, özellikle tam seramik kronların ışık geçirgenliği açısından elde edilen ilk büyük gelişme, Vines ve arkadaşları tarafından 1958' de gerçekleştirmiştir. Vines, vakumlu fırınlama veya düşük ısıda fırınlama için uygun porselen tozları geliştirmiştir. Weinstein ve arkadaşları, 1960'ların başında vakumlu fırınlama yoluyla porselenin altın alaşımlara bağlanmasını tespit etmiştir (Gürel 2004). 1965'te Mc Lean ve Hugh, çatlak ilerlemesini önlemek için, %40 ile %50 arasında alumina kristalleri içeren aluminyum porselen iç çekirdeğine sahip porselen jaket kuron geliştirmişlerdir. Böylelikle preparasyonu saran iç yüzeyin üzeri ilave porselenle kaplanarak yaklaşık 2 kat daha güçlendirilmiştir (Shillingburg ve ark 1997). 1980' lerde ve 90' ların başında hastaların daha fazla estetik sonuçlar talep etmeleri porselen sistemlerinin daha da gelişmesine neden olmuştur (Crispin ve ark 1994). Metal altyapının dezavantajları, araştırmacıları daha başka arayışlara yöneltmiştir. Bunun sonucunda, ışığın doğal dişe benzer şekilde kırılarak geçebildiği ve yansıyabildiği, metal altyapı içermeyen tam porselenler üretilmiştir (Hondrum 1992).

1.2.Dental Seramikler

1.2.1.Dental Seramiğin Yapısı ve İçeriği

Diş hekimliğinde kullanılan porselen, yapı olarak seramikçilerin kullandığı sert porselene çok yakındır. Çoğunlukla silikat yapılı olan seramik, bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle oksijenle yaptığı bir kombinasyondur (Zaimoğlu ve ark 1993, Akın 1999). Porselen malzemelerin çoğu;

silisyum, alüminyum, kalsiyum ve magnezyum gibi metallerin oksijenle bileşik yapmalarıyla oluşan oksitlerdir. Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent karakterdedir. Bu güçlü bağlar, seramiklerde stabilite, sertlik, sıcağa ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler sağlar. Aynı yapı seramiğe kırılganlık kazandırdığından sakıncalı bir durum ortaya çıkmasına neden olur (Akın 1999).

Diş hekimliğinde kullanılan porselen, içine lösit kristalleri ($KAlSi_2O_6$) yerleştirilmiş erime ısısı düşük bir camdır. Ana yapı taşları feldspar (K_2O-$Al_2O_6SiO_2$), kuartz (Silika, SiO_2) ve kaolin (Al_2O_3- $2SiO_2$- $2H_2O$)' dir. Bu yapı, "triaksiyel" porselen kompozisyonu olarak adlandırılmaktadır (Kelly ve ark 1996, Powers ve Sakaguchi 2006).

Feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$): Potasyum veya Sodyum Alümina silikattır. 1100 °C - 1300 °C arasında erir. Seramik içerisinde camsı bir yapı oluşturur ve quartzın tutunması için matriks görevi görür. Seramiğe belirli bir şeffaflık verir ve ısıya daha dayanıklı bileşenleri tutan, bağlayan camlaşmış bir siman görevi görür. Eridikten sonra camsı ve yüksek viskoziteli, parlak bir madde haline gelir (Zaimoğlu ve ark 1993). Minimum %60 civarında orana sahiptir (Coşkun ve Yaluğ 2002).

Quartz (SiO_2): Quartz tamamen Silis (SiO_2)' den oluşur. Silika yapısında olan quartz dental porselenlerde desteklik görevi yapar ve büzülmeyi ayarlar. Kütleye stabilite sağlayarak dayanıklılığını arttırır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Zaimoğlu ve ark 1993, Mc Lean 2001). Porselen kitlesine destek görevi yapan ve pişme sonucu meydana gelen büzülmeleri önleyen quartz 1700 °C'de erir (Zaimoğlu ve ark 1993). Yapı içinde doldurucu görevi yapar. %10-30 oranında bulunur (Craig 1993).

Kaolin ($2H_2OAl_2O_32SiO_2$): 1800 °C de eriyen kaolin, bir alüminyum hidrat silikatıdır. Opak olduğundan çok az miktarda kullanılır. Isıya oldukça dayanıklıdır. Porselen hamuruna elastikiyet verir. Adeziv özelliğinden dolayı su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelir, quartz ve feldspar için bağlayıcı ve opaklaştırıcı olarak kullanılır. Aynı zamanda seramiğin işlenebilirliğini kolaylaştırır (Zaimoğlu ve ark 1993).

Renk pigmentleri: Dental porselenlerde kullanılan feldspar nispeten saf ve renksiz olduğu için doğal diş tonunu taklit edebilecek renkte restorasyonlar üretebilmek için

porselenin yapısına renk pigmentleri ilave edilir. Kullanılan pigmentler porselenin erime ısısında stabil kalabilen metal oksitlerdir (McCabe 1994). Örneğin; demir ve nikel oksit, kahverengi; bakır oksit, yeşil; titanyum oksit, sarı kahverengi; manganez oksit, lavanta ve kobalt oksit, mavi renk katar. Opasite zirkonyum, titanyum ya da kalay oksit ilavesi ile elde edilebilir (Sarıkaya 2007).

1.2.2.Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler, seramiğin fırınlama dereceleri, kullanım alanları ve yapım teknikleri esas alınarak sınıflandırılabilmektedir.

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).

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).

1.2.3. Yapım Tekniklerine Göre Seramiklerin Sınıflandırılması

1.2.3.1.Metal Destekli Dental Seramikler

Döküm metal üzerinde bitirilen dental seramikler

Metal-seramik restorasyonlar, 1950'li yıllardan bugüne, geniş kapsamlı olarak kullanılmaktadır (Yüksel ve Zaimoğlu 2011). Metal-seramik restorasyonlar, döküm metalin kuvvet ve hassasiyetle işlenme özelliğiyle, porselenin estetik özelliğini birleştiren restorasyonlardır.

Metal-seramik restorasyonlar, diş preparasyon yüzeyini örten döküm metal alt yapı ve alt yapıya kaynaşan seramikten oluşur (Karataşlı 2009). Döküm metal ile kullanılan porselenler amorf ve camsı matriks içindeki kristalin fazdan oluşurlar. Temel olarak yapılarını SiO_2, B_2O_3, Al_2O_3 ve K_2O meydana getirir (Bozoğulları 2007). Metal-seramik sisteminin temelini oluşturan çalışmalar 1962 yılında Weinstein tarafından yapılmıştır. Araştırıcılar metal alaşım formülleri ile ısısal olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip kendi buluşları olan seramiği lösit porseleni olarak tanımlamıştır. Dental porselende lösitin ana maddesi ortoklastır (K_2O- Al_2O_3-$6SiO_2$ veya K-Al-SiO_3O_8). Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan porselen 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 porselenin metalin erime derecesinin altında pişmesi ve metal ile uyumlu ısısal genleşmenin sağlanması iyi bir bağlanma temin eder (Zaimoğlu ve Can 2004).

Metal-seramik restorasyonlarda döküm bir metal alt yapı elde edildikten sonra seramik, bunun üzerine opak, dentin ve mine porseleni olarak 3 tabaka halinde uygulanır (Shillingburg ve ark 1997). 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 2004, Türk 2007).

Metal folyo üzerinde 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).

Isısal genleşme katsayılarından dolayı alüminöz porselen sadece platinyum folyolarla, feldspatik porselen ise altın folyolarla uyumludur (Chiche ve Pinault 1994). Renaissance, Ceplatec, Flexobond, Sunrise, Platideck sistemleri bu tür restorasyonlara birer örnektir (Qualtrough ve Piddock 1997).

1.2.3.2.Konvansiyonel feldspatik seramikler

Restorasyonun elde edilebilmesi için day materyali üzerine toz ve su karışım olarak uygulanan seramiklerdir. Farklı renklerde ve ışık geçirgenliğinde tozlar, boyalar ve glaze materyali bulunmaktadır. Bu seramiklere örnek olarak Optec HSP, Duceram LFC, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage ve Mirage II verilebilir (Rosenblum ve Schulman 1997).

1.2.3.3. Kor yapısı güçlendirilmiş seramikler

Alumina kor ile güçlendirilmiş seramikler

Yüksek oranda alümina içerikli metal desteksiz porselen köprülerin uygulama alanı, gerilimin az olduğu anterior köprüler ile sınırlıdır. Genellikle tek gövdeli

köprülerde kullanılmakla beraber alt çene anterior bölgede iki gövdeli tasarımlarda da güvenle kullanılmıştır. Posterior bölgede de kullanılabileceği bazı araştırmacılar tarafından belirtilmiştir (Fleming ve Narayan 2003). Alüminöz porselen sistemi platin folyo tekniği ile hazırlanmaktadır. Epoksi rezin veya elektrolitle elde edilmiş dayların üzerine 0,5 -1 mm kalınlığındaki platin folyo adapte edilir. Üzerine kor hamuru yerleştirilerek kondanse edilir. Kor üzerinde geleneksel feldspatik porselen ile kontürleme ve glaze ile restorasyon bitirilir. Glaze için ayrı bir glaze porseleni gerekmez. Burada kullanılan porselen kendinden glaze işlemi yapar (Zaimoğlu ve Can 2004). Aluminöz porselen, oldukça dayanıklı olmasına rağmen, posterior bölgede sabit bölümlü protezlerde kullanılabilecek kadar dirençli değildir. Kor yapı, düşük ve orta sıcaklıkta eriyen porselenden oluşmaktadır (Kedici 2002, Yöndem 2006). Bu tip porselenlere örnek olarak Aluminöz porselenler, Cerestore/Alceram, Hi-ceram, In-ceram verilebilir (Crispin ve ark 1994).

Magnezya kor ile güçlendirilmiş seramikler

Magnezya içeren yüksek genleşmeli magnessia kor materyali ilk defa 1983 yılında O'Brien tarafından tanıtılmıştır (O'Brien ve ark 1993). 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 porselen sistemleriyle kullanılan dentin ve mine porseleni ile birlikte kullanılabilir (Yüksel ve ark 2000).

Zirkonyum ile güçlendirilmiş kor materyali

Zirkonyum doğada serbest metal olarak değil sıklıkla mineralleri şeklinde bulunur. Bilinen mineralleri ise zirkon ya da diğer ismiyle zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)' tir. Zirkonyum oksitin diğer adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit'tir (Aktaş 2010). Günümüzde yaygın olarak kullanılan zirkonya, cam faz içermeyen solid sinterize edilmiş polikristalin yapıdaki materyaldir. Oldukça yüksek kırılma dayanımı ve fleksural dirence sahiptir (Bozoğulları 2007).

Zirkonya seramiklerin kullanıma girmesi, CAD/CAM teknolojisinin gelişmesi ile paralellik göstermiştir (Nağaş 2008). Materyalin en büyük avantajı; yüksek dayanıklılığı ve üstün detay kabiliyetidir. Materyalin hafif opak görüntü

içermesi ise en önemli dezavantajıdır. Bu nedenle zirkonyum oksit köprüler ön bölgede estetik problemlere neden olabilmektedir. Zirkonyum oksit feldspatik seramiğe oranla yaklaşık 6 kat daha güçlüdür (Derand ve 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). Materyalin avantajı yüksek dayanıklılığı ve aşındırıldığı durumlardaki üstün detay kabiliyetidir. Dezavantajı ise hafif opak görüntü içermesidir (Derand ve Derand 2001).

Zirkonya kristalleri monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (C) olmak üzere üç farklı kristal mikroyapıya sahiptir. Zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve stabil değildir. Oda sıcaklığından 1170 ^{o}C'ye kadar bu fazda kalır. Bu sıcaklığın (1170 ^{o}C) üzerine çıkıldığında tetragonal faza geçer. 2370 ^{o}C'nin üzerine çıkıldığında ise kübik faza geçer, 2680^{o}C olan ergime noktasına kadar bu fazda kalır (Piconi ve ark 1999).

Materyal yüzeyinde stres oluştuğunda tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm gerçekleşmektedir. Hacim artışı (yaklaşık % 4,5), yıkıcı başarısızlığa yol açabilecek derecededir. Saf zirkonyanın tetragonal fazda stabilize edilmesi için materyale, % 3,5-6 oranında iterbiyum partikülleri Y_2O_3, CaO, MgO, CeO_2 ilave edilmektedir. Böylece stres ile başlatılan tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrolü sağlanarak, çatlağın ilerlemesi önlenmekte ve bu sayede materyalin sertliğinin yüksek olması sağlanmaktadır (Nağaş 2008).

Birçok tipte zirkonya içeren seramik sistemi bulunmaktadır. Diş hekimliğinde, itriyum katyonlu zirkonya polikristali (3Y-TZP), magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alumina (ZTA) kullanılmaktadır. Bunlardan en çok tercih edileni ise 3Y-TZP formudur.

Yitriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)

Yitriyum oksitin saf zirkonyuma ağırlığının %3-5 oranında ilave edilmesi ile elde edilen Yitriya Tetragonal Zirkonyum Polikristali (Y-TZP)'dir. Yitriya oksitler, tetragonal faz seramiğin dönüşüm-güçlendirme sürecinden sorumludur. Yitriyum ile

stabilize zirkonya seramik cam matrikssiz yoğun tetragonal polikristalin materyaldir (Plengsombut ve ark 2009). Restorasyonlar ya önceden sinterlenmemiş (presintered) blokların frezelenmesi ile takiben yüksek derecede sinterlenmesi veya tam sinterlenmiş blokların frezelenmesi ile yapılmaktadır (Filser ve ark 2003).

Zirkonyum altyapı hazırlanması

Zirkonyum altyapılar bilgisayar destekli ya da bilgisayar desteği olmaksızın mekanik yöntemler kullanılarak tasarlanabilir. Altyapı üretimi ise iki şekilde yapılabilir. Birinci yöntemde kor kısım kısmen sinterlenmiş prefabrike zirkonyum bloklardan daha hacimli olarak frezlenir, sinterlenir ve %20-25' lik büzülmeye uğrayarak istenilen final boyutlara ulaşılır. İkinci yöntemde ise core kısım tam sinterlenmiş prefabrike zirkonyum bloklardan doğrudan istenilen final boyutlarda frezlenir (Malkoç ve Sevimay 2009). Tam sinterlenmiş blokların frezelenmesi daha uzun zaman alır, cihazda aşındırma yönünde daha büyük hasar oluşturur ve daha pahalıdır (Yılmaz 2008).

1.2.3.4.Dökülebilir cam seramikler

Cam porselenler grubu içinde yer alırlar. Cam porselenler, camın kristalizasyon safhasının kontrol edilmesiyle elde edilen polikristalin maddelerdir. Bu grup porselenlerden en bilineni Dicor ve Cerapearl dir. Dicor mika kristallerinden elde edilir. Cerapearl ise hidroksiapatit kaynaklıdır (Yılmaz 2008).

Dental porselen üretiminin önemli bir gelişimi olan dökülebilir cam porselenler estetik materyal seçiminde tercih edilirler. Bunun sebebi karşıt mineyi aşındırmamaları ve plak birikiminin diğer restoratif materyallerden ve doğal mineye göre daha az olmasıdır (Crispin ve ark 1994). Radyolusent oldukları için kronun kole uyumu radyolojik olarak incelenebilir (Zaimoğlu ve Can 2004). Ayrıca, fırınlama büzülmesinin az oluşu, yeterli ışık geçirgenliği, kolay cilalanabilirlik, gerilim direnci ve düşük ısı geçirgenliği açısından üstünlük gösterir (Şenyılmaz ve ark 2004, Zaimoglu ve Can 2004).

Birbirine benzer iki teknik olan Dicor (dökülebilir porselen) ve Cerapearl (dökülebilir apatit) dökülebilir cam porselen sistemlerdir (Ömeroğlu 2000, Üşümez 2001).

1.2.3.5. Isı ve basınç altında şekillendirilen cam seramikler

Cam matriks üzerinde kontrollü kristalizasyon yöntemiyle lösit esaslı cam seramiklerin geliştirilmesi, ilk olarak W. Höland ve arkadaşları tarafından gösterilmiştir (Qualtrough ve Piddock 1997, Wolfram 1997). 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 2004).

IPS Empress

IPS Empress; ısı ve basınç altında şekillendirilen, yüksek lösit içerikli feldspatik porselendir (Pröbster ve ark 1997, Holand 1998). Mum modelaj ve mum atımı tekniği kullanılan bu sistemde, refraktör day içinde kısmen ön işlemlere tabi tutulmuş ve renklendirilmiş cam-lösit tabletler ısıtılıp preslenmektedir. Bu teknik için geliştirilmiş olan cam porselen materyali esas olarak feldspatik porselen olup lösit kristalleri ($Si0_2$-Al_2O_3-K_2O) ile güçlendirilmiştir (Coşkun ve Yaluğ 2002). Hazır seramik bloklar, manşet içerisine vakum ve pistonla preslenerek yollanır. Sonuçta mum örnek ile aynı boyutlarda seramik yapılar elde edilir (Qualtrough ve Piddock 1997, Albakry ve ark 2003). İki farklı yapım tekniğine sahiptir; ilk teknikte renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyon, yüzey renklendirmesine tabi tutulur, ikinci teknikte renklendirilmiş dentin tabletleri kullanılır. Restorasyonun son formu, veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir (Wall ve Cipra 1992).

Lösit kristalleri, yapıda bulunan çatlakların büyümesini engelleyen sağlam bir bariyer görevi üstlenir. Basınç altında pişirmenin ardından yapılan tabakalama ya da boya uygulaması gibi fırınlama işlemlerinin, lösit kristallerinin yoğunlaşması ile cam faz içinde daha homojen bir yapı sağladığı ve bunun da dayanıklılığı önemli ölçüde artırdığı bildirilmektedir (Coşkun ve Yaluğ 2002).

IPS Empress; inley, onley, veneer porselen ve kron yapımında kullanılmaktadır (Wall ve Cipra 1992, McLean 2001).

IPS Empress 2

IPS Empress 2, lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$) ile güçlendirilmiş cam porselendir. 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 lityumortofosfat (Li3PO4) kristalleri içermektedir (IPS Empress System 2003).

Empress 2 restorasyonlar EP 500 adlı özel fırında 920°C ısıda viskoz akma özelliğine ulaşan porselen blokların basınçla revetman boşluğuna yollanması ile hazırlanırlar (Raigrodski 2004).

Empress 2 yöntemiyle elde edilen altyapıların üzerine, floroapatit esaslı seramik uygulanır (Raigrodski 2004). Tabakalama seramiği içerisindeki apatit kristalleri translüsens, parlaklık ve gelen ışığın saçılmasını artırarak daha estetik restorasyonların yapılmasını sağlar (Toksavul ve ark 2008). 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. Ayrıca IPS Empress 2' de cam yapı daha az olduğu için kırılmaya karşı direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski daha azdır (Heintze 1998, Holand ve ark 2000, Blatz 2002). Esneme dayanıklığı ise 350-450 MPa' dır (Van Noort 2002).

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).

IPS eMax Press

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 ulaştığında 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 mikroyapıda kusurlara neden olmaktadır (Ivoclar Vivadent 2005).

Farklı renklerde ingotlar şeklinde bulunur ve iki farklı opasitesi mevcuttur. Kırılma dayanımı 400 MPa'dır. Bilinen Empress presleme teknikleri ile üretilirler. Anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonlar, laminate veneerler ve köprüler için kor yapı olarak kullanılırlar. Bu korlar üzerine IPS eMax Ceram veneer uygulanır (Ivoclar Vivadent 2005). 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 preslenebilen 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 2006).

1.2.3.6.Bilgisayar Yardımı ile Hazırlanan Seramikler

Dental seramik materyallerindeki ve yöntemlerindeki gelişmeler özellikle bilgisayar yardımı ile dizayn / bilgisayar yardımı ile üretim (CAD/CAM), üstün dental seramiklerin yapımına olanak sağlamaktadır (McLaren ve Terry 2002). Bu teknik, optik tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanır (Üstün 2008).

Zirkonya alt yapıları hazırlamak için kullanılan başlıca CAD/CAM sistemleri:

Cerec – Sirona Dental (Siemens, Bensheim, Almanya)

Procera- Nobel Biocare (Goteborg, İsveç)

Everest- KaVo Dental (Biberach, Almanya)

Cercon – DeguDent (Hanau, Almanya)

Zeno Tech- Wieland (Pforzheim, Almanya)

Duret – Sopha Bioconcept System (Los Angeles, Amerika)

DC- Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)

Cicero – Cicero dental (Hoorn, Hollanda)

Lava- 3M ESPE (St. Paul, Minn, ABD)

Cerec (Sirona, Bensheim, Almanya)

Adını "Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics" (Hasta başında, ekonomik, estetik, seramik restorasyonlar) cümlesinin baş harflerinden almaktadır. Cerec sisteminin klinikte ilk kullanımı 1985 yılında gerçekleşmiştir. Sirona firması 2000 yılında ürettiği Cerec 3'de, Windows NT platformlu yazılım kullanılmaktadır. Sistemin geliştirilmesi 3 üyeli köprü alt yapı oluşturulması mümkün olmuştur. Cerec 3 sistemi network, multimedya ve ağız içi renkli video kamera ya da dijital radyografik birim ile kombine edilmiştir (Bindl ve Mörmann 2003).

Cerec InLab sisteminde ise ağız içinden kayıt alabilmeyi mümkün kılan intraoral kamera, bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesi ve sinterleme fırını bulunmaktadır. Lazer ile taranmış veya dijital görüntüleri işleyebilen bir laboratuar sistemidir. Bu sistemde Vıta In-Ceram blokları ile çalışılmaktadır. Alt-yapı bitirildikten sonra modelde kontrol edilir ve sonrasında cam infiltre edilerek porselen çalışması yapılır. Cerec 2 ve 3D sistemlerini kıyaslayan bir çalışmada marjinal adaptasyon açısından Cerec 3D (47.5 ± 19.5μm), Cerec 2 (97.0 ± 33.8μm) ye

nazaran istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha iyi olarak saptanmıştır (Ellingsen ve Fasbinder 2002).

Cerec InLab sistemde kullanılan materyaller In-Ceram Alümina, IPS eMax CAD/CAM seramik ve yitriyumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum materyalleridir (Anusavice KJ 1993). Ayrıca inley yapımı için rezin bazlı kompozitlerde kullanılabilir (Fasbinder ve Ark 2005).

Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

Procera dişhekimliğindeki restorasyonlarda kullanılan yoğun sinterlenmiş aluminyum oksit yapıları için geliştirilmiş bir CAD/CAM metodudur (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Nobel Biocare firması tarafından üretilmiştir. Procera kron, sinterize edilmiş aluminyum oksit altyapının düşük kaynaşma ısılı all-ceram veneer porseleni ile kombinasyonundan ibarettir. Diş preparasyonunu takiben geleneksel şekilde ölçü alınır ve day elde edilir. Procera sistemde, dental laboratuvarda İsveç Stockholm'de Procera Sandvik AB'ye modemle bağlı olan bilgisayar kontrollü dizayn ünitesi bulunmaktadır (Qualtrough ve ark 2002, Mc Laren ve ark. 2002).

Procera sisteminde procera tarayıcı kullanılarak ölçü laboratuvarda tarandıktan sonra, taranan görüntü internet yoluyla Nobel Biocare Procera Sanvik'e yollanır. Toplanan veriler dosya şeklinde bilgisayara transfer edilir. Bilgisayar destekli cihazlar yardımıyla, özel geliştirilmiş CAD software programı kullanılarak koping şekillendirilir (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Procera sisteminde Procera AllCeram ve Procera AllZirkon seramikleri kullanılmaktadır. All-ceram porseleni tabakalama yöntemi ile yığılır, pişirilir ve restorasyon tamamlanır (Qualtrough ve ark 2002, Mc Laren ve ark. 2002).

Everest (KaVo Dental, Biberach, Almanya)

Everest sistemi Kavo firması tarafından üretilmektedir. Tarayıcı ünite, frezeleme ünitesi, ve sinterleme fırınından oluşan bu sistemde, altyapılar zirkonyum oksit, titanyumdan veya cam seramik bloklardan da elde edilebilmektedir. Tarama ünitesinde alçı model dönen tablaya sabitlenir ve 1:1 oranında CCD kamera ile taranır. 15 farklı durumda fotoğraflanmış modelin, üç boyutlu dijital modeli oluşturulur. Restorasyon Windows tabanlı yazılımla bu 3D model üzerinde tasarlanır.

Freze ünitesinin 5 eksendeki hareketi; lösitle güçlendirilmiş cam seramik, kısmen ya da tamamen sinterlenmiş zirkonyum ve titanyum gibi çeşitli materyallerden restorasyonların üretimini mümkün kılar. Everest sistemi ile inley, onley, ön-arka bölge kron ve köprü protezleri üretilebilmektedir (Everest Materials 2008).

Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)

Cercon Zirconia sistemi 1999 yılında geliştirilmiştir. Mum modelaj üzerinden lazer tarayıcı ile elde edilen bilgiler, frezeleme ünitesinde işlenerek altyapı oluşturulur. Lazer tarayıcı, mum modelaj bilgilerini aşındırma ünitesinde işleyerek altyapı elde edilir. Değişik uzunluklarda bloklar mevcuttur. Bloklar prefabrike olarak, 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm. boyutlarında üretilmiştir. Aşındırma ünitesinde yarı sinterlenmiş bloklar üzerinde ilk önce kaba, daha sonra ince aşındırma işlemleri gerçekleştirilir. Aşındırılan blok sinterleme büzülmesine karşı final boyuttan hacimce %30 oranında daha büyük işlenmiştir. Kaba tesviyesi yapılan altyapı, 6-8 saat süre ile 1350˚C' de sinterlenir. Sinterleme sonrasında 110μm partikül boyutunda Al_2O_3 ile 2,5 bar basınç altında kumlama işlemi yapılır. Elde edilen altyapı üzerine lösitsiz Cercon Ceram-S porselen tozuyla tabakalama tekniği yapılarak restorasyon bitirilir (Cercon Smart Ceramics 2006, Guess ve ark 2008).

Zeno Tech (Wieland, Pforzheim, Almanya)

'3 Shape D200' adındaki tarayıcı makinesi iki farklı kamerayla çalışmaktadır. Veriler, yazılım programına aktarılarak protez dizaynı yapılır. Zeno 4820, Zeno 3020 ve Zeno 4030 M1 frezlere makinalarında seramik bloklar çalışılır. Zirkonya malzemesi olarak ön sinterlenmiş Y-TZP sınıfındaki bükülme dayanımı 1300 MPa Zeno ZR discs çalışılır (Tosun 2008). Alt yapı kalınlığı ön dişlerde 0,4mm ve arka dişlerde 0,5-0,6 mm olması önerilmektedir. Aşındırılan alüminyum oksit ve zirkonyum oksit bloklar 'Zeno Fire' fırınında sinterlenir (Zeno Tec System Brochure 2006). Veneering seramik olarak kırılma dayanıklılığı 120 MPa olan lösit içermeyen ZIROX sistemi uygulanır (Tosun 2008).

Duret (Sopha Bioconcept System, Los Angeles, Amerika)

Dr. Francois Duret tarafından 1971 yılında geliştirilmiştir. Sistem, dişlerin görüntülerini almak için lazer tarayıcı kullanır. İnleyler, onleyler, tam kronlar ve 4

üniteye kadar sabit köprüler yapabilme imkanı vardır. Diş, prepare edildikten sonra toksik olmayan beyaz özel bir materyalle kaplanır. Dental başlığa benzeyen lazer tarayıcı ile bukkal, lingual, mezial, distal ve karşıt oklüzal yüzeylerin görüntüsü alınır. Restorasyonun tasarımı yapılır ve geleneksel glaze işlemi uygulanır. Bu sistem, sınırlı bir ticari başarı göstermiştir (Alaçam ve ark 1998, Heymann ve ark 1996).

DC- Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)

Lazer optik tarayıcı, DCS Dentform yazılımı ve frezeleme ünitesinden oluşur. Lazer tarayıcı, alçı modeli taradıktan sonra bilgiler bilgisayara aktarılır ve tasarım aşamasına geçilir. Daha sonra alt yapı tam sinterize prefabrike HIP (Hot Isostatic Pressing) zirkonya bloklardan üretilir. Frezeleme sonrasında herhangi bir fırınlama işlemi ya da sinterleme büzülmesi yoktur. DC-Zirkon tetragonal zirconia polykristalidir ve tetragonal faz özelliğindedir. DC-Zirkon makine tarafından final boyutta şekillendirilebilir. Bazı üretici firmalar tam sinterize blokların frezelenmesi sırasında mikroçatlaklar oluştuğunu öne sürmektedir (Sjölin ve ark 1999, Lüthy ve ark 2005).

Cicero (Cicero Dental, Hoorn, Hollanda)

Bu sistemde yüksek dayanıklı kor yapılar oluşturulurken aynı zamanda dentin porseleni ve kesici kenar porseleni gibi tabakalar tek tek eklenerek doğal estetik beklentilerin karşılanması amaçlanmıştır. Cicero sistemde seramik restorasyonların maksimum statik ve dinamik okluzal kontaktlarda elde edilmesi amacıyla optik okuma, seramik sinterizasyonu ve bilgisayar destekli frezeleme ünitesi kullanılır (Van Der Zel ve ark 2001).

Lava (3M ESPE, St. Minn, Amerika)

Preparasyonu tamamlanmış diş üzerinden elde edilen model üzerinde, Lava Scanner optik tarayıcı ile yüzey taranır ve elde edilen veriler, Lava CAD Windows bilgisayar yazılımı ile değerlendirilir. Okluzal kayıtlar dijitalize edildikten sonra üç boyutlu model bilgisayar ortamına aktarılır. Elde edilen veriler CAD/CAM teknolojisine sahip Lava Milling ünitesine altyapının oluşturulması için aktarılır ve altyapı dizayn edilir. Sinterize edilmemiş alt yapı Lava fırınında, yüksek ısıda sinterizasyon işlemine tabi tutulur. Alt yapı sinterizasyon büzülmesini kompanse

etmek amacıyla final boyutundan %20 daha büyük hazırlanır. Son olarak, Lava Ceram üst yapı porseleni ile restorasyon bitirilir (3M ESPE AG. Lava Technical Product Profile 2007).

Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)

Zirkonzahn sistemi hem bir CAD/CAM sistemi, hem de mekanik yöntemlerle üretim yapmaya izin veren bir sistemdir. Yapımında sinterlenmemiş zirkonya blokları kullanılır. İlk dizaynı ışıkla polimerize olan kompozitle olur ve hasta ağzında prova edildikten sonra restorasyonu şekillendirmek üzere 2 bölmeli makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa yerleştirilir. Diğer bölme makinenin aşındırma işleminin yapıldığı bölmedir ve buraya kararlaştırılan renkteki Zirkonzahn blok adapte edilir. Makinenin okuyucu ucu maket kompozitler üzerinde hareket ettirilir ve böylece homojen zirkonya bloğunun işlenmesi tamamlanır (Karataşlı 2009). CAD/CAM sisteminde ise restorasyonu yapılacak alt yapının modeli optik olarak Optical Scanner S 600'de taranır, bilgisayar yazılımıyla alt yapı tasarımı yapılır ve CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonya bloktan alt yapı frezelenir (Aktaş 2010). Hacim olarak %25 daha büyük elde edilen alt yapı sinterleme fırınında 1500 ^{0}C'de 16 saat sinterlenerek, final boyut elde edilir. Bu sırada zirkonyum maksimum dayanıklılığına ulaşır; bu da yaklaşık 1200 MPa bükülme katsayısına eş değerdir (Akkuş 2009).

1.3.Tam Seramikler

Metal destekli seramik sistemlerin fiziksel özelliklerinin, tam seramik sistemlere göre daha iyi olmasına rağmen, kullanılan metal alaşımlarının zamanla korozyona uğraması, biyolojik uyumlarının ve estetik özelliklerinin yetersiz olması gibi dezavantajlara sahip oldukları gözlenmiştir (Anıl 1996).

1.3.1.Tam Seramiklerin Avantajları

- Tam seramik kronlar, metal seramik kronlarda gözlenen seramiğin iç yüzündeki opak tabakasından doğan, doğal olmayan yansımalar ve metal bantlı bir görünüme sahip olmadıkları için mükemmel bir estetiğe sahiptirler,
- Tam seramik kronların röntgen ışınlarına karşı geçirgen olmaları nedeniyle alttaki dişin kök kanalı veya mevcut dolgular rahatlıkla görülebir,

- Metal destekli seramik kronlarda görülen metal alaşıma bağlı korozyon, toksik ve allerjik etkiler tam seramik kronlarda görülmez,

- Tam seramik kronların ısı ve elektrik yönünden kötü bir iletken olmaları nedeniyle alttaki diş iyi bir şekilde korunur,

- Seramik kronla, seramik alt yapı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metal seramik birleşimlerinde kabarcık, çatlak veya ayrılma gibi sorunlar görülmez,

- Metal seramik kronlarda görülen translüsens eksikliği, alaşımda gümüş varlığında, bazı seramiklerin renk değiştirmesi gibi sorunlar tam seramik kronlarda görülmez,

- Tam seramik kronlarda, metal seramik kronlarda görülen alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenme de görülmez,

- Tam seramik kronlarda, metal destekli seramik kronlardaki gelen ışığın yansıması ve saçılması gibi optik olaylar olmadığından, gelen ışık büyük oranda kronun içinden geçebildiği için doğal dişe yakın bir estetiği vardır (Toman 2004).

1.3.2.Tam Seramiklerin Dezavantajları

- Diş kesimi metal destekli seramik kronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir,

- Basamaklı kesim gerektiği için üst çene posterior bölgede uygulaması zordur,

- Ekonomik olarak daha pahalıdır,

- Tüm seramik kronların laboratuvar çalışması daha dikkatli ve titiz bir çalışma gerektirir (Toman 2004).

1.3.3.Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları

- Estetigin önemli oldugu ve kapanışta yeterli mesafenin oldugu durumlarda,
- Çürük, aşınma, kırılma ve renklenme varlığında,

- Dis kavsinden sapma gösteren dislerde estetik görüntüyü düzenlemek amacıyla,
- Diş yapısı ve periodontal sağlığın mutlak korunması gerektiği durumlarda,
- Kanal tedavisi görmüş dişlerde, çürük ve renklenme görülmesi durumlarında uygulanır (Kalender 2004, Toman 2004).

1.3.4. Tam Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

- Diş kesimi sonrası kapanış mesafesinin 1 mm'den az olduğu durumlar,
- Periodontal desteği yetersiz ve kesim sonrası tutuculugun az olacağı çok kısa kron boylu dişler,
- Bruksizm ya da düzeltilemeyecek malokluzyonlar,
- Pulpa odası geniş dişler,
- Apeksi kapanmamış dişler,
- Geniş servikal çürüklü dişlerde,
- Kuvvetli ve aktif bir kas sistemine sahip olan, pipo kullanımı veya bazı meslek alışkanlıklarına sahip olan bireylerde,
- Mandibulanın parafonksiyonel aktiviteye sahip olduğu bireyler,
- Daha önce basamaksız kesimin yapıdığı dişlerde uygulanmamalıdır (Kalender 2004, Toman 2004).

1.3.5. Tam Seramik Kronlarda Marjinal Bitiş Dizaynı

Tam seramik restorasyonların başarısında, diş kesimi ve servikal bölgede oluşturulan bitiş dizaynı belirleyici faktördür. Diş kesimi sırasında oluşturulan basamak, çiğneme kuvvetlerinin dişe dengeli dağılmasını sağlarken, kronun statik gücünü de arttırır (Bozoğulları 2007). Preparasyonun bitiş çizgisinin konfigürasyonu restoratif materyalin, marjindeki hacmini ve şeklini belirler ve ayrıca restorasyonun oturumunu ve marjinal adaptasyonunu etkiler (Shillinburg ve ark 1997).

Marjinal dizayn 3 temel tipte sınıflandırılabilirler. Bunlar;

1.Bıçak sırtı (knife-edge),

2.Künt basamak kesimi (Shoulder –bizotajlı shoulder),

3.Oluk biçimli marjinal sınır (Chamfer- bizotajlı chamfer) (Zaimoğlu ve Can 2004).

Bıçak sırtı (Knife edge)

Bıçak kenarını andıran bitiş çizgisi konfigürasyonudur (Zaimoğlu ve Can 2004). Bu bitiş çizgisine adapte olacak olan ince restorasyon marjinini doğru şekilde mum objede işlemek ve dökmek zordur. Ağız ortamında da bu restorasyonların kuvvetlere maruz kaldığı zaman distorsiyona uğraması muhtemeldir (Shillinburg ve ark 1997). Dezavantajlarının yanı sıra bazı durumlarda bıçak sırtı bitimin kullanılması gerekebilir. Mandibuler posterior dişlerin lingualinde ve aşırı dış bükey aksiyel yüzeyleri olan dişlerde bu konfigurasyon kullanılabilir (Shillinburg ve ark 1997).

Künt basamak kesimi (Shoulder –bizotajlı shoulder)

Dişin uzun eksenine dik olarak hazırlanan bu marjinal dizayn kuvvetin köke iletimini en iyi şekilde sağlar (Zaimoğlu ve Can 2004). Geniş basamak, okluzal kuvvetlere karşı direnç sağlar ve porselenin kırılmasına yol açabilecek gerilimleri azaltır. Keskin ve 90 derecelik açı, bu dizaynın temelini oluşturur (Shilinburg1997).

Bizotaj serbest dişeti kenarı seviyesinde olan, basamaktan dişeti cebi içine doğru ince uçlu elmas frezle ortalama 0.5 mm boyutunda açılı eğim preparasyonudur. Bizotajla basamak etrafında kalması mümkün mine artıkları da uzaklaştırılmış olur. Minede bizotaj yapılması, daha geniş bir yüzey hazırlar (Zaimoğlu ve Can 2004).

Bizotajın amacı mikrosızıntıyı azaltmaktır (Santini ve ark 2004). Bizotaj eğiminin açısal değeri 40-70º arasında olmalıdır. Dişin aksiyal yüzeylerine göre tesbit edilen bu açısal değerin altında veya üstündeki eğimlerin sonuç restorasyonda periodontal membran veya serbest dişeti kenarına zarar verebileceği çeşitli araştırmalarla ortaya konmuştur (Zaimoğlu ve Can 2004).

Oluk biçimli marjinal sınır (Chamfer- bizotajlı chamfer)

Bu tip basamak kesimi dişeti kenarında geniş bir açı ile sonlanmaktadır. Oluk biçimli ve geniş açılı olan bu gingival sonlanma, shoulder'a kıyasla daha dar olarak hazırlanmalıdır. Yeterli kenar kalınlığında ve sağlamlıkta restorasyonlar elde edilebilmektedir (Zaimoğlu ve Can 2004).

1.4.Dental Simanlar

Dental simanlar; kompozit, metal ve seramik materyallerinin diş dokusuna tutunması için kullanılan materyallerdir (Ewoldsen ve ark 2001). Simantasyon işlemi, restoratif tedavinin kritik bir aşamasıdır (Van Dijken ve ark 1999). Simantasyon işlemi sonrası meydana gelen kron retansiyon kaybı, sabit protetik restorasyonların başarısızlık nedenlerinin değerlendirildiği çalışmalarda, en önde gelen sebeplerden birisi olarak belirtilmiştir. Simanların, restorasyonların diş dokusuna yapışmalarını sağlamalarının yanı sıra bakteriyel sızıntılara karşı bir bariyer görevi üstlenmeleri de beklenir (Duke 1993).

Dental simanlar temel olarak şu şekilde sınıflandırılabilir:

1. Fosfat esaslı simalar
    a. Çinkofosfat siman
    b. Silikat siman
    c. Çinkosilikafosfat siman
2. Fenolat esaslı simanlar
    a. Çinkooksit öjenol siman
    b. Ca(OH) salisilat
3. Polikarboksilat esaslı simanlar
    a. Çinkopolikarboksilat siman
4. Polikarboksilat ve dimetakrilat kombinasyonları
    a. Cam iyonomer siman
    b. Rezin modifiye cam iyonomer siman
5. Polimer esaslı simanlar
    a. Metil metakrilat esaslı olanlar
        - Akrilik rezin simanlar
        - Adeziv rezin simanlar
    b. Dimetakrilat simanlar (Rezin siman) (O' Brien 2002).

Çinko Fosfat Siman

Çinko fosfat simanın tozu, % 90 çinko oksit, % 2-10 magnezyum oksit ve az oranda pigmentler içerir. Likidi, % 45-64 oranında fosforik asit, %30-55 su, % 2-3 alüminyum ve % 0-9 çinko içerir (Akkuş 2009). Çinko fosfat simanlar asit-baz reaksiyonu ile sertleşmektedir. Çinko toz ile likit arasındaki reaksiyonu yavaşlatarak uzun çalışma zamanı sağlar. Likidin su oranı önemlidir. Su oranı azalırsa sertleşme zamanı kısalır ve simanın fiziksel özellikleri etkilenir (Canay ve ark 1997). Bağlantı mekanik olarak gerçekleştiğinden dolayı, bu simanın kullanılacağı işlemlerde öncelikle diş preparasyon açıları önem kazanmaktadır. Basma dayanıklılığı 80-100 MPa ve çekme dayanıklılığı ise 5-7 MPa'dır. Preparasyon ve restorasyon yüzeyindeki yüzey pürüzlüğüne mekanik kilitlenme sonucu tutuculuk sağlanır. Dolayısıyla tutuculuk, simanın baskı dayanıklılığı ile orantılıdır (O' Brien 2007).

Çinko Polikarboksilat Siman

Çinko polikarboksilat siman; 1968 yılında Dennis Smith tarafından simanların gerilme dayanıklılığını arttırmak ve diş dokusuna adezyon sağlamak amacıyla çinkofosfat simanının likidinin poliakrilik asitle yer değiştirilmesiyle elde edilmiştir (Tulunoğlu ve Tortop 2009).

Çinko polikarboksilat simanın tozunu %90 ZnO ve %10 MgO oluşturur, likiti ise poliakrilik asidin %35-45 oranında su ile çözünmüş solüsyonudur. Bu simanların baskı dayanıklılığı 55-85 MPa, gerilme dayanıklılığı 8-12 MPa' dır. Sertleşme süresini modifiye etmek ve kararlı bir yapı sağlamak amacıyla toza %4-5 oranında stannöz florid ve diğer tuzlar ilave edilebilmektedir. Stannöz florid simanın direncini arttırır ve flor kaynağı işlevi görür (Diaz ve ark 1999).

Cam İyonomer Simanlar

Tozu, asitte çözünebilen kalsiyum alüminyum florosilikat cam partiküllerinden, likit ise poliakrilik asidin sulu solüsyonundan oluşur. Sertleşme asit-baz reaksiyonuyla gerçekleşir. Bu simanlar, silikat simanların direnç, sertlik ve fluorid iyonu açığa çıkarma gibi olumlu özellikleriyle, diş dokularına yapışma ve biyolojik uyum özelliklerine sahip poliakrilik asit likitin birleştirilmesi sonucu bulunmuştur (Bowen ve Marjenhoff 1992, Dayangaç 2000). Sertleşme reaksiyonu

sırasında neme karşı hassas olması su ve tükrük kontaminasyonu sonucunda çözünmeye ve fiziksel özelliklerinin değişmesine neden olur (Diaz ve ark 1999).

1.4.1.Rezin Simanlar

Günümüz dişhekimliğinde, rezin simanlar yaygın kullanılan materyaller sınıfına dahil olmuştur. Geleneksel simanların çözünürlüklerinin fazla ve diş dokularına olan adezyonlarının yetersiz olmasından dolayı kompozit ve seramik esaslı estetik restorasyonların yapıştırılmasında rezin simanlar kullanılmaktadır. Rezin simanlar, içerik ve karakteristik özellikleri açısından restoratif kompozitlere benzemektedir (Kramer ve ark 2000). Kompozit rezinlerde olduğu gibi rezin simanlar da; organik matriks, inorganik doldurucular ve ara yüzey fazı olmak üzere üç ana yapıdan meydana gelmektedir.

1) Organik polimer matriks

Bis-GMA veya UDMA' 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 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. 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 (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 2004).

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).

Restoratif kompozit materyaller ile temel farkları düşük oranda doldurucu partikül içermeleri ve düşük viskozite göstermeleridir. Konvansiyonel simanlara göre, daha düşük çözünürlük ve daha yüksek çekme dayanıklılığı gösterirler. Organik polimer bir matriks içerisinde inorganik kısım (doldurucular), bağlantı ajanı, çözücüler, reaksiyon başlatıcılar, hızlandırıcılar ve pigmentler içerir. Organik faz Bis-GMA ya da UDMA'dan oluşur (Akkuş 2009). Doldurucu içeriği cam ve silika partiküllerinden meydana gelir ve ağırlığının %50-70'ini oluşturur. Bu nedenle baskı ve gerilme dirençleri çok yüksektir (Dündar 2009). 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 2004).

Doldurucu oranının fazla olması nedeniyle baskı ve gerilme dirençleri çok yüksektir. Ancak doldurucu içeriğinin fazla olması yoğunluğunun artmasına, siman akıcılığının azalmasına ve film kalınlığının artmasına neden olur (Akkuş 2009). Bunu önlemek için için simantasyon sırasında ultrasonik aletlerin kullanılması önerilmektedir.

Rezin simanlar, tüm yapıştırıcı simanlar içinde en iyi mekanik özelliklere sahip siman grubudur. Basma dayanıklılıkları 100-200 MPa, çekme dayanıklılıkları 20-50 MPa arasındadır. Ağız sıvılarındaki çözünürlülüklerinin düşük olması nedeniyle mikrosızıntı ve çürük oluşturma riskleri düşüktür. Reaksiyon; ısı, kimyasal veya fotokimyasal reaksiyonlarla oluşturulabilen serbest radikallerin açığa çıkması ile baslar. Serbest radikaller monomer molekülündeki doymamıs çift bağı açarak molekülü aktive eder ve diğer monomerlerle birleserek polimer zincirleri olusturur. Bu işlem ortamdaki serbest radikaller bitinceye kadar devam eder (Roulet 1987).

Kompozit rezin simanlar, polimerizasyon mekanizmalarına göre üç gruba ayrılır:

1. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar,

2. Işıkla polimerize olan rezin simanlar,

3. Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan (dual cure) rezin simanlar (Öztürk ve Uludağ 2002).

1.4.1.1.Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Rezin Simanlar

Kimyasal Polimerize Olan Rezin Simanlar

Self-cure rezin siman olarak bilinen bu simanlar, çift pat veya toz-likit halinde bulunurlar. Çift pat sisteminde herbir pasta rezin ve doldurucu içerir. Kimyasal polimerizasyon reaksiyonu, benzol peroksit benzeri bir peroksitin reaksiyon hızlandırıcı olan tersiyer amin ile reaksiyona girmesi sonucu oluşan serbest radikallerin etkisiyle başlamaktadır (Van Dijken 1999). Self-cure rezin simanların polimerizasyon büzülmesi azdır. Bu simanların içeriğinde bulunan amin grubu kararlı bir yapıya sahip değildir ve zaman içerisinde renklenmeye neden olabilmektedir (Blatz ve ark 2003).

Bu simanlar;

-Metal destekli sabit protezlerin,

- Adeziv köprülerin,

- Postların,

- Işık geçisine izin vermeyen kor yapısına sahip seramik kronların,

- Diş-siman ara yüzüne yeterli ışık iletimini engelleyen koyu renkli kronların yapıştırılması için uygundur (Öztürk ve Uludağ 2002).

Işık ile Polimerize olan Rezin Simanlar

Işık ile polimerize olan rezin simanlarda ışığa duyarlı başlatıcılar ve amin aktivatör içeren tek pat bulunur. Işığa maruz kaldıklarında ışığa duyarlı başlatıcılar amin ile reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatırlar (Dündar 2009). Pasta 468 nanometre dalga boyunda ışığa maruz kaldığında amin ile başlatıcı moleküller reaksiyona girerek polimerizasyon başlar (O'Brien2007).

Görünür ışıkla aktive olan sistemlerde; kompozitlerde ışık emici olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunmaktadır. Bu simanlar, kimyasal ve dual olarak sertleşen bazı simanlar gibi zamanla renk değişimi göstermezler. Çalışma süreleri, kronun yerleştirilmesi ve taşan simanın temizlenmesi için uygundur. Farklı opasite ve renk seçeneklerine sahip olmaları estetik başarıyı

arttırmıştır. Işık ile polimerize olan simanların çoğu dual sertleşen katalist ilavesiyle dual olarak polimerize olmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin en önemli dezavantajı, uygulanan ışık şiddetine bağlı olarak kompozit polimerizasyon derecesinin değişikliğe uğramasıdır. 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 (Zaimoğlu ve Can 2004).

Dual polimerize olan rezin simanlar

Dual polimerize simanlarda, polimerizasyon, hem kimyasal yolla, hem ışıkla gerçekleşir. Sistemde, ışığa hassas 'kamforokinon' ile kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarda bulunan "peroksit amin" birlikte bulunmaktadır. Baz ve katalizör olmak üzere iki pat sistemi olarak bulunur. Kamforokinon, baz içinde, aminperoksit katalizör içinde bulunur. Polimerizasyon, ışık aktivasyonu ile başlar, ışığın ulaşamadığı alanlarda ise kimyasal olarak devam eder. Bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translusent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm' den fazla olan) restorasyonlarda kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

1.4.1.3.RelyX U200

İlk olarak 3M Espe firması tarafından 2002 yılında, RelyX Unicem adıyla piyasaya sürülen seld adeziv sistemdir.

Mekanik Özellikleri;

Makaslama Direnci	(MPa)	99
Film Kalınlığı	(µm)	13
Çözünürlük	(µg/mm3)	0
Su absorpsiyonu	(µg/mm3)	28
Yüzey sertliği	(MPa)	190
Elastisite modülü	(GPa)	6.6

- Tüm-seramik, kompozit veya metal inley, onley, kron ve köprülerin,
- Post ve vidaların,
- 2- veya 3-üyeli Maryland köprülerin,
- 3-üyeli inley/only köprülerin,
- İmplant abutment'larına tüm-seramik, kompozit veya metal restorasyonların

daimi simantasyonunda endikedir (3M ESPE 2013).

1.4.1.4.Multilink N

Multilink N, ışık opsiyonu da bulunan, self-etch adeziv yapıştırma simanıdır. Soy ve soy olmayan metal alaşımlarına ve zirkonyum ve alüminyum oksitlerden oluşan tam seramiklere ve silikat seramiklerine iyi bir tutunum elde etmek için bağlayıcı ajan olarak Monobond N kullanılması tavsiye edilmektedir.

Monomer matriksi dimetakrilat ve HEMA'dan oluşur. İnorganik dolgu maddeleri baryum camı, itterbiyum triforür, karışık sferoid oksit içerir. Parçacık boyutu 0,25–3,0 μm arasındadır. Ortalama parçacık boyutu 0,9 μm'dir. İnorganik dolgu maddelerinin toplam oranı hacim olarak yaklaşık yüzde 40 civarındadır.

Fenolik maddeler (örn. öjenol, keklik üzümü yağı), polimerizasyonu baskılar. Bu nedenle, bu bileşenleri içeren gargaralar ve geçici simanlar gibi ürünlerin kullanımından kaçınılmalıdır. Alkali jet ortamlar Multilink N Primer'in etkisini olumsuz etkiler. Hidrojen peroksit ve oksidatif etkili diğer dezenfektanlar başlatıcı sistemiyle etkileşime girebilir. Transparan ve sarı olmak üzere iki renk tonu bulunmaktadır (Ivoclar Vivadent 2013).

- Metal ve metal destekli inley, onley, kron, köprü restorasyonları,
- Tam seramik, özellikle opak zirkonyum oksit seramikleri,
- Post ve vidaların yapıştırılmasında kullanılır (Ivoclar-Vivadent 2010).

Çizelge 1.1. Multilink N Çalışma ve Sertleşme Süreleri

	Oda sıcaklığında 23 °C	İntraoral (Multilink N Primer ile birlikte) yaklaşık 37°C
Çalışma süresi	yaklaşık 3 dk	yaklaşık 2 dk
Sertleşme süresi (çalışma süresi dahil)	yaklaşık 8 dk	yaklaşık 5 dk

1.5. Adezyon

Adezyon, temasta olan iki farklı materyalin atom ve molekülleri arasındaki çekim gücünü, iki yapının fiziksel ve kimyasal olarak bağlanması ve ayırıcı kuvvetlere karşı direnç göstermesini ifade etmektedir. Aynı türden moleküller arasındaki çekim kuvveti ise kohezyon olarak ifade edilmektedir. Dental uygulamalarda adezyon 2 şekilde gerçekleşir. Bunlardan biri mine ve dentin gibi dental dokulara adezyon, diğeri ise restoratif materyallere olan adezyondur (Kahvecioğlu 2006). Adezyon, diş ve restorasyon arasındaki yapışmayı sağlarken, aynı zamanda bağlantı bölgesindeki stres dağılımını da sağlar. İki yapıyı birbirine bağlayan genellikle sıvı halde bulunan materyale ‘adeziv’, bağlanılan yüzeye ise ‘aderent’ denir (Roberson ve ark 2006).

Adezyon (bağlanma) fiziksel, mekanik ve kimyasal olarak üç şekilde gerçekleşir. Fiziksel bağlanma yüzeyler arasındaki hidrojen bağları veya Van Der Waals kuvvetleri ile gerçekleşen zayıf bir bağlanma türüdür. Kimyasal bağlanma, farklı yapıdaki atomların yüzeyleri arasında oluşan iyonik, kovalent, metalik bağların etkisiyle oluşur. Mekanik bağlanma ise girintili çıkıntılı yüzeylerin birbirine kilitlenmesiyle meydana gelen güçlü bir bağlanmadır. Mekanik bağlanma, dental materyaller için bağlantının temelini oluşturur (Van Meerbeek 2003).

1.5.1. Mine Dokusuna Adezyon

Mine dokusu içerik olarak hacimce %90-92 inorganiktir. İnorganik yapının çoğu hidroksiapatit kristallerinden oluşmaktadır. Mineye adezyon; bu yüksek mineralize yapıya asit etching uygulanarak, bağlanma yüzey alanın genişletilmesi sayesinde gerçekleşir (Nakabayashi ve ark 1982, Toledano ve ark 2001). Asitle pürüzlendirme, mine dentin ara yüzeyini demineralize ederek yüzey enerjisini arttırır ve mine yüzeyinde mikropöröziteler oluşturur. Asit, mine yüzeyinden 10 μm' lik bir tabaka kaldırır ve ortalama 5-50 μm aralığında mikropöröz bir tabaka oluşturur. Bu pöröz yapıya rezinin penetre olmasıyla 'rezin tag' adı verilen uzantılar oluşur ve mikromekanik kilitlenme sağlanır. Rezinin mine ile bağlantası, rezin içindeki monomerin polimerizasyonu ile gerçekleşir (Van Meerbeek ve ark 2003, Perdigao ve Swift 2011).

Asitle pürüzlendirme için, en sık %35-37'lik fosforik asit kullanılmaktadır. Son çalışmalar, minenin 15-20 sn asitlenmesinin ardından 10-20 sn su ile yıkamanın yeterli olduğunu göstermiştir. Dentin ile uyumu daha iyi olan %10'luk maleik asit, %10'luk sitrik asit, %2,5'luk oksolik asit ve %2.5'luk nitrik asidin mine yüzeyinde kullanılması sonucunda minede fosforik asitle oluşan mat ve tebeşirimsi beyaz görünümün oluşmadığı gözlenmiştir (Barlcmeier ve ark 1992). Asitle pürüzlendirme işlemiyle minenin serbest yüzey enerjisi 72 dynes/cm'li düzensiz bir yapıya dönüşür. Bu sayede yaklaşık iki buçuk kat artan mine yüzeyi, adeziv tarafından daha iyi ıslatılabilir hale gelir ve adeziv, mikropöröz yapılara daha iyi nüfuz edebilir (Schwartz ve ark 1996).

1.5.2. Dentin Dokusuna Adezyon

Dentin dokusu, hacimce %70 inorganik apatit kristalleri, %30 organik matriks ve %25 su içermektedir (Van Meerbeek ve ark 2003). Yüksek organik içeriğinin yanı sıra, dentin tübülleri içermesi ve tübüllerin dentin sıvısıyla dolu olması, pulpadan dışa doğru bir basınca neden olur. Bu intrapulpal basınç 25-30 mmHg olup rezinin penetrasyonu için dezavantaj oluşturur (Dayangaç 2000). Bu nedenle adezyonu sağlamak dentin dokusunda daha zordur. Dentine asit uygulanmasıyla, dentin yüzeyi ve dentin tübülleri demineralize olarak peritübüler dentin ortadan kalkar ve kollagen fibriller açığa çıkarak, monomerlerin tübüllerin içine penetrasyonu kolaylaşır (Van Meerbeek 2003).

Asit uygulanmasının ardından intertübüler dentinde 3-7 μm aralığında demineralizasyon oluşur. Dentin yüzeyinin demineralizasyon derinliği, uygulanan asidin tipine, konsantrasyonuna, uygulama süresine, asitin konsantrasyonu, pH'ı ve asitleme süresine bağlı olarak değişmektedir (Summitt ve ark 1996).

Asitleme işleminden sonra düşen yüzey enerjisinin arttırılması ve yüzeyin ıslanabilirliğini arttırmak amacıyla primer uygulanmaktadır. Primer, aseton veya etanolde çözünmeyen HEMA (2 hidroksietil metakrilat) ve 4-META (4-metakriloksietil trimetil anhidrid) gibi hidrofilik monomerlerden oluşmaktadır. Primer, uçucu yapısı ile ve nemli kollojen ağındaki su ile yer değiştirir ve açığa çıkan kollojen ağındakidaki nano-boşluklara monomerin infiltrasyonunu kolaylaştırırlar (Johnson ve ark 1991). Yüzey koşulları değiştirilen ve primer uygulanan dentin dokusuna, rezin uzantıların oluşmasını sağlamak amacıyla, BisGMA ve UDMA gibi temel hidrofobik monomerler, viskozite düzenleyici TEGDMA ve ıslatma ajanı olarak HEMA içeren adeziv ajanlar uygulanır (Swift 2002).

Dentine adezyonda, rezinin dentin tübüllerine penetrasyonu sonucu oluşan rezin taglar önemli etkiye sahiptir. Bu uzantılar, tübül duvarlarına bağlanmayı, sızdırmazlığı, mikrosızıntının engellenmesini, postoperatif hassasiyetin ortadan kalkmasını ve rezin retansiyonunu sağlar (Kalender 2004).

1.5.3. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Diş sert dokularına adezyon, diş yapısındaki inorganik içeriğin, rezinle yer değiştirmesi temeline dayanır (Van Meerbeek 2001). Dentine adezyon, günümüz modern adeziv sistemlerle geliştirilmesine rağmen, adeziv sistemler üzerindeki çalışmalar devam etmektedir. Adeziv sistemlerin sınıflandırması etki mekanizmalarına göre üç temel başlık altında incelenebilir (De Munck 2005).

Bu sınıflandırma;

- Total-etch adeziv sistemler
- Self-etch adeziv sistemler
- Cam iyonomer adeziv sistemler

1.5.3.1. Total-etch Adeziv Sistemler

Total-etch adeziv sistemler, ayrı bir asit uygulaması ve yıkanması fazını içerirler. Pürüzlendirme sıklıkla %30-40'lık fosforik asit jelleriyle yapılmaktadır. Bu adeziv sistemler, klinik açıdan üç basamaklı total-etch sistemler ve iki basamaklı total-etch (one bottle) sistemler olarak iki şekildedir. Üç basamaklı total-etch sistemler asit uygulaması ve yıkanması, primer uygulaması ve adeziv rezin uygulaması aşamalarını içerir (Van Meerbeek ve ark 2005). İki basamaklı versiyonunda ise primer ve adeziv uygulaması birleştirilmiştir ancak asit uygulaması ve yıkanması yine ayrı bir aşama olarak yapılmaktadır (Van Meerbeek ve ark 2003). Yıkama işleminden sonra dentin yüzeyinin aşırı kurutulması, açığa çıkan kollojen fibrillerin çökmesine neden olarak rezinin penetrasyonunu azaltır. Bu nedenle yıkama aşamasından sonra dentinin havayla aşırı kurutulmasından kaçınmak gerekmektedir (Kanca 1992).

1.5.3.2. Self-etch Adeziv Sistemler

Self-etch adeziv sistemler ayrı bir asit uygulaması aşaması gerektirmez. Bu durum klinik olarak uygulama kolaylığı sağlar ve teknik hassasiyet gereksinimini de azaltır. Suda çözünebilen asidik monomerleri sayesinde dentin ve minenin asitlenmesi ile primer uygulaması eş zamanlı olarak gerçekleşir (Van Meerbeek ve ark 2003).

Bu sistemler;

a. İki aşamalı self etch sistemler (asidik primer-bonding)

b. Tek aşamalı self etch adezivler (all-in-one) olarak iki şekilde uygulanır (Perdigao 2010).

İki aşamalı self-etch sistemlerde, asidik primer uygulamasını takiben, adeziv ayrı bir basamak olarak uygulanır. Tek aşamalı self-etch sistemlerde ise asit-primer-adeziv tek bir basamakta birleştirilmiştir.

1.5.3.3. Cam İyonemer Adeziv Sistemler

Cam iyonomerler, diş dokularına herhangi bir yüzey işlemi yapılmaksızın kimyasal olarak bağlanabilen tek materyaldir. Ancak materyalin uygulanmasından

önce polialkenoik asitin düzenleyici olarak diş yüzeyine uygulanması, cam iyonomer materyallerin bağlanma etkinliklerini önemli derecede arttırmaktadır (Van Meerbeek ve ark 2003). Polialkenoik asitin karboksil gruplarının kollajen fibriller arasında kalan hidroksi apatitlerin kalsiyumları ile etkileşimi sonucu kimyasal bağlanma elde edilir (Peumans ve ark 2005).

1.5.3.4. Self Adeziv Sistemler

Son yıllarda piyasaya sürülen self-adeziv rezin simanlar, geleneksel simanların uygulama kolaylığı ile rezin simanların üstün mekanik özellikleri ile adezyon ve estetik özelliklerini birleştirmeyi amaçlamıştır (Rosentritt ve ark 2004, Pegarro ve ark 2007). Self adeziv sistemler, diş sert dokularına herhangi ön yüzey işlemi gerektirmeyen, rezin sistemlerdir. İlk olarak 2002 yılında 3M Espe firması tarafından "RelyX Unicem" adıyla piyasaya sunulmuştur. Self-adeziv rezin simanlar, asidik ve hidrofilik monomerleri bir arada bulundururlar. Bu sayede mine ve dentini eş zamanlı demineralize ederek monomer infiltrasyonunu gerçekleştirebilmektedirler. Siman ağırlıkça yaklaşık %72 oranında inorganik doldurucu ve reaktif cam partiküller içermektedir (Han ve ark 2007).

Doldurucuların bir kısmı metakrilat monomerlerine kimyasal olarak bağlanır, diğer kısmı alkalindir ve kalan metakrilat monomerlerinin fosforik asit grupları ile reaksiyona girerek asidik ortamı nötralize eder. Böylece, florid salınımı gerçekleşir. Fosforlanmış metakrilatların asidik yapısı diş yüzeyinin demineralizasyonuna yol açarak simanın diş yüzeyine penetrasyonunu sağlar. Bu moleküller polimerize olunca siman ve diş arasında mikromekanik retansiyon sağlanır (Sarı 2010).

1.6. Mikrosızıntı

Restorasyonların uzun dönem klinik başarısında, mikrosızıntı temel faktör olabilmektedir (Tay ve ark 2002). Mikrosızıntı, restoratif materyal ile diş dokusu arasına, bakteri, oral sıvılar ve molekül veya iyonların difüzyonu olarak tanımlanabilir (Trajtenberg ve ark 2008). Restorasyonların uzun dönem klinik başarısında önemli rol oynar. Mikrosızıntı, siman-restorasyon arayüzünde olduğu gibi, diş-siman arayüzünde de gerçekleşmektedir (Yüksel ve Zaimoğlu 2011).

Mikrosızıntının derecesi birçok faktöre bağlıdır. Dental restorasyon, yapıştırıcı ajan ve diş yapısı arasındaki kompleks ilişkinin, mikrosızıntının seviyesini

etkikediği bilinmektedir (Rossetti ve ark 2008). Diş-dokusu ve restorasyon arasındaki adezyonun yetersizliği mikrosızıntıyı arttıran bir faktördür.

- Rezin simanın polimerizasyon büzülmesi,
- Diş ve rezinin termal genleşme katsayısı açısından uyumsuz olması,
- Diş ve rezinin elastiklik modüllerinin birbirinden çok farklı olması,
- Simanın suda çözünebilirliği,

adezyonunun azalmasına neden olabilmektedir (Toman 2004, Ayyıldız ve ark 2009).

Polimerizasyon büzülmesi

Restoratif materyaller, polimerizasyon reaksiyonu sırasında boyutsal değişikliğe uğramaktadırlar. Polimerizasyon büzülmesi, monomer moleküllerinin polimere dönüşmesi sırasında moleküllerin birbirine daha yakın hale gelmesine ve kütle büzülmesine yol açmaktadır (Venhoven ve ark 1993). Polimerizasyon büzülmesi arttıkça, diş ve restoratif materyal arasındaki boşluk da artar. Rezin içeriğindeki doldurucu miktarının artması, polimerizasyon büzülmesini azaltmaktadır. Rezinin elastiklik modülü değeri ile büzülme stresleri doğru orantılıdır. Her iki yapışma yüzeyinin adheziv kuvvetleri arasında daha zayıf olan bağlantıda kopma, kırılma veya bozulma beklenmektedir (Bakır 2012).

Termal genleşme katsayısı

Diş dokuları ve restoratif materyaller farklı genleşme katsayılarına sahiptir. Rezinlerin termal genleşme katsayısı diş dokusunun termal genleşme katsayısından 4 kat daha fazladır Restorasyon materyalleri, polimerizasyon sırasında veya daha sonra ağıza alınan sıvıların sıcaklık farklarından etkilenmektedir. Bu nedenle rezin kullanılarak yapılan restorasyonlar ile diş dokusu arasında bir aralık oluşumu söz konusudur. Bu mikro aralığın büyüklüğü materyalden materyale değişiklik gösterir Materyaller ve diş doluları arasındaki termal genleşme katsayısı birbirine ne kadar yakın olursa, aradaki boşluk az olur, bu da mikrosızıntıyı azaltır (Jacobsen 1998, Mitra ve ark 2003, Toman 2004).

Çözünürlük

Materyallerin çözünürlüğü; yapışkan yiyecekler, yetersiz ağız hijyeni,

karbonhidratlı gıdaların alınış miktarı ve sıklığından etkilenmektedir (Bakır 2012).

Karbonhidratlı gıdaların sık ve fazla miktarda alındığı, ağız hijyeninin sağlanamadığı durumlarda, tükrük tarafından iyi temizlenemeyen yiyecek artıklarının birikmiş olduğu kole bölgelerinde plak akümülasyonu artar, sonuç olarak restorasyon materyalinin bozulmasına neden olur (Vanherle ve ark 1991).

Klinik olarak mikrosızıntı, yorgunlukla meydana gelmektedir. Yorgunluk; dinamik yüklere maruz kalan yapılarda oluşan bir başarısızlık şeklidir ve stres, restorasyon tasarımı, restorasyon yüzeyinin durumun, kronun basamak uyumu ve çevresel faktörlerden etkilenmektedir (Ayyıldız ve ark 2009).

Aşınmaya dirençleri ve estetik yönleriyle her geçen gün geliştirilen adeziv rezin materyallerin en büyük dezavantajı polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak gelişen mikrosızıntıdır (İlday ve ark 2009). Mikrosızıntı uzun dönemde, restorasyonların kole bölgesinde renklenmelere, çatlaklara, hassasiyete ve ikincil çürük oluşumuna neden olabilir. Sızıntının artması sonucunda, vital pulpanın enflamasyonu ve nekrozu gelişerek, endodontik tedavi gereksinimine neden olur (Pashley 1990, Taylor ve Lynch 1992). Özellikle restoratif materyallerin klinik başarısında önemi büyük olan marjinal uyum bu etkenlerin kombinasyonu sonucu bozulmaktadır. Bu nedenle ideal bir restorasyon yapılabilmesi için restorasyon kenarı ile diş arasındaki uyumun ve sızdırmazlığın sağlanması amaçlanmalıdır (Joiner 2004). Ayrıca marjinal uyumun yetersiz olması bakteriyal plak için retansiyon alanları oluşturmasından dolayı indirekt olarak mikrosızıntıyı arttıran bir faktördür (Toman 2004).

Marjinal uyumu zayıf restorasyonlarda, tükürük, bakteri ve endotoksinlerin, kök kanalından girerek, tüm kanal boyunca ilerleyip periradiküler periodontitis oluşumuna neden olabileceği bildirilmiştir (Ricketts ve ark 2005).

Son yıllarda "nanosızıntı" terimi restorasyonla, kron marjini arasındaki özel tipteki sızıntıyı tanımlayabilmek için kullanılmaktadır. Nonosızıntı, mikrosızıntıdan bağımsızdır ve asitleme işlemi sırasında oral ve pulpal sıvıların, asit gibi hibrit tabakanın içerisinde veya yakınında bulunan gözeneklerden içeriye girmesi sonucu meydana gelir (Ayyıldız ve ark 2009). Bu sızıntı tipi hibrit tabakasında, rezinin tam olarak infiltre olamadığı, kollojen fibrillerin etrafındaki nanometre çapındaki

boşluklarda olur (Pashley ve ark 1997). Bu nano boşluklar ortalama 20-100 nm genişliğindedir. Mikrosızıntı ile karşılaştırıldığında (10-20 μm) bu boşluklar oldukça küçüktür. Bu boşluklar mikroorganizmaların geçebileceği boşluklar değildir, ancak onların enzimleri bu boşluklardan geçebilir (Sano 2006). Sızıntının bu tipi 'nanosızıntı' olarak adlandırılır. Hibrit tabakasında bulunan nanometre çapındaki bu boşluklarda gerçekleşen sızıntının, rezin-dentin ara yüzey bağlantısını olumsuz etkilediği düşünülür (Torkabadi ve ark. 2009).

1.6.1.Mikrosızıntı Tespit Yöntemleri

Restorasyonların, kron marjinlerini örtme özelliklerini, kenar uyumlarını, diş-restorasyon arasında oluşabilecek geçirgenliğin derecesini belirlemek için pek çok yöntem bulunmaktadır (Bakır 2012) .

İn-vivo Yöntemler

Ağız ortamında bulunan restorasyonun kenarlarının görünürdeki durumu, renk değişiklikleri, radyolojik görüntü ve sivri uçlu bir sond yardımıyla bölgenin kontrol edilmesi ile elde edilen verilerin farklı değerlendirme kriterleri kullanılarak karşılaştırılması şeklinde yapılabilir (Bakır 2012).

İn-vitro Yöntemler

İn vivo çalışmalar kadar, in vitro yöntemler de mikrosızıntının incelenmesinde büyük yer tutmaktadır. Bu amaçla uygulanan başlıca in vitro yöntemler;

1. Boya yöntemi,
2. Radyoizotop yöntemi,
3. Nötron aktivasyon yötemi,
4. Basınçlı hava kullanımı,
5. Elektrokimyasal analiz,
6. Taramalı elektron mikroskop analizi (SEM),
7. Bakteriyel sızıntı,
8. Kimyasal ajan kullanımı (Tiritoğlu 1993, Taylor 1992)

1.6.1.1.Boya Yöntemi

Mikrosızıntının ölçümünde en çok tercih edilen, analiz yöntemlerinden biridir. Bu yöntemde, kenar sızıntısının tespit edilebilmesi için özel boyalar kullanılmaktadır. Boyama tekniklerinde, boyanın partikül büyüklüğünün, dentin kanallarının çapından daha geniş olması tercih edilmektedir. (1-4 μm). Sızıntı çalışmalarında dentinin boyanması ile kavite duvarı ve restorasyon materyali arasındaki boşluğun boyanması ayırt edilebilmelidir (Taylor ve ark 1992). Bu yöntemde, çekilmiş ve restore edilmiş dişin mikrosızıntı tespiti yapılacak bölümü dışında diğer bölgeler tırnak cilası gibi bir madde ile izole edilerek boya solüsyonu içine bırakılır. Boya maddesinin cinsine ve hazırlanan yoğunluguna göre örnekler belirli bir süre bu solüsyonun içerisinde bırakılır daha sonra örneklerden kesitler alınarak boya penetrasyonu mikroskop altında incelenir ve değerlendirilir (Mathis ve ark 1990, Mueninghoff ve ark 1990).

Boyama yöntemi, floresan boyaların geliştirilmesiyle daha da yaygınlaşmıştır. Kullanılan boyalar, farklı konsantrasyon ve boyutlarda partikül içeren solüsyonlar şeklindedir. Araştırmalarda boyaların farklı konsantrasyonları, farklı bekletme sürelerinde kullanılmaktadır.

Bu tür çalışmalarda;

- Bazik fuksin (%0.5-2)
- Metilen mavisi (%0.2-%2)
- Gümüş nitrat (%50)
- Toluidin mavisi (%0,25)
- Akridin turuncu (% 0,1)
- Eritrosin (%2)
- Kristal violet (%0.05)
- Anilin mavisi (%2) gibi boyalar kullanılmaktadır (Bayraktaroğlu 1998, Piva ve ark 2002).

Sızıntı çalışmalarında, boya penetrasyon miktarı ile kenar sızıntısının değerlendirilmesinde genellikle basamaklı olarak artan skalalar kullanılmaktadır (Williams ve ark 2002). Bu yöntemin kullanılmasında en büyük etkenin boyaların

ucuz ve kolay bulunabilir olması olduğu düşünülmektedir (Oruçoğlu 2003). Bu yöntemin en önemli dezavantajları, boya partiküllerinin büyüklüğü genelde bakterilerden daha küçüktür. Boya partiküllerinin en küçüğünün çapı 0,12 μm iken, bakterilerin çapı 0,5-1,2 μm, dentin kanallarının çapı 1-4 μm dir. Dentin tübüllerinin çapından daha büyük boyutta partikül içeren boyaların kullanımı doğru değerlendirme yapılmasını engelleyecektir. Ayrıca üç boyutlu olan sızıntının yalnızca iki boyutta izlenebilmesi ve sızıntının yoğunluğundaki farklılaşmaların belirlenememesi de bir dezavantajdır (Ayyıldız 2009).

1.6.1.2.Radyoziotop Yöntemi

Boyama yönteminden sonra mikrosızıntıyı değerlendirmede, en sık kullanılan yöntemdir. Bu yöntemde; radyoizotopların restorasyon ile diş dokusu arasından geçişi çekilen radyografilerle gösterilir (Ayyıldız 2009). İzotop moleküllerinin büyüklüğünün (40 μm), boya moleküllerinin büyüklüğünden (120 μm) daha küçük olması ve mikrosızıntı çalışmalarında radyoizotop kullanılmasının daha iyi detay vermesi, bu yöntemin, boyama yöntemine üstünlüğüdür. Bu yöntemin dezavantajları, izotopların insan sağlığına olumsuz etkilerinin bulunması, özel ekipman gerektirmesi, hassas çalışma gerektirmesi ve pahalı olmasıdır (Taylor ve Lynch 1992).

Radyoaktif izotopların ölçülmesi üç yöntemle sağlanır:

a. İyonizasyon yöntemi,
b. Otoradyografik yöntem ve
c. Geri dönüşümlü radyoaktif emilim yöntemi.

1.6.1.3. Nötron aktivasyon yötemi

İn-vivo olarak, restorasyonun kenarına Manganez (Mn) gibi bir kimyasal işaretleyici yerleştirilip, daha sonra çekilen dişin nükleer reaktörde 'Mn^{25}' ile bombardımana uğratılarak kenar sızıntısının belirlenmesi yöntemidir. Ancak bu teknikte, sızıntının restorasyonun hangi kısmında lokalize olduğu tespit edilememektedir (Taylor 1992, Kocabalkan 1993).

1.6.1.4. Basınçlı hava kullanımı

1900' lü yılların başlarında, Class II amalgam restorasyonlarda, hava basıncı kullanılarak, kenar uyumunun bozulması ve hava kabarcıklarının ortaya çıkması sonucunda geliştirilmiştir. Kök kanalı ve pulpa odası boyunca diş içine basınçlı hava uygulanıp, kaybolan basıncın değerlendirilmesini esas alan mikro-sızıntı ölçüm yöntemidir. Mikroskobik çalışmalarda, su içine konulan restorasyonun kenarından hava kabarcığının çıkması kenar uyumsuzluğunun belirtisi olarak değerlendirilmektedir (Üşümez ve ark 2004). Özel ekipman ve hassas çalışma gerektirmesi, çalışma süresinin uzun olması ve sonuçların kantitatif olması bu yöntemin dezavantajlarıdır (Tiritoğlu 1992, Taylor 1993).

1.6.1.5. Elektrokimyasal analiz

Bu yöntem bir elektrolite batırılmış iki metal arasındaki elektrik akımının ölçümüne dayanmaktadır; akım kaynağındaki en küçük değişkenliğin bile sonuçlara yansıması yöntemin en büyük dezavantajıdır. Çekilmiş bir diş, elektrolit bir ortam içine daldırılarak, elektrik akımı uygulanır ve sızıntı sonucunda oluşan alternatif akımdaki değişiklikler, özel cihazlar ile ölçülür. Bu yöntem, daha çok kök kanalındaki sızıntıların ölçümünde kullanılmaktadır. (Kocabalkan 1993, Bayraktaroğlu 1998).

1.6.1.6. Taramalı elektron mikroskop analizi (SEM)

Boya penetrasyonu gerçekleştirilen örneklerden kesit alındıktan sonra SEM mikroskobunda değerlendirilerek, yüzeyler arasındaki mesafeyi ölçerek restorasyon ile diş arasındaki kenar uyumunun incelenmesi esasına dayanmaktadır. Yöntemin en önemli dezavantajı; örneklerden kesit alınan yüzeylerde oluşabilecek boşlukların ölçüm esnasında yanılgıya yol açabilmesidir (Taylor 1992, Kocabalkan 1993).

1.6.1.7.Bakteriyel sızıntı

Yöntem, restorasyonların kenarından sızan bakteri toksinleri ve diğer bakteri ürünlerinin incelenmesi esasına dayanmaktadır (Ayyıldız 2009). Belli bir bakteri cinsi ve besi yeri kullanılarak in vitro olarak kök kanal dolgusunun sızıntısına bakılmaktadır. Bunun için dişler gram pozitif ve gram negatif bakterileri içeren kültür ortamına konulur ve inkübasyon süresinin sonunda besi yerinde bulunan

işaretleyici solüsyondaki renk değişikliğine göre sızıntının miktarına bakılır (Cox 1994, Zivkovic ve ark 2001).

Bu çalışmalarda kullanılan dişlerde, sızıntıya neden olan aralığın 0,2-0,3 μ'dan büyük olması gerekmektedir; bu boyuttan küçük olan aralık bakteriyel penetrasyona, onların yan ürünleri olan toksin ve enzimlerin geçişine engel olamamaktadır. Bakteriyel mikrosızıntı deneylerinde steril ve dikkatli çalışma önem taşımaktadır. Örneklerin hazırlanması ve kesit alınması sırasında dış ortamdan steril olmayan aletlerden veya hekimin elinden bulaşacak mikroorganizma hatalı sonuca yol açabilmektedir (Bayraktaroğlu 1998, Oruçoğlu 2003).

1.6.1.8.Kimyasal ajan kullanımı

Bu yöntemde radyoaktif özelliğe sahip olmayan kimyasal ajanlar kullanılmaktadır. Çoğunlukla iki renksiz bileşik kullanılarak, bunların reaksiyona girmeleri ile opak bir görüntü elde edilmektedir. Her iki kimyasal ajanın da penetre olabilme yeteneğine sahip olmaları gerekir (Taylor ve Lynch 1992). Gümüş tuzları en çok tercih edilen işaretleyicilerdir. Bunlar içinde en çok %50'lik gümüş nitrat tuzu kullanılmaktadır (Powis ve ark 1988). Bu tekniğin en büyük avantajı; kullanılan kimyasal ajanların radyoaktif olmamasıdır (Pashley ve ark 1992). Her iki kimyasal ajanın da penetre olabilme yeteneğine sahip olma zorunluluğu ve sonuçların subjektif olarak yorumlanması ise tekniğin en büyük dezavantajıdır (Holtan ve ark 1990).

1.7.Termal Siklus Uygulaması

Adeziv restorasyonların uzun dönem başarısında, kompozit rezin ile diş dokuları arasındaki adeziv bağlanmanın ömrü önemli bir faktördür. Oral kavitede restoratif materyaller, sürekli olarak ısı ve pH değişimlerine maruz kalmaktadırlar (Gale ve Darvell 1999, Meriç ve ark 2008). Termal streslerin neden olduğu büzülme ve genleşmeler sonucu restorasyonlarda marjinal boşluk ve mikrosızıntı artar (Verslius ve ark 1996). Mikrosızıntı, dental dokular ve restoratif materyaller arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığından ve diş-restorasyon arasını dolduran sıvının termal genleşmesinden kaynaklanmaktadır (Dallı ve ark 2010).

Kompozit restorasyonlar yapıldıktan sonra termal siklus uygulamasının, daha derin boya penetrasyonuna neden olduğu ifade edilmiştir (Wendt ve ark 1992). Ayrıca siklus sayısı arttıkça sızıntının da arttığı bildirilmiştir (Jang ve ark 2001). Bu

nedenle 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). Bu yöntem, sıcak ve soğuk maddelerin dişlere etki etmesini taklit eder ve diş ve restoratif materyal arasındaki termal genleşme katsayısının ilişkisini gösterir (El Araby ve Talic 2007).

Termal siklus ile elde edilen yapay yaşlandırmanın etkisi 2 şekilde görülebilir:

1. Sıcak su korunmasız kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırabilir ve yetersiz polimerize olan rezin oligomerlerin açığa çıkmasına neden olabilir.
2. Restoratif materyallerin termal genleşme ve büzülme katsayısının diş dokularından yüksek olması diş-biomateryal arayüzeyinde tekrar eden genleşme ve büzülme streslerine neden olabilir (Abdalla ve ark 2007).

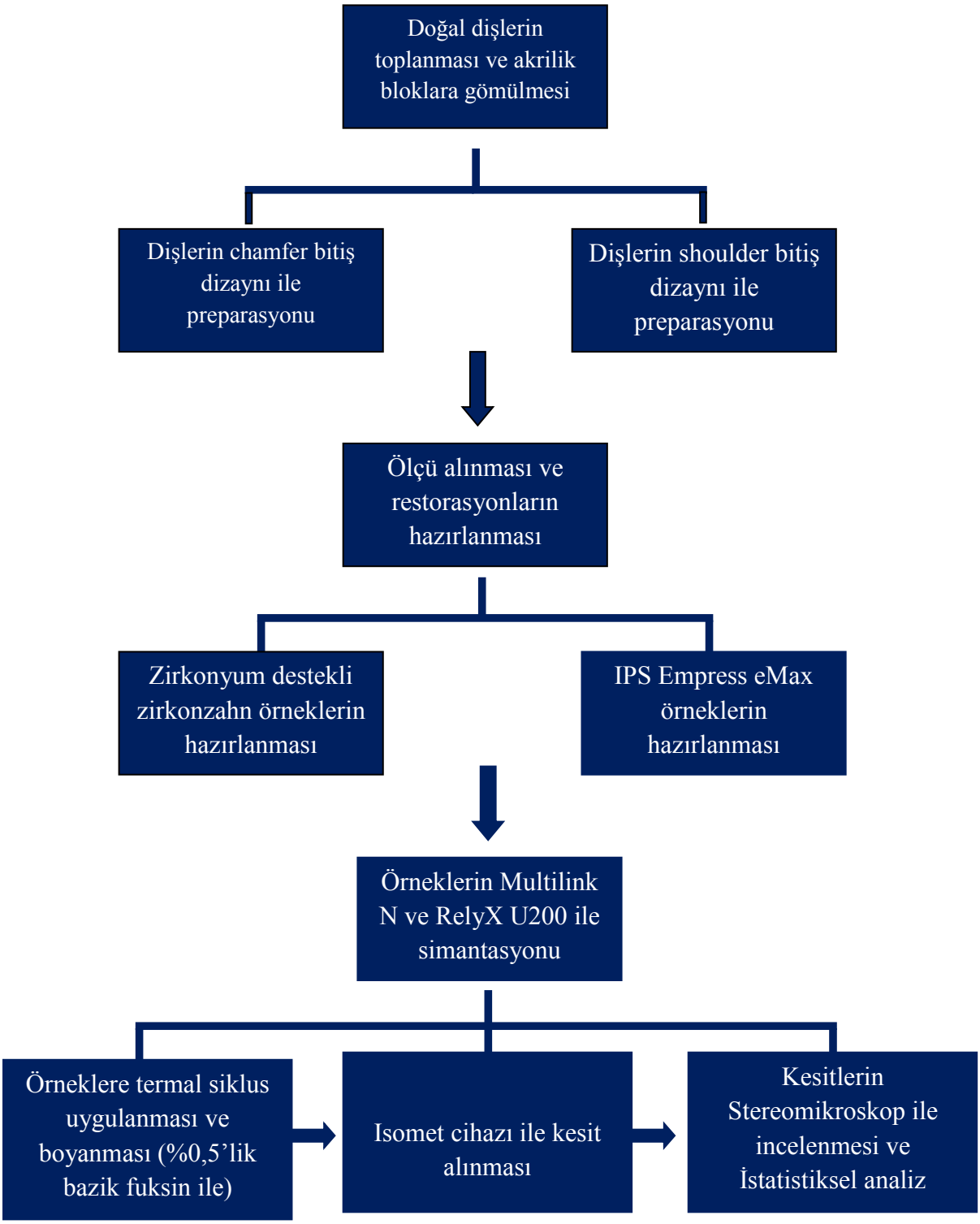
ISO TR 11450 standardına göre (2003), sıcaklığı 5 °C ve 55 ºC olan su banyoları içerisine örneklerin 500 kez daldırılması şeklinde uygulanan termal siklus uygun bir yapay yaşlandırma test yöntemidir. 10000 termal siklusun yaklaşık 1 yıllık in vivo fonksiyona karşılık gelmektedir (Gale ve Darvell 1999).

Bu çalışmada chamfer ve yuvarlatılmış shoulder marjinal bitiş dizaynına sahip dişler üzerine, farklı yapım teknikleri ile üretilen ve farklı adeziv sistemler kullanılarak yapıştırılan tam seramik restorasyonların mikrosızıntılarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızın ispat edilmemiş hipotezi farklı marjinal bitiş dizaynı, tam seramik ve adeziv sistemlerinin, restorasyonların mikrosızıntı seviyesi açısından bir fark oluşturmayacağıdır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi, As Dental Diş Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Şekil 2.1. Çalışmada takip edilen deneysel yöntem



Çalışmamızda takip edilen deneysel yöntem Şekil 2.1 de özetlenerek gösterilmiştir. CAD/CAM ve enjeksiyonla şekillendirilen seramik materyali ile hazırlanan kron restorasyonların, 2 farklı tip marjinal dizayn ile bitirilen (chamfer, shoulder) dişlere, 2 farklı tip kimyasal polimerizasyona sahip siman materyali ile simante edildikten sonra, mikrosızıntının değerlendirilmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çicelge 2.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Marka	Üretici Firma	Kod
Enjeksiyonla Şekillendirilen seramik	IPS Empress e-Max press	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	R54294
CAD/CAM Seramik	ICE Zirkon	Zirkonzahn GmBh, Bruneck, Italy	ZA9192A
Self-etch rezin siman	Multilink N	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	R05845
Self-adeziv rezin Siman	RelyX U200	3M ESPE Deutschland, GmbH, Germany	505225
Hidroflorik Asit	IPS Ceramic etching gel (%5 HF)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	R48184
Soğuk Akrilik	Meliodent self cure acrylic	Meliodent; Bayer Dental Ltd, Newbury, UK	013081

Çalışmada Kullanılan Gereçler ve Cihazlar

1-Isomet 1000 (Buehler, Low Speed Saw) hassas kesme cihazı

2-Elista (İstanbul, Türkiye Hilux 200) çekme-basma test cihazı

3-Etüv (Nüve, İstanbul, Türkiye) laboratuvar fırını

4-Stereomikroskop (Olympus, SZ-PT, Japonya)

5-Termal siklus (Thermal Cycler Tester, Dental Teknik, Konya, Türkiye)

6-Işık cihazı (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan adeziv sistemler ve kompozisyonları

Ürün İsmi	**Kompozisyonu**	**Seri No (LOT)**
Multilink N	Multilink N Bis-GMA HEMA Barium cam doldurucu Ytterbiumtrifluoride silikon doldurucu Pigmentler	R05845
	Primer A: Su, Reaksiyon başlatıcılar Primer B: HEMA, Fosforik asit Methacrylate	R43661 R25579
	Monobond N 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilane Etil alkol	N57579
RelyX U200	Base: Fosforik asit içeren methacrylate, Silanize doldurucu Katalist: Methacrylate, Alkalin doldurucu	505225

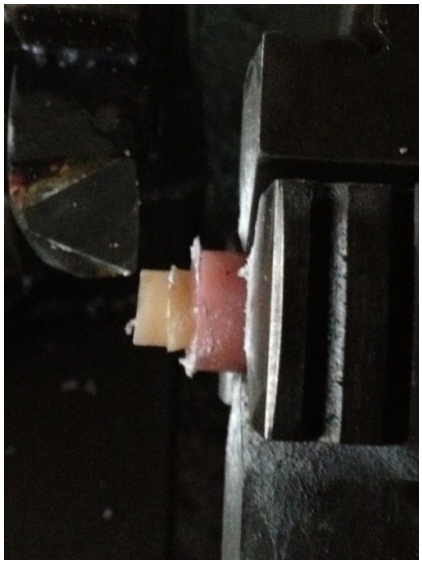
2.1. Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada periodontal ve ortodontik amaçla yeni çekilmiş, çürüksüz ve restorasyonsuz, 80 adet üst 2. premolar dişler kullanıldı. Çekilmiş dişlerin 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. Preparasyondan önce, dişler oklüzal yüzeyleri üstte kalacak şekilde herbiri 2x2x2 cm çapında hazırlanan kalıplar içerisine, mine

sement birleşim sınırının 2 mm altında olacak şekilde akrilik içine gömüldü. Daha sonra örnekler, her bir grupta 10'ar adet diş olacak şekilde rastgele 8 gruba ayrıldı.

2.2. Dişlerin Preparasyonu

Standart olarak tüm dişlerin insizal kenarlarından 2 mm, palatinal yüzeylerinden 1 mm, vestibül ve aproksimal yüzeylerinden ortalama 1.2 mm'lik redüksiyon, taper açısı 12° olacak şekilde tornada yapıldı (Resim 2.1). Dişlerin kole bölgesinde ise, örneklerin yarısı 135° açılı chamfer, diğer yarısı yuvarlatılmış shoulder bitim dizaynı ile basamak kalınlığı 1 mm olacak şekilde hazırlandı. Daha sonra Tüm dişlerin okluzal yüzeylerindeki keskin kenarlar, aeratör yardımıyla yuvarlatılarak preparasyon tamamlandı (Resim 2.2).



Resim 2.1. Torna yardımıyla diş kesimi



Resim 2.2. Preparasyonu tamamlanmış

2.3. Ölçü Alınması ve Çalışma Modellerinin Hazırlanması

Üst 2. premolar dişlere hazırlanan preparasyon sonrasında, ölçü alma işlemi polivinil siloksan ölçü maddesi[∞] kullanılarak gerçekleştirildi. Örnekler kalıba parmak basıncı uygulanarak yerleştirildi ve tek aşamalı ölçü tekniği kullanılarak alındı (Resim 2.3).

[∞] Zetaplus putty, Oranwash L light hydrocompatible, C-silicone, Zhermack Clinical Badia Polesine, Italy




Resim 2.3. Ölçü işlemi tamamlanmış örnekler

Alınan ölçüler içerisine Tip IV dental sert alçı≈ döküldü ve sertleşmesi için 1 saat bekletildi. Sertleşen day materyali ölçü maddesi içerisinden çıkartıldı (Resim 2.4). Elde edilen örnekler, iki farklı seramik restorasyonun yapımı için iki gruba ayrıldı (n=40).



Resim 2.4. Alçı çalışma modeli

2.4.Seramik Örneklerin Hazırlanması

2.4.1. IPS Empress e-Max Press Seramik örneklerin hazırlanması

Alçı day materyallerinden elde edilen çalışma modelleri üzerinde preparasyon duvarlarına kalınlığı 15 µ olan die spacer∅ ince bir fırça ile 2 kat uygulandı.

Seramik kron restorasyonları hazırlamak üzere, IPS Empress e-Max Press için geliştirilmiş mumdan$^{\chi}$ modelaj yapıldı (Resim 2.5).

≈ GC Fujirock EP, GC Europe N.V, Leuven, Norway
∅ Megadental GmbH Büdingen, Germany
$^{\chi}$ Bego, Bremer Goldschlägerei Bremen, Germany



Resim 2.5. Modelajı tamamlanmış örnek

Mum modelasyonlar okluzal kenarın en üst kısmına gelecek şekilde özel tij mumu ile tijlendi ve manşet kapağına mum ile sabitlendi. Kaidenin etrafı silindir şeklinde özel Empress kâğıdı[Θ] ile çevrelendi. IPS Empress e-Max Press revetmanı[#] (Resim 2.8.) üretici firmanın önerdiği şekilde 100 gr toz, 15,5 ml likit ve 6,5 ml distile su olacak şekilde hazırlanarak, 20 sn elde, 60 sn vakumlu karıştırıcıda[&] karıştırılarak kağıt silindir içine döküldü. Revetmanın sertleşmesi için 1 saat beklendi ve kâğıt manşetten çıkartıldı. Hazırlanan manşet ön ısıtma fırınına[∫] konuldu ve manşet 850 °C' de 30 dk bekletildi ve mum örneklerin tamamen burn out işleminin tamamlanması sağlandı.



Resim 2.6. IPS Empress e-Max Press ingot

[Θ] IPS Empress Universal Paper Ring, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
[#] IPS PressVEST Special Investment Material, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
[&] Motova SL, Bremer Goldschlägerei Bremen, Germany
[∫] Nüve MF 120, Atlan Endüstriyel ve Laboratuvar Cihazları İstanbul, Türkiye

Ön ısıtma işlemi tamamlanan manşet, A2 rengindeki IPS Empress eMax Press ingot[ɣ] (Resim 2.6) ile birlikte IPS Empress döküm fırınına[ρ] yerleştirildi.



Resim 2.7. IPS Empress döküm fırını



Resim 2.8. IPS Empress Press revetmanı

Fırınlama ve presleme işlemi üretici firma talimatlarına uygun olarak gerçekleştirildi (Resim 2.9).



Resim 2.9. Örneklerin preslenmesi

ɣ IPS Empress E-Max Press Ingot Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
ρ IPS Empress EP 600 Combi, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Program tamamlandıktan sonra yaklaşık 1 saat soğumaya bırakılan ve oda sıcaklığına ulaşması beklenen revetmanın fazlası separe ile kesilerek uzaklaştırıldı. Örnekler 4 bar basınç altında revetmandan temizlendi. Bunu takiben, önce 100 µ çapında Al_2O_3 partikülleri ile 4 milibar basınçta kumlama işlemi yapıldı. İlk kumlama işleminden sonra 50 µ Al_2O_3 partikülleri ile 2 milibar basınçta kumlama işlemi tamamlandı ve örnekler 10 dk ultrasonik temizleyicide© temizlendiler.

Her bir seramik alt yapı, die üzerine yerleştirilerek IPS e-Max Ceramε içeren tabakalama seramiği uygulanarak üst 2. premolar diş formları verildi ve fırınlandı. Hazırlanan IPS Empress e-Max tüm seramik kronlar kesilmiş dişlerin üzerine yerleştirilerek marjinal bütünlükleri ve uyumları kontrol edildikten sonra son glazür tabakası da uygulanarak fırınlandı.



Resim 2.10. IPS Empress e-Max restorasyon

2.4.2. Zirkonzahn Örneklerin Hazırlanması

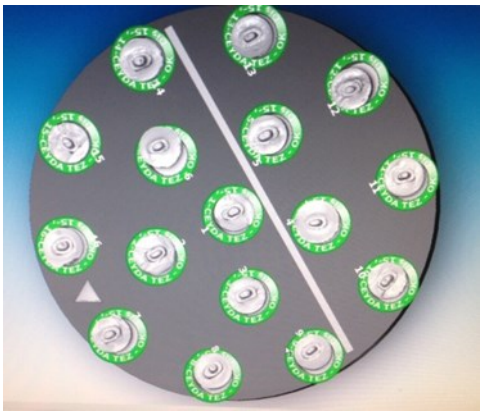
Örneklerin yapımına başlamadan önce die güdük üzerine, görüntüleme spreyiϖ preparasyonun her yerinde eşit olacak şekilde püskürtüldü (Resim 2.11).

© Biosonic JR, Whaledent Int N.Y. USA
ε Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
ϖ White Peak Systems GmbH&CO. KG Langeheide, Germany



Resim 2.11. Optik tarayıcı için hazırlanan örnekler

Alçı model tarayıcının tablasına sabitlendi ve 15µm hassasiyetinde doğruluk veren tarayıcıya[Σ] yerleştirildi. Tarayıcı ünite, modelin yerleştirildiği tablanın yatay düzlemde dönme hareketi yapması sonucu farklı açılardan görüntülerini aldı. Bu görüntüler bilgisayar ekranında üç boyutlu olarak kaydedildi (Resim 2.12).



Resim 2.12. Optik taraması tamamlanmış örnekler

Elde edilen bu dijital ölçü üzerinde yapılacak olan restorasyonun marjinal sınırları bilgisayar yardımı ile belirlendi. Bu marjinal sınırlar çerçevesinde yapılacak olan restorasyonun dijital ortamda tasarımı oluşturuldu.

Tasarımı tamamlanan örneklerden elde edilen veriler bilgisayar ortamında frezeleme ünitesine[Ϙ] aktarılarak frezeleme işlemi gerçekleştirildi (Resim 2.15). Zirkonya alt yapıların hazırlanmasında presinterize bloklar[Д] Zirkonzahn, Bruneck,

[Σ] Dental Wings Inc. Montreal, Canada
[Ϙ] Yenamak, İstanbul, Türkiye
[Д] ICE Zirconia Blank, İtalya

kullanıldı. Sinterleme aşamasında oluşacak büzülmeyi kompanse etmek için alt yapılar final boyutuna göre hacimsel olarak %25 daha büyük frezelendi (Resim 2.15).



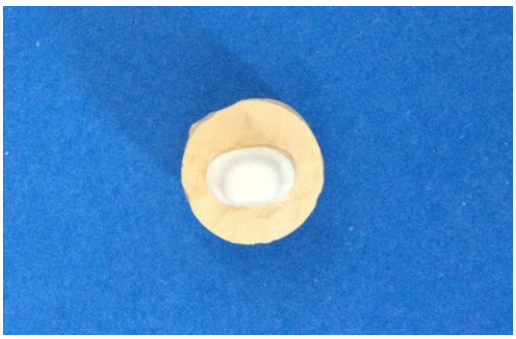
Resim 2.13. CAD ünitesi



Resim 2.14. Frezeleme Ünitesi



Resim 2.15. Aşındırılan zirkonya blok



Resim 2.16. Zirkonya seramik alt yapı

Frezeleme işleminin ardından alt yapılar, Zirkonzahn keramikofen 1500[я] sinterleme fırınında, 1500 °C de 12 saat isinterlendi (Resim 2.17).



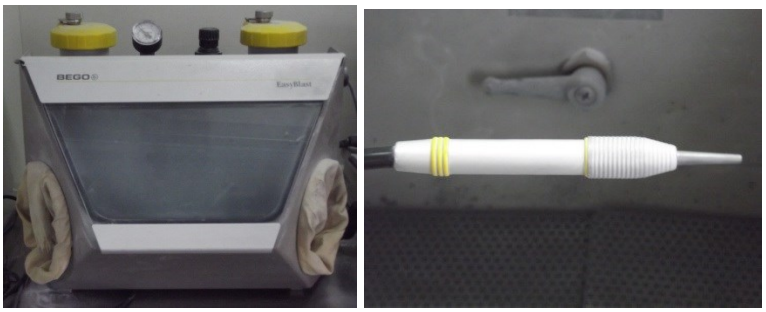
Resim 2.17. Sinterleme fırını



Resim 2.18. Zirkonya restorasyon

я Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Italy

Sinterleme sonrası 50 µ Al_2O_3 ile 2 bar basınç altında seramik örnekler 15 sn. kumlama cihazında kumlandı (Resim 2.19). Alt Yapısı tamamlanan örneklere, üst yapı porseleni[0] tabakalama tekniği ile uygulanarak 920 °C de pişirildikten sonra glazür tabakası uygulandı.



Resim 2.19. Kumlama cihazı

2.5. Örneklerin Simantasyonu

Çalışmamızda chamfer ve shoulder basamak dizaynı ile hazırlanan dişlere, yapılan IPS Empress e-Max, ve Zirkonzahn restorasyonların simantasyonunda, Multilink N[2] ve RelyX U200[p] rezin simanlar kullanıldı. Elde edilen toplam 80 restorasyonun, uyumları prepare dişler üzerinde kontrol edildikten sonra simantasyon işlemi gerçekleştirildi.

IPS Empress e-Max Restorasyonların Simantasyon İçin Hazırlanması

Seramik iç yüzeyleri hidroflorik asit[ψ] ile 20 sn. süre ile asitlendi. Restorasyonlar 30 sn. suyla yıkanarak kurutuldu (Resim 2.20).



Resim 2.20. Hidroflorik asit

[0] Noritake Cerabien Zr, Kuraray, ABD
[2] Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
[p] 3M-ESPE, ABD
[ψ] IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

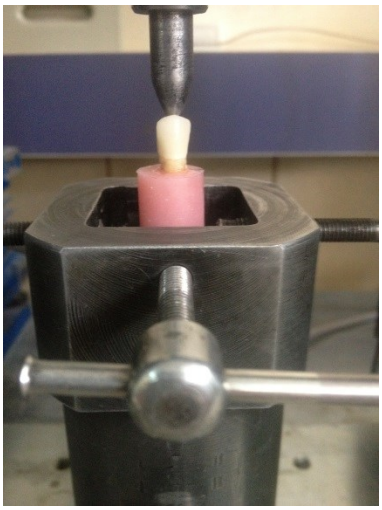
2.5.1. RelyX U200 ile Simantasyon

RelyX U 200 katalizör ve base'i eşit oranda sıkılarak, karışım homojen hale gelene kadar karıştırıldı. Spatül yardımıyla restorasyonların iç yüzeyine siman yerleştirildi. Restorasyonlar prepare dişler üzerine parmak basıncıyla yerleştirildi ve taşan siman artıkları sond yardımıyla uzaklaştırıldı.



Resim 2.21. RelyX U200 rezin siman

Daha sonra örnekler, sabit basınç altında üniversal test makinasına[x] yerleştirilerek 30 N' luk sabit yük 10 dakika uygulandı (Resim 2.22).



Resim 2.22. Örneklere sabit yük uygulanması

Bu süre içinde örneklere 90° açıyla, dişlerle temas edecek şekilde okluzal, mezial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerden, 40 sn boyunca LED[ж] (450 mW/cm^2) ışık cihazı[Ø] uygulandı. Daha sonra örnekler üniversal test cihazından çıkarıldı, restorasyon marjinlerine porselen lastikleriyle polisaj yapıldı.

[x] Elista Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye Hilux 200
[ж] Light-emitting diode
[Ø] Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

2.5.2. Multilink N ile Simantasyon

Restorasyon iç yüzeylerine fırça yardımıyla silan[f] uygulandı ve 60 sn. bekledikten sonra hava spreyi ile kurutuldu.



Resim 2.23. Monobond N

Prepare dişler üzerine ise Multilink Primer A ve B[ε] birer damla karıştırılarak fırça yardımıyla uygulandı. 15 sn. sonra hava spreyi ile inceltildi. Multilink N rezin simanın base ve katalizörü eşit oranda karıştırılarak restorasyon iç yüzeyine ve duvarlarına spatül yardımıyla uygulandıktan sonra prepare diş üzerine dikkatlice yerleştirildi.

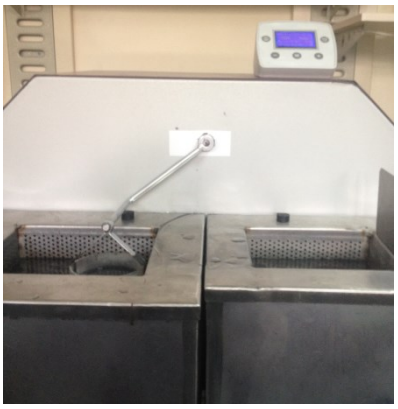
Taşan siman artıkları sond yardımıyla uzaklaştırıldı ve sabit basınç altında üniversal test makinasına[υ] yerleştirilerek 30 N' luk sabit yük 10 dakika uygulandı. Örneklerin okluzal, mezial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerden, 40 sn boyunca LED (450 mW/cm^2) ışık cihazı[ɸ] uygulandı. Daha sonra örnekler üniversal test cihazından çıkarıldı.

2.6. Termal Siklus Uygulaması ve Örneklerin Boyanması

Simantasyon yapıldıktan 5 dakika sonra örnekler 37°C'de distile su içerisine yerleştirilerek 24 saat bekletildi ve tüm örnekler termal cihaza[ə] yerleştirilerek +5°C ile +55°C'lerde 30'ar saniyelik termal siklus 5000 devir uygulandı (Resim 2.19).

---

[f] Monobond-S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
[ε] Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
[υ] Elista Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye Hilux 200
[ɸ] Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
[ə] Thermal Cycler Tester, Dental Teknik, Konya, Türkiye



Resim 2.24. Termal siklus cihazı

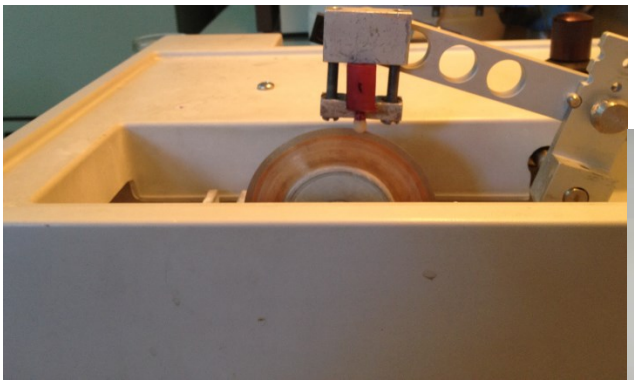
Daha sonra tüm dişler, kron kenarlarının 0.5 mm altında olacak şekilde 2 tabaka tırnak ojesi ile kaplandı. Örnekler kuruduktan sonra cam şişelerdeki %0,05'lik bazik fuksin solüsyonu içerisine kron kısımları aşağıda olacak şekilde gruplar halinde yerleştirildi ve örnekler bu şekilde 37°C'de 24 saat süreyle etüvde bekletildi (Resim 2.25).



Resim 2.25. Etüv cihazı

Örnekler bazik fuksin solüsyonu içerisinden çıkarılarak akan su altında tüm boya uzaklaşıncaya kadar yıkandı ve kesit alabilmek için kron uzun eksenleri yer düzlemine dik olacak şekilde düşük hızda, su altında kesim yapan cihaza[8] yerleştirildi (Resim 2.26).

[8] Buehler Isomet 1000 Low Speed Saw, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA





Resim 2.26. Kesitlerin elde edilmesi **Resim 2.27.** Elmas separe

Her diş, bukko-lingual ve mezio-distal yönde olmak üzere 4'e bölündü. Daha sonra dişlerin kökleri kron marjininin 2 mm altında, dişin uzun aksına dik olacak şekilde su soğutma altında kesildi. Her örnekten toplam 8 ölçüm yüzeyi elde edilmiş oldu. Tüm kesitlerin ölçüm yapılacak yüzeyleri sırasıyla 600, 800 ve 1200 numaralı zımpara kağıtları ile polisajlandı. Kesitlerdeki boya penetrasyon miktarları; stereomikroskopta[6] x20 büyütmede incelendi ve fotoğraflandı (Resim 2.28). Her bir örnekten elde edilen 8 ölçüm değerinin aritmetik ortalaması alındı.



Resim 2.28. Stereomikroskop

Mikrosızıntı değerlendirmesi aşağıdaki skorlamaya göre yapıldı;

0 = Sızıntı yok.

1 = Basamağın 1/3'üne kadar var.

2 = Basamağın 2/3'üne kadar var.

3 = Basamağın tamamında var

[6] Olympus, SZ-PT, Japonya

4 = Aksiyal duvarın 1/3'ünden fazlasına kadar var.

5 = Aksiyal duvarın 2/3'ünden fazlasına kadar var.

6 = İnsizal kenar dahil tüm aksiyal duvarda var.

7 = İnsizal kenarı aşan sızıntı var (Gu ve Kern 2003).

2.7. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda elde edilen mikrosızıntı sonuçlarının istatistilsel analizi SPSS (Windows, SPSS 17.0) paket programı kullanılarak yapıldı. Preparasyon, siman ve porselen faktörleri arasında etkileşim olup olmadığının belirlenmesi için İki Yönlü Varyans Analizi yapıldı. Fark bulunan faktörler arasında ikili karşılaştırmalar için ise Bağımsız İki örneklem T testi yapıldı.

3. BULGULAR

Değerlerin homojen dağılıp dağılmadığını görmek amacıyla Levene's testi; Normal dağılım gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla Kolmogorov Smirnov Normallik testi yapıldı ($p>0,05$). Normal dağılım gösteren ve homojen dağılan örneklere parametrik testlerden olan iki yönlü varyans analizi yapıldı.

Seramik restorasyonların mikrosızıntılarının değerlendirilmesinde yapılan iki yönlü varyans analizi sonucunda; siman ve porselen tipleri için istatistiksel olarak önemli farklılıklar bulunurken ($p<0,05$), preparasyon tipleri arasında istatistiksel olarak önemli farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).

Bununla birlikte faktörler arasında çoklu etkileşimler istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemiştir ($p>0,05$) (Çizelge 3.1.).

Çizelge 3.1. İki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P
Porselen	0,853	1	0,853	20,357	**0,00**
Preparasyon	0,153	1	0,153	3,655	0,06
Siman	11,628	1	11,628	277,561	**0,00**
Porselen-siman	0,131	1	0,131	3,132	0,081
Preparasyon-siman	0,029	1	0,029	0,689	0,409
Porselen-preparasyon	0,001	1	0,001	0,017	0,896
Porselen-siman-preparasyon	0,001	1	0,001	0,02	0,887

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

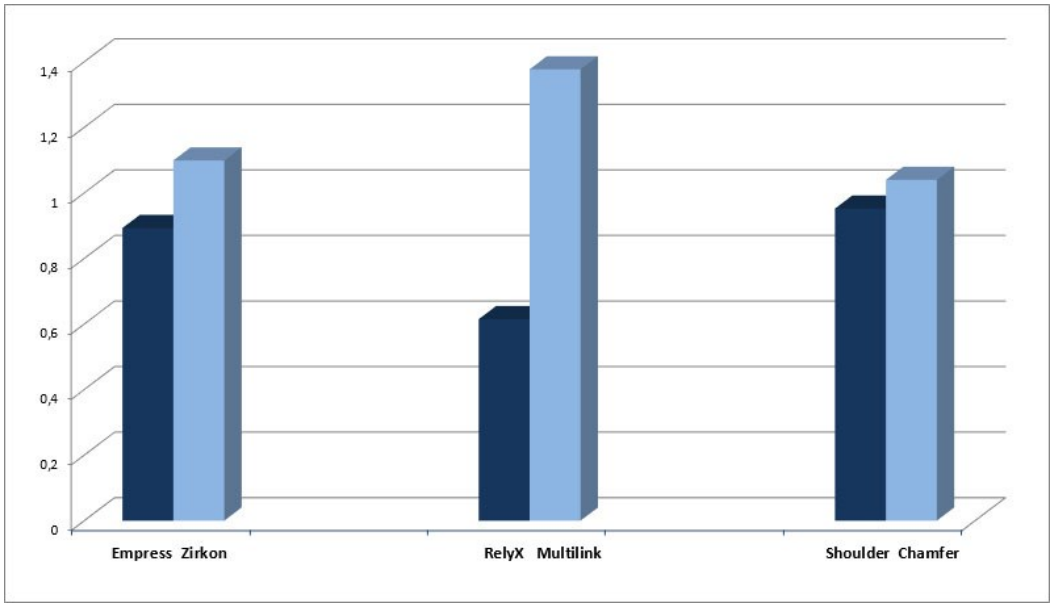
Gruplar arasındaki farklılığın kaynağını belirlemek için, ikili karşılaştırmalar Bağımsız İki örneklem T Testi yapılarak değerlendirildi (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2. Bağımsız İki örneklem T Testi

	Değişken	Ort.	SS	P
Porselen	IPS Empress eMax	0,893	0,061	0,038
	Zirkonzahn	1,099	0,076	
Siman	Rely X	0,615	0,024	0,00
	Multilink	1,377	0,046	
Preparasyon	Chamfer	1,0398	0,067	0,385
	Shoulder	0,9523	0,074	

SS:Standart Sapma

Çizelge 3.3. Seramik-Siman-Preparasyon ortalama mikrosızıntı değerleri



Tam seramik kron uygulanan tüm örneklerin birbirleri ile karşılaştırıldığı istatistiksel analiz sonuçlarına göre; aynı tam seramik sistem ve aynı siman tipi uygulanan gruplar arasında, basamak tipinin mikrosızıntı üzerine istatistiksel olarak önemli bir fark oluşturmadığı görülmüştür ($p>0.05$).

Shoulder basamak tipine sahip örnekler, chamfer basamak tipine sahip örneklere göre daha düşük mikrosızıntı değerleri göstermesine rağmen istatistiksel analiz sonucunda her iki grup arasında anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0,05$).

Aynı tam seramik sistem ve aynı basamak tipi uygulanan gruplar arasında ise kullanılan siman tipinin mikrosızıntı üzerine istatistiksel olarak önemli ölçüde etkisi

olduğu görülmüştür ($p<0,01$). RelyX, tüm gruplarda Multilink simandan daha düşük mikrosızıntı değerleri göstermiştir.

Benzer şekilde aynı tip siman ve basamak tipinin uygulandığı gruplar arasında, farklı seramik sistemlerin mikrosızıntı üzerine istatistiksel olarak önemli etkisi olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Tüm gruplarda Empress restorasyonlar, Zirkon zahn restorasyonlardan daha düşük mikrosızıntı değerleri göstermiştir.

Çizelge 3.4. Örneklerden elde edilen mikrosızıntı skorları

Grup	n (kesit)	0	1	2	3
Empress-Shoulder-Multilink	80	15	38	25	2
Empress-Shoulder-RelyX	80	41	35	4	-
Zirkon-Chamfer-Multilink	80	5	31	36	8
Zirkon-Chamfer-RelyX	80	33	36	11	-
Empress-Chamfer-RelyX	80	38	38	4	-
Empress-Chamfer-Multilink	80	12	36	30	2
Zirkon-Shoulder-Multilink	80	7	33	34	6
Zirkon-Shoulder-RelyX	80	35	38	7	-

Her örnekten yapılan 8 ölçüm sonrası her grup için elde edilen 80, toplamda 640 ölçüm değeri Çizelge 3.4. de gösterilmiştir. Bütün gruplarda görülen en yüksek boya penetrasyonu skor 3 düzeyindedir.

En düşük boya penetrasyonu skorları Empress-Shoulder-RelyX grubunda elde edildi. Bu grupta 41 kesitte boya penetrasyonu görülmezken, 35 kesitte skor 1, 4 kesitte de skor 2 düzeyinde boya penetrasyonu görülmüştür. RelyX rezin simanla yapıştırılan örnekler için en yüksek boya penetrasyonu skoru bütün gruplarda 2 düzeyinde bulunmuştur.

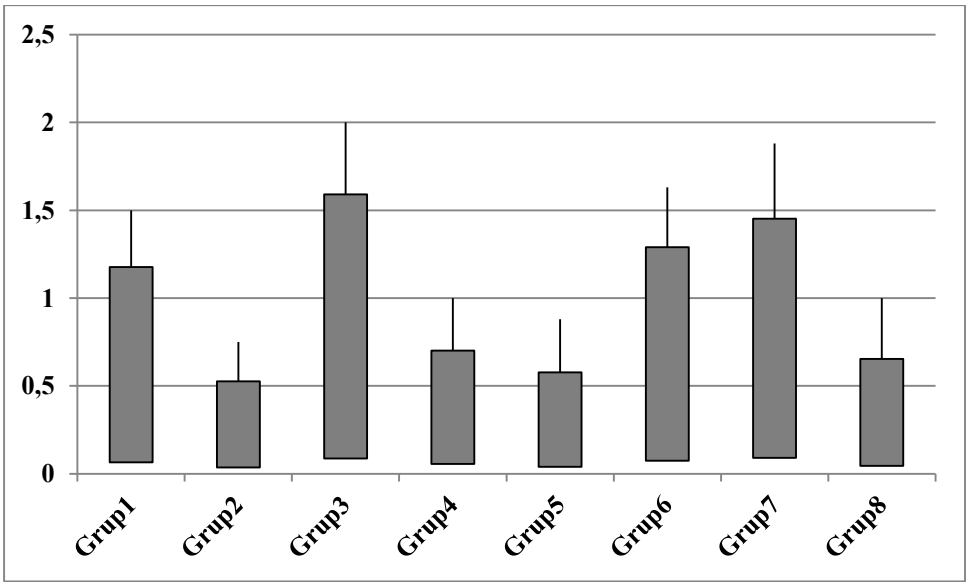
En yüksek mikrosızıntı skorları Zirkon-Chamfer-Multilink grubunda görülmüştür, 5 kesitte boya penetrasyonu görülmezken, 8 kesitte skor 3 düzeyinde boya penetrasyonu görülmüştür.

Çizelge 3.5. Grupların minimum, maximum ve ortalama değerleri

	N	Ort.	Min.	Max.	SS
Empress-Shoulder-Multilink	10	1,177	0,88	1,5	0,0651
Empress-Shoulder-RelyX	10	0,527	0,38	0,75	0,0361
Zirkon-Chamfer-Multilink	10	1,59	1,13	2.0	0,0873
Zirkon-Chamfer-RelyX	10	0,702	0,5	1	0,0562
Empress-Chamfer-RelyX	10	0,577	0,5	0,88	0,0388
Empress-Chamfer-Multilink	10	1,29	0,88	1,63	0,0746
Zirkon-Shoulder-Multilink	10	1,452	1	1,88	0,09
Zirkon-Shoulder-RelyX	10	0,653	0,5	1	0,0447
Total	80	0,996	0,38	2.0	0,05

En düşük mikrosızıntı değerleri Empress-Shoulder-RelyX grubunda görülürken, en yüksek mikrosızıntı değerleri Zirkon-Chamfer-Multilink grubunda görülmüştür.

Çizelge 3.6. Gruplara göre mikrosızıntı skor ortalamaları grafiği

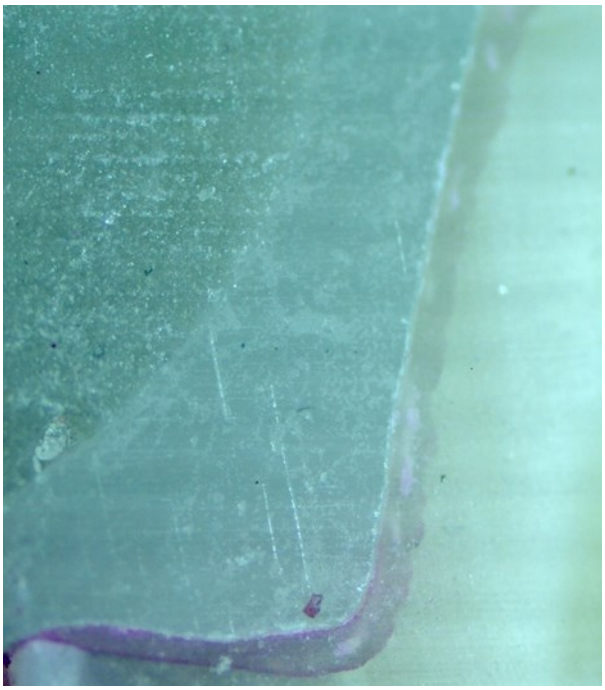


Grup 1: Empress-Shoulder-Multilink **Grup 5:** Empress-Chamfer-RelyX

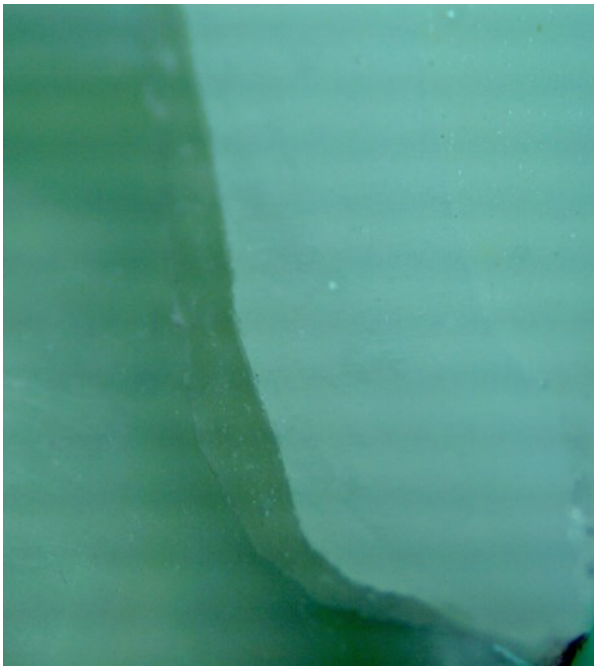
Grup 2: Empress-Shoulder-RelyX **Grup 6:** Empress-Chamfer-Multilink

Grup 3: Zirkon-Chamfer-Multilink **Grup 7:** Zirkon-Shoulder-Multilink

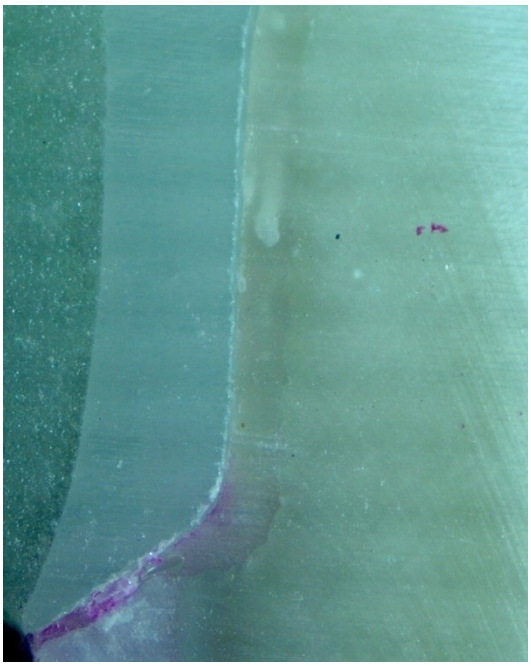
Grup 4: Zirkon-Chamfer-RelyX **Grup 8:** Zirkon-Shoulder-RelyX



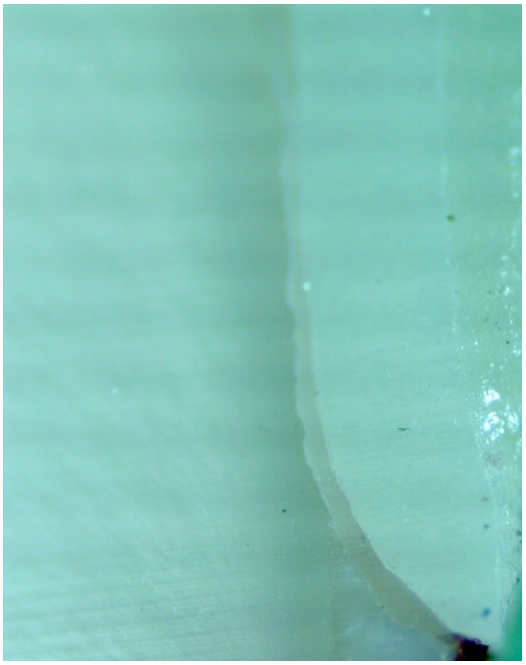
Resim 3.1. Zirkon-Shoulder-Multilink grubuna ait skor 3 düzeyinde stereomikroskop görüntüsü (x40 büyütme).



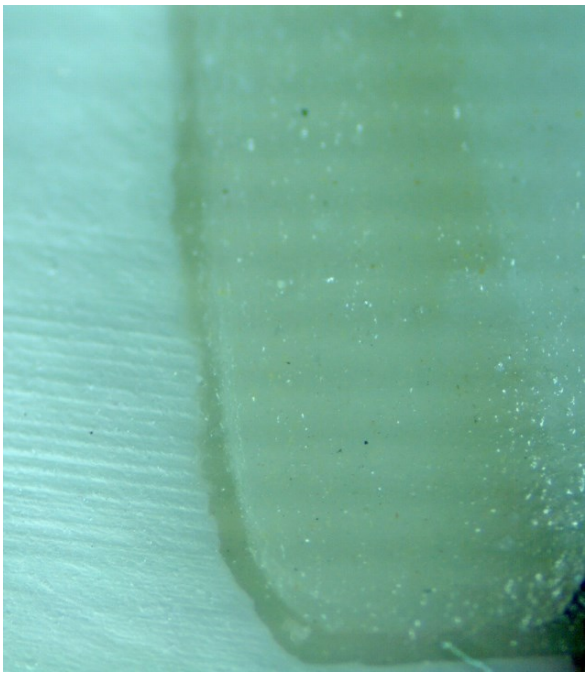
Resim 3.2. Zirkon-Shoulder-RelyX grubuna ait skor 1 düzeyinde stereomikroskop görüntüsü (x40 büyütme)



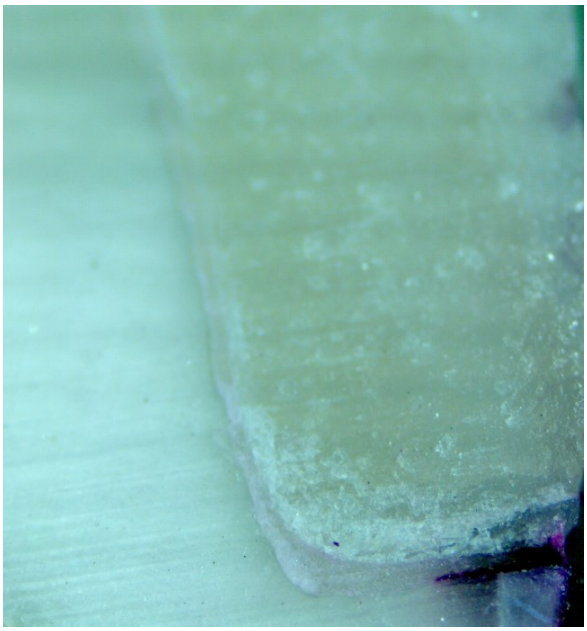
Resim 3.3. Zirkon-Chamfer-Multilink grubuna ait skor 3 düzeyinde stereomikroskop görüntüsü (x40 büyütme)



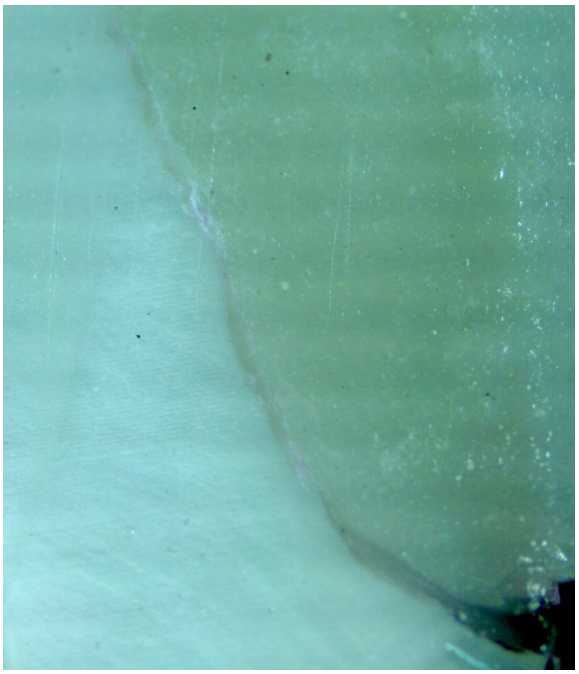
Resim 3.4. Zirkon-Chamfer-RelyX grubuna ait skor 1 düzeyinde stereomikroskop görüntüsü (x40 büyütme)



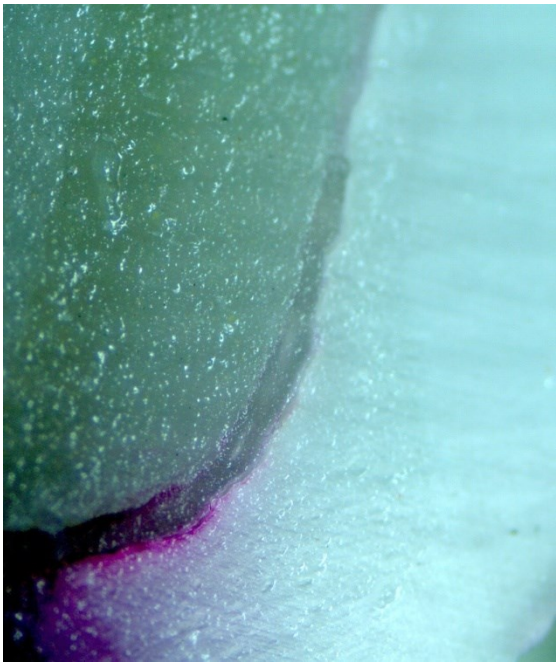
Resim 3.5. Empress-Shoulder-RelyX grubuna ait skor 0 düzeyinde stereomikroskop görüntüsü (x40 büyütme).



Resim 3.6. Empress-Shoulder-Multilink grubuna ait skor 2 düzeyinde stereomikroskop görüntüsü (x40 büyütme).



Resim 3.7. Empress-Chamfer-RelyX grubuna ait skor 1 düzeyinde stereomikroskop görüntüsü (x40 büyütme).



Resim 3.8. Empress-Chamfer-Multilink grubuna ait skor 3 düzeyinde stereomikroskop görüntüsü (x40 büyütme).

TARTIŞMA

Restoratif dental materyallerin performanslarının geliştirilmesi ve test edilmesi için in vivo ve in vitro çalışmalar yapılmaktadır. Klinik çalışmaların maliyetinin yüksek olması ve sonuçların alınması için uzun süre gerektirmesi en önemli dezavantajı oluşturmaktadır. Ayrıca 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).

İn vivo koşullar in vitro ortamda tam olarak taklit edilemese de, in vitro çalışmalar materyallerin in vivo davranışlarına ışık tutmaktadır. Mikrosızıntı çalışmalarında önemli bir konu in vitro çalışmanın klinikle bağlantısıdır. Barnes ve arkadaşları (1993) çalışmalarında, in vitro çalışmaların yüksek sızıntı skorları vermeye eğilimli olduklarını bildirmiştir. Ferrari ve arkadaşları (1994) ise çalışmalarında in vivo ve in vitro testlerin benzer sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada hazırlanan in vitro test düzenekleri, in vivo şartları mümkün olduğunca taklit etmek üzere tasarlanmıştır.

Yapılan in vitro çalışmalarda, çekilmiş dişler rutin olarak kullanılmaktadır (Dominici ve ark 2001). Çekim sonrası dentin yapısında değişiklikler meydana geldiği için, test zamanına kadar dişlerin solüsyon içinde saklanması gerektiği bildirilmiştir. Bu amaçla, formalin, timol, sodyum-hipoklorit, gluteraldehit gibi solüsyonlar kullanılmaktadır. Ancak enfeksiyon kontol mekanizmalarını da içeren bu solüsyonlar, dişlerin yapısında değişikliklere sebep olabilir. Baba ve ark (2002) dezenfektanların, rezin ve dentinin bağlanma dayanımlarına etkisini inceledikleri çalışmalarında, en yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin, %5' lik gluteraldehit solüsyonunda bekletilen örneklerde kazanıldığını bildirmiştir. Moura ve ark (2004), çekilmiş dişlerde dezenfeksiyon yöntemlerini inceledikleri çalışmalarında, sodyum hipokloritin mine yüzeyinde pöröziteye neden olduğunu, dentinin protein matriksinin de modifiye olduğunu bildirmişlerdir. Mine ve dentin yapısında oluşan bu değişiklikler de restoratif materyallerin dişe bağlantısını ve restorasyonun sızıntısını etkileyebilmektedir (Ziskind ve ark 2003).

Çalışmamızda, molar dişlerin anatomik varyasyonlar göstermesi ve buna bağlı örneklerin standardizasyonunun sağlanmasının zor olması sebebiyle maksiller üst premolar dişler kullanılmıştır. Kullanılan 80 adet çürüksüz ve restorasyon içermeyen, birbirine benzer büyüklükteki dişler, çalışma başlayıncaya kadar sonuçları etkilememesi için distile su içinde bekletilmiştir.

Tam seramik restorasyonlar estetik görünümlerinin üstünlüğü nedeniyle anterior ve posterior bölgede geniş kullanım alanına sahiptir (Bindl ve Mormann 2002). Bu restorasyonların uzun dönem klinik başarısında, servikal bitiş dizaynı, seramiğin fırınlama siklusu, simantasyon materyali ve marjinal uyum gibi faktörler etkili olabilmektedir (Gemalmaz ve Alkumru 1995, Balkaya ve ark 2004).

Marjinal uyum en önemli faktörlerden biridir ve marjinal aralıkla ilişkilidir. Marjinal aralık, preparasyonun bitiş çizgisi ile restorasyonun servikal marjini arasındaki dikey aralık olarak tanımlanabilir (Quintas ve ark 2004). Zayıf marjinal uyum, restorasyon marjinlerinde plak birikimi sonucunda periodontal hastalıklara, mikrosızıntıya, çürüklere ve pulpal enfeksiyona varabilen sonuçlara neden olur (Asavapanumas ve Leevailoj 2013). Ayrıca siman materyalinin marjinal uyumunda, porselen kalınlığı, alt yapı ve üst yapı porselenlerinin ısısal genleşme katsayıları, preparasyonun taper açısı ve basamak bitiş şekli etkili olabilmektedir.

Taper açısının marjinal uyum üzerine etkisinin değerlendirildiği in vitro çalışmalarda, açı değeri 6° ve 15° arasında değişiklik göstermektedir (Yeo ve ark 2003). 16° lik taper açısının tutuculuğu olumsuz etkilemesine rağmen klinik olarak kabul edilebilir en yüksek değer olarak önerilir (Shillinburg ve ark 1991).

Attia ve Kern (2004) IPS Empress 2 ve ProCAD restorasyonların dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında ve 6° taper açısına sahip maksiller premolar dişler kullanmışlardır. Aya ve ark (2012) farklı taper açılarının marjnal uyuma etkisini inceledikleri çalışmalarında 12° taper açısına sahip örneklerde marjinal uyum değerlerinin en yüksek bulunduğunu bildirmişlerdir.

Beuer ve ark (2008) farklı taper açılarına sahip maxiller premolar dişler üzerinde hazırlanan zirkonya alt yapılı restorasyonların marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, 12° açıyla hazırlanan restorasyonlarda marjinal uyumun en yüksek olduğunu, 4° ve 8° lik açılı örneklerde marjinal bölgede yeterli

dikey ve yatay kapamanın sağlanamadığını bildirmişlerdir. Yapılan çalışmaların ışığında, çalışmamızda maksiller üst premolar dişlere üzerinde 12° lik taper açısı, torna cihazı yardımıyla hazırlanmıştır.

Diş preparasyonu sırasında oluşturulan basamak, çiğneme kuvvetlerinin dişe dengeli dağılmasını sağlar ve kronun statik gücünü arttırır, ayrıca materyalin marjindeki hacmini belirleyerek restorasyonun oturumunu ve marjinal uyumunu etkiler (Shillinburg ve ark 1997).

Shoulder ve chamfer bitiş çizgisi tam seramik kronlar için seçilebilen marjinal dizaynlardır. Shoulder basamak, aksiyal duvarlara 90° açıyla hazırlanır. Shoulder bitiş dizaynı kuvvetlerin köke iletimini en iyi şekilde sağlar (Zaimoğlu ve Can 2004). Sağlıklı restorasyon konturları ve maksimum estetik için alan oluşturur (Shillinburg ve ark 1997). İnternal iç açıların yuvarlatılmasıyla hazırlanan yuvarlatılmış shoulder bitiş dizaynı, marjinal bölgedeki stres birikimini en aza indirgemektedir (Qualtrough ve Piddock 2009).

Chamfer bitiş dizaynı ile de yeterli kenar kalınlık ve sağlamlıkta restorasyonlar elde edilebilmektedir (Zaimoğlu ve Can 2004). Chamfer bitiş dizaynı, daha az undercut alanı oluşma riskine sahip olmasına rağmen shoulder ile eşit derecede diş redüksiyonu gerektirmektedir. Chamfer marjinal dizaynının, uygun frezler ile oluşturulması oldukça kolaydır ve prepare edilmiş diş, ölçü ve day üzerinde kolaylıkla izlenebilmektedir (Goodacre ve ark 2001).

Preparasyonun bitiş çizgisi ile ilgili olarak literatürde farklı görüşler bulunmaktadır (Syu ve ark 1993, Gemalmaz ve Alkumru 1995). Çömlekoğlu ve ark (2009) chamfer, mini-chamfer, shoulder ve yuvarlatılmış shoulder bitiş dizaynının marjinal uyuma etkisini değerlendirdikleri çalışmalarına, chamfer grubundaki örneklerde marjinal aralığın önemli derecede yüksek olduğunu, Euan ve ark (2014) ise yuvarlatılmış shoulder ve chamfer basamak preparasyonu değerlendirmişler ve yuvarlatılmış shoulder bitiş dizaynında marjinal uyumun daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılara göre chamfer basamak preparasyonlu ömekler üzerine hazırlanan tam seramik kronlar daha fazla kontur ya da eksik kontur özellikleri taşımaktadır (Mitchell ve ark 2001).

Komine ve ark (2007) Cercon sistemle üretilen zirkonyum dioxide alt yapılı restorasyonlarda shoulder, yuvarlatılmış shoulder ve chamfer basamak preparasyonunun internal uyuma etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, shoulder bitiş dizaynında internal uyumun önemli derecede düşük bulunduğunu bildirmişlerdir. Suarez ve arkadaşları (2003) ise çalışmalarında benzer şekilde shoulder bitiş dizaynı uygulanan örneklerde marjinal uyumun daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Bu durum shoulder bitiş dizaynında var olan keskin iç açıların, lazer okuyucu tarafından tam olarak taranamaması ile açıklanabilir.

Tsitrou ve ark (2007) çalışmalarında Cerec sistemle üretilen zirkonyum dioxide alt yapılı restorasyonlar için chamfer ve shoulder basamak preparasyonunun marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında iki preparasyon şekli arasında fark bulunmadığını bildirmişlerdir.

Basamak preparasyon şeklinin, marjinal uyuma etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda farklı sonuçlar bildirilmiştir. Bu durum, marjinal uyumun değerlendirilmesinde farklı yöntemlerin ve farklı restorasyon materyallerinin kullanılmasıyla açıklanabilir (Euan ve ark 2014).

Marjinal uyumun derecesi restorasyonların uzun dönem klinik ömrünü ve periodontal dokuları etkilemektedir. Marjinal aralığın artması, kalın bir siman tabakasının ağız ortamı ile ilişkide olmasına ve bu da simanın çözünürlüğünün fazla olmasına ve sonuçta mikrosızıntı oluşumuna neden olur (Jacobs ve Windeler 1991, Çömlekoğlu ve ark 2009). Siman materyalinin çözünerek restorasyon kenarlarında açıklık oluşması, restorasyonların başarısızlıklarında en yaygın görülen durumdur (Asavapanumas ve Leevailoj 2013).

Jung ve ark (1998) IPS Empress restorasyonlar için uyguladıkları chamfer ve yuvarlatılmış shoulder basamak preparasyonlarının mikrosızıntıya etkisini inceledikleri çalışmalarında, yuvarlatılmış shoulder grubundaki örneklerin, chamfer grubuna göre daha düşük mikrosızıntı değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Toman (2004) IPS Empress restorasyonlar için shoulder ve chamfer basamak preparasyonlarının mikrosızıntıya etkisini değerlendirdiği çalışmasında, her iki basamak preparasyonu arasında mikrosızıntı açısından fark bulunmadığını bildirmiştir.

Dik açılı (90°) shoulder bitiş dizaynında var olan keskin iç açılar, okuyucu tarafından tam olarak taranamayabilmektedir (Kominike ve ark 2007). Tam seramik restorasyonlar için yaygın olarak chamfer ve yuvarlatılmış shoulder bitiş çizgisi önerilmektedir. Ancak hangi tip bitiş dizaynının daha uygun olduğuna dair bir görüş birliği oluşmamıştır (Pera ve ark 1994, Ferreira ve ark 2004). Bu nedenle çalışmamızda yuvarlatılmış shoulder ve chamfer basamak şekilleri uygulanmış ve yapılan çalışmaların sonuçlarına paralel olarak yuvarlatılmış shoulder basamak grubundaki örneklerde mikrosızıntı değerleri daha düşük bulunmasına rağmen, istatistiksel analiz sonucunda her iki preparasyon şekli arasında mikrosızıntı açısından fark bulunmamıştır. Yuvarlatılmış shoulder marjinal dizaynında marjinal bölgedeki defektler ve açıklıklar, chamfer marjinal dizaynına göre daha kolay belirlenebilir (Cho ve ark 2004). Buna bağlı olarak marjinal aralık azalarak, mikrosızıntı seviyesi en aza indirilebilmektedir.

Ayrıca shoulder marjinal dizayn, chamfer marjinal dizayna göre fazla simanın kaçısına daha kolay izin vermektedir (Bozoğulları 2007). Bu da marjinal aralığın azalmasına ve buna bağlı olarak mikrosızıntı seviyesinin düşük olmasına sebep olmaktadır.

Estetik beklentilerin artması, biouyumulukları ve mekanik özelliklerinin üstün olması, tam seramik restorasyonların gelişimini hızlandırmıştır (Raigrodski 2004). Bu restorasyonların yapımı için son yıllarda farklı materyaller ve yapım teknikleri geliştirilmiş ve tanıtılmıştır. Lityum disilikat içerikli IPS Empress ve CAD/CAM ile üretilen zirkonyum dioxide altyapılı restorasyonlar günümüzde popüler olan sistemlerdir.

Bu çalışmada, günümüz diş hekimliğinde popüler hale gelen iki farklı tam seramik sistemi kullanılmıştır. Bunlardan biri olan IPS Empress eMax; enjeksiyonla şekillendirilen seramiktir. Zirkonzahn ise CAD/CAM teknolojisiyle üretilen zirkon seramiktir. Bu sistemlerin tercih edilmesinin sebebi, bu seramik sistemlerinin birbirinden farklı içeriğe ve yapım tekniğine sahip olmasıdır.

Çalışmamızda kullanılan IPS Empress eMax, IPS Empress 2 materyali ile benzer şekilde lityum di-silikat içeriğe sahip olmasına rağmen fiziksel özellikleri ve ışık geçirgenliği önemli ölçüde geliştirilmiştir (Stappert ve ark 2006).

Zirkonzahn (IceZirkon) ise, rutin kullanıma girmiş diğer bir tam seramik yapım tekniğidir. Bu teknikte CAD/CAM teknolojisi veya kopya-freze ile, ytriyum ile parsiyel stabilize seramik bloklar kullanılarak yüksek dayanıklılığa sahip alt yapılar hazırlanır. Restorasyonlar, bıçak sırtı, chamfer veya shoulder bitiş dizaynına sahip dişler üzerinde hazırlanabilir (Quintas ve ark 2004).

CAD/CAM sistemlerde alt yapılar presinterize ve tam sinterize bloklar kullanılarak hazırlanabilmektedir. Üretim tekniği kadar kullanılan materyalin yapısı da marjinal uyum üzerinde etkili olmaktadır (Filser ve ark 2001, Sundh ve ark 2005). Yarı sinterize bloklarla yapılan alt yapılar, sinterizasyon sırasında % 25-30 arasında büzülmeye uğramaktadır. Bu durum materyalin yapısında distorsiyona neden olabilmektedir ve marjinal uyumu negatif yönde etkileyebilmektedir. Sinterizasyon sırasında meydana gelen büzülme stresleri altında, alt yapı marjininde başlayan deformasyon, marjinal bölgeyi çevreleyecek şekilde yayılarak devam eder (Komine ve ark 2005).

Tam sinterize blokların ise, frezeleme sonrası sinterleme yapılmamasının boyutsal stabiliteyi olumlu yönde etkileyeceği bildirilmesine rağmen, sert yapısından dolayı aşındırılmasının zor olması ve frezeleme sırasında materyalin yapısında kopmalar olabileceği, bunun da marjinal uyumu olumsuz etkileyeceği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (Kohorts ve ark 2009, Karataşlı ve ark 2011).

Gültekin ve ark (2013), farklı sistemlerin marjinal uyumlarını inceledikleri çalışmalarında yarı sinterize bloklardan elde edilen alt yapıların marjinal uyumlarının, tam sinterize bloklardan daha iyi bulunduğunu bildirmişlerdir. Tam sinterize blokların bu dezavantajlarından dolayı çalışmamızda presinterize bloklar kullanılan Zirkonzahn CAD/CAM sistemi tercih edilmiştir.

Mikrosızıntının oluşumunda marjinal aralığın artması belirleyici faktör olmasına rağmen, restorasyon ile preparasyon arasındaki adezyonun derecesi de etkili olabilmektedir. Düşük bağlanma dayanımı mikrosızıntı derecesini arttırmaktadır (Lyons ve ark 1997).

Toledano ve arkadaşları (2000) restorasyon ile diş arasındaki bağlantıdaki başarısızlık sonucu oluşan mikrosızıntının, bakteri ve tükürük yoluyla dişin

pulpasında hasar oluşturduğunu, ayrıca marjinal renklenme ve ikincil çürüklere neden olduğunu bildirmiştir

Rezin simanların adeziv özelliklerindeki gelişmelere rağmen mikrosızıntı oluşumu tamamen önlenememiştir (Mota ve ark 2003). Porselen restorasyonların iç yüzüne mikromekanik ve kimyasal bağlanmayı sağlamak amacıyla yapılan ön yüzey işlemleri mikrosızıntıyı düşürmektedir (Borges ve ark 2003, Valandro ve ark 2005). Yüksek dayanıklılıktaki seramik materyallere uygulanan yüzey işlemleri yüzey pürüzlülüğünü arttırarak mikro pöröziteler oluşturur ve simanın seramiğe mekanik retansiyonunu yükseltir (Borges ve ark 2003, Osorio ve ark 2010). Seramik yüzeyinin kumlanması veya asit uygulanması seramik-rezin bağlantısı için uygun ortam sağlamaktadır (Kamada ve ark 1998).

IPS eMax gibi camsı faz içeren seramik materyallere %4-9.5 HF asit uygulanması, mekanik bağlanma için gerekli mikro pöröz yapıyı başarıyla sağlamaktadır (Blatz ve ark 2003). Asit uygulaması sonucu camsı matrix ve kristalin yapı çözünür. Lityum disilikat içerikli seramiklere, kumlama, fosforik asit ve HF asit uygulaması gibi farklı yüzey işlemleri yapılabilmektedir ancak bunlar arasında en etkili bağlanma dayanımı HF asit ile pürüzlendirmeyle elde edilmektedir (Brum ve ark 2011). Sphor ve ark (2003) çalışmalarında lityum disilikat içerikli seramik yüzeyleri hidroflorik asit ile asitlemenin, kumlama ile karşılaştırıldığında bağlanma açısından daha iyi sonuç verdiğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda IPS eMax restorasyonların iç yüzeyine %5 lik HF asit 20 sn. süre ile uygulanmıştır.

Zirkonya seramikler camsı faz içermedikleri için asit uygulaması etkili olmamaktadır (Borges ve ark 2003). Zirkonya seramiklerin mikroyapısı nedeniyle yüzey pürüzlülüğünü arttırmada en etkili yöntemin kumlama olduğu bilinmektedir (Blatz ve ark 2003, Yang ve ark 2008). Bu bilgiler dahilinde çalışmamızda, Zirkonzahn örnekler 50 μ Al_2O_3 ile 2 bar basınç altında kumlanmıştır.

Farklı materyal ve tekniklerle üretilen tam seramik restorasyonların klinik başarısında dayanıklılıklarının olduğu kadar marjinal uyumları da etkilidir. Marjinal uyum restorasyon ile preparasyon sınırı arasındaki morfolojik uyumdur ve bu uyum mikrosızıntıyı önleyebilmek için gereklidir (Korkut ve ark 2011). Marjinal aralığın belli bir seviyede olması restorasyon ve diş arasındaki devamlılığın sağlanabilmesi

açısından büyük önem taşır ve bu aralığın artması siman çözünürlüğünü arttırarak mikrosızıntı açısından potansiyel risk faktörü oluşturmaktadır (Jacobs ve ark 1991, Shiratsuchi ve ark 2006).

Marjinal aralığın yani siman film kalınlığının az olması, rezin simanın polimerizasyon büzülmesini de azaltır ve diş ile rezin arasında mikrosızıntıya neden olacak aralık azalmış olur (Ölmez ve ark 1998). Ayrıca marjinal aralığın fazla olması restorasyon çevresinde daha kalın bir siman tabakasının ağız ortamı ile ilişkide olmasına ve bu da simanın daha hızlı bir şekilde çözünmesine ve mikrosızıntı oluşmasına neden olur (Jacobs ve Windeler 1991).

Mikrosızıntı ve marjinal uyumsuzluk arasında direkt bir ilişki olmamasına rağmen birbirleriyle bağlantılı faktörlerdir (White ve ark 1994, Piwowarczyk ve ark 2005). Marjinal uyumsuzluk ile mikrosızıntı arasındaki ilişkiyi değerlendiren ve marjinal aralığın az olmasıyla bağlantılı olarak kron-siman arayüzünde mikrosızıntı seviyesinin düşük olmasına dayandırılan çalışmalar bulunmaktadır (Christgau ve ark 1999, Herrera ve ark 2012).

Yüksel ve Zaimoğlu (2011) çalışmalarında Lava (CAD/CAM) ve IPS Empress eMax restorasyonların mikrosızıntılarını incelemişler ve Lava sistemin mikrosızıntı değerlerini daha düşük bulmuşlardır. Bu durumun, Lava örneklerin marjinal uyumundaki doğruluğa bağlı olduğu bildirilmiştir. Aboushelib ve ark (2012) IPS eMax press ve Cerec ile üretilen veneer restorasyonların mikrosızıntılarını değerlendirdikleri çalışmalarında, Cerec grubunun mikrosızıntı değerlerini IPS eMax press grubundan daha yüksek bulmuşlardır.

Asavapanumas ve ark (2013) IPS eMax, Cercon ve Lava sistemlerin marjinal uyumlarını inceledikleri çalışmalarında en iyi uyum değerlerini Cercon grubunda bulurken, en yüksek uyumsuzluk değerlerini Lava grubunda bulmuşlardır. Lava sistemde optik tarayıcı kullanılırken, Cercon sistemde lazer tarayıcı kullanılması teknikte bir farklılık oluşturmakta bu da marjinal uyumu etkileyebilmektedir. Juarez ve ark (2011) ise çalışmalarında Lava ve Zirkon zahn restorasyonların marjinal uyum ve mikrosızıntılarını incelemişler ve Lava grubunun daha iyi marjinal uyum ve daha düşük mikrosızıntı değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Bindl ve ark (2005) çalışmalarında ölçü üzerinden lazer ile tarama yapılmasının marjinal uyum açısından

daha doğru sonuçlar verebileceğini bildirmiştir. Mou ve ark (2002) ise ağız içinden yapılan taramada arka bölgede, kameranın açılanmasına bağlı olarak, aksiyal duvar ile basamak bölgesi arasında kalan üçgen bölgenin kamera tarafından taranamayacağı ve marjinal uyumu olumsuz etkileyeceğini belirtmiş ve bu durumu 'distal gölge' fenomeni olarak bildirmiştir.

CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelere rağmen, restorasyon dizaynı yapılırken oluşan yazılım ve donanım limitasyonları marjinal uyumu olumsuz etkilemektedir. Ayrıca frezeleme aşamasında insizal ve iç bölgelere erişim sınırlı olabilir (Aboushelib ve ark 2012).

IPS Empress eMax tekniği, CAD/CAM sistemlere göre daha az laboratuvar aşaması içermektedir ve restorasyonun uyumu daha çok teknikerin el hassasiyeti ve tecrübesiyle ilişkilidir. Ural ve ark (2010) çalışmalarında CAD/CAM, Cerec-3 ve IPS Empress 2 restorasyonların marjinal uyumlarını incelemişler ve IPS Empress 2 grubunun marjinal uyum değerlerinin daha iyi olduğunu Cerec kronların marjinal uyum değerlerinin geride kalmasını, tarama işlemi sırasında optik kameradaki hatadan kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir. Subaşı ve ark (2012) Zirkonzahn ve IPS empress eMax restorasyonların marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında IPS empress eMax örneklerin daha iyi marjinal uyum değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Tam seramik restorasyonları laboratuvar aşamaları, teknisyenin hassasiyet ve deneyimi marjinal uyumu etkileyebilmektedir (Stappert ve ark 2005). CAD/CAM sistemlerinde farklı yapım teknikleriyle üretilen tam seramik kronların marjinal uyum ve mikrosızıntı değerlerinde farklılıklar oluşturmaktadır. Bizim çalışmamızda da IPS Empress eMax grubunun mikrosızıntı değerleri, Zirkonzahn grubundan anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Bu duruma, IPS Empress eMax restorasyonların marjinal uyumlarının daha iyi olmasının neden olabileceği düşünülmektedir. Preslenebilir seramikler, prepare dişten elde edilen die lı model üzerinde direk olarak mum örneğin hazırlanması esasına dayanır. Presleme erimiş olan porselen ingot basınç ve vakum altında yapıldığı için, özellikle marjinlerdeki detaylar doğru bir şekilde elde edilir. Presleme sonrası soğuma sırasında restorasyondaki termal büzülmenin döküm konisinde yumuşak durumdaki porselen kitlesi ile dengelenmesi ve kullanılan özel revetmanın termal genleşmesi ile

karşılandığı için büzülme çok düşük (% 0.2) bir oranda geçekleşmektedir (Sulaiman ve ark 1997). Bu sayede boyutsal stabiliteye sahip restorasyonlar elde edilmektedir. Poselenin hazır olarak bulunması, kondenzasyon eksikliği nedeni ile oluşacak boyutsal değişimi de engellemektedir.

Simanın oral sıvılarda çözünmesi yavaş ilerleyen bir olgudur ve kimyasal, mekanik ve fiziksel özelliklerinin değişimine neden olarak restorasyonun dayanıklılığını azaltır, oral sıvıların, molekül veya iyonların, bakteriyel ürünlerin ve mikroorganizmaların diş-restorasyon arasına geçmesiyle mikrosızıntıya yol açar (Francine ve Omar 2004). Mikrosızıntı ise post-operatif hassasiyet, marjinal renklenme ve çürük gelişimi gibi klinik belirtiler verebilmektedir (Taylor ve Lynch 1992). Oral ortamda tekrarlayan mekanik yüklemeler, sıcaklık değişimleri ve bakteriyel enzimler gibi faktörler, dental materyallerin boyutsal değişimine neden olabilmektedir. Termal stresler, diş dokusu ve restoratif materyalin termal ekspansiyon katsayıları arasındaki farklılıklara bağlı olarak ara yüzde boşluk oluşumuna ve sonrasında mikrosızıntıya neden olabilirler. Restorasyonların zayıflayan marjinal uyumu, gelişen plak retansiyonu ile birlikte subgingival bakteriyel mikrofloranın değişimine neden olarak periodontal hastalıklara, çürük gelişimine ve sonuçta klinik başarısızlığa yol açtığı bilinmektedir (Jacobs ve ark 1991, Gerdolle ve ark 2005).

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda rezin simanların kullanımı üstün mekanik özelliklerinden dolayı önerilmektedir. Rezin simanlar, iyi bir marjinal uyum, biouyumluluk ve düşük çözünürlük özelliklerine sahiptir. Bu özellikleriyle restorasyonların mikrosızıntı seviyeleri de minimal düzeydedir (Platt 1999, Soares ve ark 2005). Yapılan çalışmalar rezin simanların mikrosızıntı seviyelerinin geleneksel simanlara göre önemli ölçüde düşük olduğunu göstermektedir (Blatz ve ark 2003). Gu ve Kem (2003) farklı simanların tam seramik kronlarda mikrosızıntılarını değerlendirdikleri çalışmalarında rezin simanın, siman-dentin arayüzünde çinko fosfat simandan daha düşük mikrosızıntı gösterdiğini bildirmişlerdir. Rezin simanlar mikrosızıntıyı tamamen önleyemese de büyük ölçüde azaltmaktadır.

Günümüzde dişhekimliğinde kullanılan çeşitli adeziv sistemler bulunmaktadır. Adeziv simantasyon ile tutuculuk artmakta, marjinal bütünlük sağlanmakta, mikrosızıntı azalmakta ve sekonder çürük riski önlenerek daha başarılı

ve uzun ömürlü restorasyonların yapımına imkan sağlanmaktadır (Uludamar ve ark 2011). Ancak adeziv sistemlerdeki gelişmelere rağmen günümüzde kullanılan materyaller, mikrosızıntıyı tam olarak önleyememektedir (Mota 2003). Mikrosızıntı birçok faktörün etkili olduğu kompleks bir sorundur. Diş ve restorasyon arasındaki bağlantıdaki zayıflık, ısısal genleşme katsayılarının farklılığı ve rezinin polimerizasyonu sırasındaki büzülmesi mikrosızıntıyı etkileyen faktörlerdir (Pashley 1990). Polimerizasyon sırasında oluşan kontraksiyon stresleri, kritik stres değere ulaşırsa adeziv bağlantıda prematür kopmalar görülebilmektedir (Mou ve ark 2002). Kompozit rezin simanın polimerizasyon büzülmesi ve termal yükler sonucu oluşan bu gerilimler mikrosızıntı ve porselende çatlak oluşumu gibi başarısızlıklara neden olur (Ernst ve ark 2005). Bu başarısızlıklar klinik uygulamada, marjinal açıklığın fazla olmasına, kron kenarında daha kalın bir siman tabakasının ağız ortamı ile ilişkide olmasına ve bu da simanın daha hızlı bir şekilde erimesine ve mikrosızıntı oluşmasına neden olur (Ernst ve ark 1998).

Diş ve restorasyon arasındaki bağlantının derecesinde, rezin ve bağlanma prosedürleri etkilidir. Bu amaçla diş yüzeyine asit ve primer uygulanması bağlantıyı arttırmada önemli rol oynamaktadır. Self etch sistemlerde asit ve primer uygulaması tek aşamada birleştirilmiş olup simantasyon öncesi ilave aşama gerektirir (Cal ve ark 2012). Bu sistemler yüksek bağlanma dayanımı göstermelerine rağmen teknik hassasiyet gerektirmektedir. Son yıllarda hassasiyet gerektiren bu basamaklarının azaltılması, klinik uygulamaların kolaylaştırılması ve oluşabilecek hataların önlenmesi amacıyla diş yüzeyine herhangi bir ön yüzey işlemi ve ilave aşama gerektirmeyen self adeziv sistemler geliştirilmiştir.

Self adeziv simanlar, fonksiyonel monomer bileşenlerinde bulunan fosforik metakrilatların asidik yapısı sayesinde mine ve dentini eş zamanlı demineralize ederek, rezinin penetrasyonunu ile mikromekanik bağlanma sağlanır (Radovic ve ark 2008). Fonksiyonel monomer bileşiminde bulunan fosfat grupları ile diş sert dokularındaki hidroksiapatitin reaksiyonu ile de kimyasal bağlanma sağlanır (Gert ve ark 2006). Self adeziv rezin simanların, bağlanma dayanımlarının ve mekanik özelliklerinin ön yüzey işlemi gerektiren bir ya da daha fazla aşamalı adeziv sistemlerle benzer üstünlüklere sahip olduğu öne sürülmektedir.

Çalışmada rezin simanla yapıştırılan tam seramik restorasyonların mikrosızıntılarını değerlendirmek amacıyla, günümüzde rutin olarak kullanılan, yüksek bağlanma dayanımına sahip olmasının yanı sıra iki aşamalı ön yüzey işlemi ve buna bağlı teknik hassasiyet gerektiren Multilink N (self etch sistem) ile diş yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi gerektirmeyen, işlem süresini kısaltma, uygulama aşamalarında yapılacak yanlışları ortadan kaldırma gibi avantajlar sağlayan RelyX U200 (self adeziv sistem) rezin simanlar kullanılmıştır.

Multilink N, ışık opsiyonu da bulunan self-etch adeziv yapıştırma simanıdır. Kendiliğinden sertleşen ve kendiliğinden asitleyen (self-etching) Multilink N Primer ile birlikte uygulanır. Multilink N Primer A, başlatıcılar içeren sulu bir çözeltidir. Multilink N Primer B ise HEMA, fosforik asit ve metakrilat monomerleri içerir. Multilink, özellikle ışıkla polimerizasyonun güç veya imkansız olduğu, yüksek bağlanma dayanımına ihtiyaç duyulan durumlar için geliştirilmiştir (Ivoclar Vivadent 2013).

RelyX U200 ise veya ışık opsiyonu bulunan self adeziv yapıştırma simanıdır. RelyX U200 siman, RelyX Unicem ve RelyX U100 simanın yeni jenerasyonudur. Tıpkı 1. Jenerasyon gibi, asit uygulama, primer ve bonding gibi ön yüzey işlemleri gerektirmez. Kimyasal içeriği RelyX U100 ve ile temel olarak aynıdır, doldurucu partiküller geliştirilerek, adezyon performansı ve mekanik özellikleri geliştirilmiştir (3M ESPE 2013).

Simanın rezin matriksi, fosforikasitle modifiye edilmiş metakrilat monomerlerinden oluşur. Polimerizasyon sonrasında, siman monomerleri arasında çapraz bağlar oluşmaktadır, simanın mekanik özelliklerinden bu çapraz bağlar sorumludur. Fosforik asit grupları ise dentine infiltre olarak demineralize olur ve kimyasal bağlantıyı sağlar. Adezyon, monomer asidik grupları ve hidroksiapatit arasında mikromekanik retansiyona ve kimyasal etkileşime bağlıdır (Özdemir 2010). RelyX U200, uygulama esnasında asidik ve hidrofiliktir, karıştırma sonrası birkaç dakika içinde ph değeri yükselmeye başlar, 24 saat içinde nötralizasyon gerçekleşir. Sertleştikten sonra nötral ve hidrofobik hale gelir. Bu nedenle su emilimine dirençleri daha iyidir ve zamanla stabiliteleri aynı kalır (3M ESPE 2013).

Self adeziv sistemlerin marjinal uyumları ve mikrosızıntı seviyeleri konvansiyonel rezin simanlarla karşılaştırılabilir düzeydedir (Behr ve ark 2004, Rosentritt ve ark 2004). Piwowarczyk ve ark (2005) çalışmalarında self-adeziv rezin simanın hem minede hem de dentinde en düşük sızıntı seviyesine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Trajtenberg ve ark (2008) rezin simanla yapıştırılan tam seramik kronlarda, mine ve dentindeki mikrosızıntı seviyelerini değerlendirdikleri çalışmalarında dentindeki mikrosızıntıyı daha yüksek bulmuşlardır. Dentinin kollajen ve mineye oranla daha az mineralize yapısı, dentinal sıvı akışı ve tübüler yapısı nedeniyle, bağlanma, mineye göre daha zor ve hassasiyet gerektirmektedir (Paul ve ark 1991, Alster ve ark 1997).

Ibarra ve ark (2007) çalışmalarında, RelyX'in minede tek başına kullanıldığında en fazla mikrosızıntıyı gösterdiği, dentinde tek başına kullanıldığında ise başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar minede tek başına kullanılan RelyX Unicem'in, mine yüzeyindeki smear tabakasını asitlemedeki yetersizliği nedeniyle yeterli mikromekanik bağlanmanın oluşamadığını ileri sürerek mikrosızıntıyı açıklamışlardır (Monticelli ve ark 2008).

Uludağ ve ark (2009) total etch, self etch ve self adeziv sistemlerin mikrosızıntılarını değerlendirdikleri çalışmalarında en düşük mikrosızıntı seviyelerini total etch ve self adeziv sistemlerde rapor etmişlerdir.

Ghazy ve ark (2010) ise tam seramik restorasyonlar üzerinde self etch Panavia F ve self adeziv RelyX Unicem simanların mikrosızıntılarını değerlendirdikleri çalışmalarında Panavia F simanda mikrosızıntıyı daha düşük bildirmişlerdir.

Bhandari ve ark (2012) farklı simanların mikrosızıntılarını inceledikleri çalışmalarında en düşük mikrosızıntı değerleri Multilink simanda bulunurken, en yüksek değerleri cam iyonomer rezin simanda bulmuşlardır. Yüksel ve Zaimoğlu (2011) ise çalışmalarında RelyX U100 rezin simanın mikrosızıntı değerlerini cam iyonomer rezin simandan önemli ölçüde düşük bulmuşlardır. Rezin simanların cam iyonomer rezin ve geleneksel simanlara göre düşük çözünürlük göstermesi mikrosızıntının azalmasında önemli rol oynamaktadır.

Yüksek bağlantı dayanımı ve düşük çözünürlük rezin simanlar için önemli avantaj oluşturmasına rağmen polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı marjinal boşluk oluşması bağlantıyı zayıflatır ve mikrosızıntı açısından potansiyel risk faktörü oluşturur. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar, ışık ile polimerize olanlara göre daha az polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı olarak daha düşük mikrosızıntı gösterirler (Breschi ve ark 2002).

Trajtenberg ve ark (2008) çalışmalarında Panavia F, Multilink ve RelyX'in mikrosızıntılarını incelemişler ve en düşük mikrosızıntıyı Panavia'da, en yüksek mikrosızıntıyı ise Multilink'de bulmuşlardır. İki self etch sistem arasındaki bu farklılığın asidik monomerin pH değerinden kaynaklandığını öne sürmüşlerdir. Multilink'in diş yüzeyini daha az asitlemesi sonucu, daha zayıf bir rezin infiltrasyonu ve hibrit tabaka oluşumu, bunun sonucunda mikrosızıntı seviyesinin artmış olabileceği düşünülmektedir.

Self etch sistemlerde primerin asidite seviyesi bağlanmanın derecesini ve buna bağlı mikrosızıntıyı etkileyebilmektedir. Bununla birlikte siman visközitesi de, kronların oturumunda ve buna bağlı marjinal uyumunda etkili bir faktördür. Uygun olmayan diş-restorasyon uyumu marjinal açıklığa ve sonuçta mikrosızıntı seviyesinin artmasına neden olmaktadır (Hahn ve ark 2001).

Cal ve ark (2012) IPS Empress restorasyonlarla yapıştırılan kronların mikrosızıntılarını değerlendirdikleri çalışmalarında RelyX simanın mikrosızıntı değerlerini, Multilink simandan anlamlı derecede düşük bulmuşlardır.

Bizim çalışmamızda RelyX U200 rezin siman, Multilink N rezin simandan daha düşük mikrosızıntı değerleri göstermiştir. RelyX rezin simanın içinde bulunan multifonksiyonel ortofosforik asit metakrilatların diş yüzeyi ile etkileşime girerek etkili bir sızdırmazlık sağladığı düşünülmektedir. Kalsiyum iyonlarıyla oluşan karmaşık yapıların yanında, hidrojen bağları veya dipol-dipol bağları gibi değişik fiziksel etkileşimlerin self adezyonunda etkili olduğu kabul görmektedir (Piwowarczyk ve ark 2005).

Ağız içerisinde, restorasyonlar devamlı olarak sıcaklık ve pH değişimlerine maruz kalırlar (Wahab ve ark 2003). Restorasyonların maruz kaldıkları ısı

değişikliklerini taklit edebilmek için onları in vitro şartlarda termal siklusa maruz bırakmak en sık kullanılan yaşlandırma yöntemidir (Elbay 2009).

Termal stresler, diş dokusu ve restoratif materyalin termal ekspansiyon katsayıları arasındaki farklılıklara bağlı olarak ara yüzde boşluk oluşumuna ve sonrasında mikrosızıntıya neden olabilirler (Pazinatto ve ark 2003). Wahab ve ark (2003) termal siklusun mikrosızıntı seviyesini önemli ölçüde arttırdığını bildirmişlerdir.

Yapılan çalışmalarda uygulanan banyonun sıcaklığı, banyo ve banyolar arası transfer süresi değişiklikler gösterebilmektedir. Crim ve ark (1987) ağız ortamının en fazla 50-55 ºC sıcaklıktaki besinler için uygun olduğunu bildirmiştir ve sıcaklık kadar döngü sayısının da önemli olduğunu belirtmiştir. Gale ve Darwell (1999) 10.000 devir termal siklus uygulamasının en az 1 yıllık in vivo performansı temsil ettiğini belirtmiştir.

Bu çalışmada ISO 11450 standartlarına uygun olarak örneklere, banyo sıcaklığı 5-55 ºC, uygulama süresi 30 saniye olacak şekilde 5000 devir termal siklus uygulandı. Bu siklus ile yaklaşık 6 aylık in vivo fonksiyonun taklit edilmesi planlandı.

Mikrosızıntı tespitinde görsel yöntemler ve penetrasyon yöntemleri kullanılmaktadır. Görsel yöntemlerde, restorasyon ile diş dokularının uyumu incelenmekte, penetrasyon yöntemlerinde ise boyayıcılar, kimyasal işaretleyiciler, radyoizotoplar yardımı ile sızıntı miktarı stereo mikroskopta belirlenmektedir (Jumlongras ve White 1997).

Mikrosızıntı çalışmaları için kullanılan farklı teknikler bulunmasına rağmen en çok boya penetrasyon yöntemi tercih edilmektedir (Mannocci ve ark. 2001, Türkün 2004, Sarkis 2012). Boyama yönteminin avantajları; kimyasal reaksiyona ve radyasyona gerek duyulmamasıdır, boyalar ucuzdur ve kolay temin edilebilirler, hızlı ve direk ölçüm yapılabilmesini sağlarlar (Basker ve ark 2001, Araujo ve ark 2006). Bu amaçla kullanılan boyama materyalleri; %0.2-2 metilen mavisi, %2 eritrosin, %0.5-2 bazik fuksin, %50 gümüş nitrat, %0.05 kristal violet, %2 anilin mavisi, %0.25 toluidin mavisi, %0.5-2 hindistan mürekkebi, %20 fluorescein ve %0.1-2 rhodamin'dir (Kocabalkan 1993).

Kullanılan boyanın penetrasyon derecesi, boyanın pH değeri, partikül büyüklüğü, konsantrasyonu ve dentin yüzeyine bağlı olarak değişmektedir (Youngson 1998). Bu faktörlere bağlı olarak kullanılan boya ile restoratif materyal ve dentin arasında kimyasal bir etkileşim olabilir ve bu da boyanın penetrasyonunu etkileyebilir.

Starkey ve arkadaşları (1993) çalışmalarında %2' lik pH değerine sahip olan metilen mavisinin dentin dokusunda demineralizasyona neden olduğunu belirtmişlerdir. Bunun sonucunda metilen mavisi ile yapılan mikrosızıntı çalışmaları, boya penetrasyon derecesini değiştirebilmektedir.

Yapılan birçok kenar sızıntısı çalışmasında, mikrosızıntıyı belirlemek için bazik fuksin boya penetrasyon yöntemi tercih edilmektedir. Mikrosızıntının belirlenmesinde bazı araştırmacılar %2'lik gibi yüksek konsantrasyonlarda bazik fuksin kullanılmasını önerirken, yaygın olarak %0,5'lik konsantrasyonda bazik fuksin kullanılmaktadır (Alani ve ark 1997, Helvatjoglou ve ark 2000). Gonzales (1992) çalısmasında %0,5'lik konsantrasyondaki bazik fuksinin, mikrosızıntı miktarını en fazla gösteren boya olduğunu belirtmiştir.

Manhart ve ark (2001) çalışmalarında örneklerin boyada bekletilme sürelerinin 1 saat ile 2 hafta arasında değiştiğini ve bunun mikrosızıntı çalışmalarını etkilemediğini bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da örnekler %0,5'lik konsantrasyondaki bazik fuksin solüsyonunda 37 ºC de, 24 saat bekletilmiştir.

Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde, başlangıçta öne sürülen hipotezin marjinal bitiş dizaynı ile ilgili olan kısmı kabul edilmiştir. Yapılan preparasyon dizaynının mikrosızıntı düzeyini etkilemediği görülmüştür. Bu durumun her iki preparasyon dizaynının marjinal uyumlarının benzerliğiyle ilgili olabileceği düşünülmektedir.

Tam seramik sistemler ve adeziv sistemlerle ilgili olarak öne sürülen hipotez ise reddedilmiştir. Tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan seramik sistemlerin mikrosızıntıya etkisi farklılık göstermiştir. Seramik sistemlerin yapım tekniklerindeki farklılıkların marjinal uyumu etkilediği ve IPS Empress retorasyonların marjinal uyumlarındaki doğruluğa bağlı olarak, Zirkonzahn restorasyonlardan daha düşük mikrosızıntı değerleri göstermesinin bu nedenden

kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmamızda kullanılan self-etch sınıfında yer alan Multilink N rezin siman, self adeziv sistem olan RelyX rezin simandan daha yüksek sızıntı değerleri göstermiştir. Bu sonucun Multilink'in diş yüzeyini daha az asitlemesi ve daha zayıf bir rezin infiltrasyonu ve hibrit tabaka oluşumundan kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Farklı tip preparasyon dizaynı (yuvarlatılmış shoulder ve chamfer) ile hazırlanan tam seramik kronların (Zirkon ve IPS Empress eMax) farklı rezin simanlarla (RelyX U200 ve Multilink N) yapıştırılmasıyla mikrosızıntının değerlendirilmesi amaçlanan çalışmamızın sonuçlarına göre;

1. Chamfer ve yuvarlatılmış shoulder marjinal dizayn uygulanarak hazırlanan örneklerin marjinal mikrosızıntısı arasında önemli bir fark görülmemiştir.

2. Tam seramik restorasyonların mikrosızıntı düzeyine, kullanılan seramik sistemin etkisi istatistiksel olarak anlamlı sonuç vermiştir. Buna göre IPS Empress eMax ile hazırlanan restorasyonlar, Zirkonzahn ile hazırlanan restorasyonlara göre önemli derecede düşük mikrosızıntı değerleri göstermiştir.

3. Tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılan rezin simanların mikrosızıntı düzeyine etkisi önemli bulunmuştur. RelyX U200 rezin siman, Multilink N rezin simandan önemli derecede düşük mikrosızıntı değerleri göstermiştir.

4. Bu çalışmanın ışığı altında marjinal mikrosızıntının azaltılması amacıyla IPS Empress eMax seramik sistem ve RelyX U200 rezin siman klinik uygulamalar için önerilebilir. Marjinal dizayn seçiminde ise her iki seçenek (yuvarlatılmış shoulder ve chamfer) tercih edilebilir.

6.ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Farklı Marjinal Bitim Tiplerinin Seramik Kronların Kenar Sızıntısına Etkisi

Ceyda Akın

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ/ KONYA-2014

Tam seramik kronlar biouyumlulukları ve estetik görünümleri nedeniyle anterior ve posterior dişlerde başarıyla kullanılmaktadır. Mikrosızıntı, tam seramik kronların klinik başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Bu restorasyonlar, ısıyla presleme tekniği ve CAD/CAM sistemleri de içeren çeşitli sistemlerle üretilebilmektedir. Bu çalışmanın amacı ısıyla preslenebilir seramiklerden olan IPS Empress eMax ve CAD/CAM seramiklerden Zirkonzahn restorasyonların mikrosızıntılarını değerlendirmektir. Tam seramik kronlar, iki farklı marjinal bitiş dizaynına sahip dişler üzerinde, iki farklı rezin siman kullanılarak simante edildi. Toplamda 80, her grup için 10 premolar diş kullanıldı. Örneklere 5000 termal siklus uygulandı, %0,5 bazik fuksin ile boyandı ve stereomikroskopta incelenmek üzere kesitler alındı. Verilerin istatistiksel analizi yapıldı. Preparasyon tipleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmazken ($p>0,05$), tam seramik sistemler ve rezin simanlar arasında mikrosızıntı testlerinde önemli ölçüde fark bulunmuştur ($p<0,05$). IPS Empress eMax press tam seramik sistem ve RelyX U200 rezin siman önemli ölçüde düşük mikrosızıntı değerleri göstermiştir.

Anahtar Sözcükler: Mikrosızıntı, tam seramik, rezin siman, marjinal bitiş.

7.SUMMARY

The investigation of the marginal microleakage of ceramic veneer crowns' with different finish lines

All-ceramic crowns offer good biocompatibility and esthetics appearence have been used successfully to restore anterior and posterior teeth. Microleakage are important factor that affect the longevity of all-ceramic crowns. These restarations can be fabricated with a variety systems, including the heat-pressed technik and CAD/CAM system. The purpose of this study were to evaluate the microleakage of heat pressed all-ceramic crowns made from IPS Empress eMax and CAD/CAM all ceramic crowns made from Zirkonzahn. All-ceramic crowns were cemented with two different resin cements on the prepared teeth with two different finish lines, chamfer and rounded shoulder. Ten teeth for each group and totally 80 premolar teeth were used. Samples were thermocycled (5000), stained with 0,5% basic fuschine, sectioned and examined under stereomicroscope. Data were statistical analyzed. There were no statistically signifant differences preparations types ($p>0,05$). However all ceramic systems and resin cements types for microleakage test showed significant difference ($p<0,05$). IPS Empress eMax press all ceramic systems and RelyX U200 resin cement demonstrated significantly lower microleakage.

Key Words: Microleakage, all-ceramic, resin cement, marginal finish.

8.KAYNAKLAR

1.Abdalla AI, El Zohairy AA, Aboushelib MMN, Feilzer AJ. Influence of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of selfetching adhesives. Am J Dent 2007; 20: 250-254.

2.Aboushelib MA, Elhamy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. Journal of Dentistry. 2012; 40: 670-677.

3.Akın E. Dişhekimliğinde Porselen. İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. İstanbul, 1999.

4.Akkuş E. Farklı zirkonyum sistemlerinin farklı yüzey özellikleri varlığında farklı yapıştırma ajanları ile simantasyonu sonucunda meydana gelen bağlantı direncinin in vitro olarak incelenmesi. Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 2009.

5.Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. İleri restorasyon teknikleri. Polat Yayınları, Ankara, 1998.

6.Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: A review. Oper Dent. 1997; 22(4): 173-185.

7.Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and X-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. J Prosthet Dent. 2003; 89: 374-80.

8.Alster D, Feilzer AJ, Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction stres in thin resin composite layers as a function of layer thick ness. Dental Materials. 1997;13: 146-150.

9.Anıl N, Keyf F, Pirali A. Farklı metal alasımlarla hazırlanan metal destekli porselenlerde mikrosızıntı, S.Ü. Dis Hek Fak Dergisi, Konya. 1996; Sayı 2: 98-100.

10. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. Tenth ed, WB Saunders Company, Philadelphia, 1996.

11. Araujo,CS, Silva TI, Oquari, FA, Meireles, SS, Piva E, Demarco, FF. Microleakage of seven adhesive systems in enamel and dentin. J Contemp Dent Pract. 2006; 7: 26-33.

12. Asavapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. J Prosthet Dent. 2013;109:226-233.

13. Ayyıldız S, Uyar HA, Yuzugullu B. Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg. 2009; 19: 219-226.

14. Baba N, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of disinfectans containing glutaraldehyde on bonding of a tri-n-butyl-borane initiated resin to dentine. J Oral Rehabil. 2002; 29: 478-483.

15. Bakır EP. Dört farklı laminate veneer restorasyon materyalinin mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi. Diyarbakır, Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 2012.

16. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2004; 92: 250-257.

17. Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cement. J Oral Rehabil. 2002; 29: 546-552.

18. Barlcmeier WW, Gwinnett JA, Retief H. International Symposium on Adhesives in Dentistry. Operative Dentistry Supplement. 1992: 5.

19. Barnes DM, Thampson VP, Blank LW. Microlearkage of class V composite resin restoration: A comparison between in vivo and in vitro. Oper Dent. 1993;18:237-245.

20. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by cad/cam system. Dent Mater. 2008;27:814-820.

21. Basker RM, Ogden AR, Ralph JP. Complete denture prescription- an audit performance. A literature review J Adhes Dent. 2001; 3: 295-308.

22. Baydas S. Kron- Köprü Protezleri. Birinci baskı, Özyurt Matbaacılık, Ankara, 2005.

23. Bayındır B, Uzun İH. Tam seramik kuron sistemleri. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2007: 33-42.

24. Bayraktaroğlu A.E. Retrograd dolgu maddelerinin bakteriyelbakteriyel sızdırmazlığının karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Doktora Tezi. 1998.

25. Behr M, Rosenstritt M, Reggnet T. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. Dent Mater. 2004; 20: 191-197.

26. Bhandari S, Aras M, Chitre V. An in vitro evaluation of the microleakage under complete metal crowns using three adhesive luting cements. J Indian Prosthodont. 2012; 2: 65-71.

27. Bindl A, Mormann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. Int J Prosthodont. 2002; 15: 451-456.

28. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil. 2005; 32: 441-447.

29. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int. 2002; 33: 415–426.
30. 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. 2003; 89: 381-387.
31. Borges GA, Sophr AM, Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airbone particle abrasion on the microstructer of different dental ceramics. J Prosthet Dent. 2003; 89: 479-488.
32. Breschi L, Gobbi P, Mazzotti G, Falconi M, Ellis T.H, Stangel I. High resolution SEM evaluation of dentin etched with maleic and citric acid. Dent Mater. 2002; 18: 26-35.
33. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. Adv Dent Res. 1992; 6: 44-49.
34. 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.
35. Brum R, Mazur R, Almeida J, Borges ve Caldas G. The influence of surface standardization of lithium disilicate glass ceramic on bond strength to a dual resin cement. Operative Dentistry. 2011; 36: 478-485.
36. Cal E, Çelik EU, Turkun M. Microleakage of ıps empress 2 inlay restorations luted with self-adeziv resin cements. Operative Dentistry. 2012; 27: 417-424.
37. Canay RŞ, Hersek NE, Uzun G, Ercan MT. Autoradiographic determination of a pressed glass ceramic inlay. J Oral Rehabil. 1997; 24: 705-708.
38. Cercon Smart Ceramics. Press & Smile Degudent ADentsplay International Company Instructions For Use. 2006, Hanau, Germany.
39. Chiche GJ, Pinault A. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. Chicago, Quintessence Pub Co Inc, 1994.
40. Christgau M, Friedl KH, Schmalz G, Resch U. Marginal adaptation of heat-pressed glass–ceramic veneers to dentin in vitro. Operative Dentistry 1999; 24: 137–46.
41. Christgau M, Friedl KH, Schmalz G, Edelmann K. Marginal adaptation of heat-pressed glass–ceramic veneers to class 3 composite restorations in vitro. Operative Dentistry. 1999; 24: 233–44.
42. Craig RG. Restorative Dental Materials, Ninth ed. St. Louis, Mosby Year Book Inc, 1993.
43. Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S, Hornbrook DS. Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. Tokyo, Quintessence Pub Co Inc, 1994; 241-291.
44. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2002.
45. Cox CF. Evaluation and treatment of bacterial microleakage. Am J Dent. 1994; 7: 293-295.
46. Crim G.A, Garcia- Goday E. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. J. Prosthet. Dent. 1987; 57: 574.
47.Çömlekoglu M, Dündar M, Özcan M, Güngör M, Gökçe B, Artunç C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. Operative Dentistry. 2009; 34: 586-592.
48. Dallı M, İnce B, Bahşi E, Ercan E, Çolak H, Şahbaz C. Termal siklusun mikrosızıntıya etkisinin sınıf v kavitelerde kompozit restorasyonlarda in vitro incelenmesi. Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg. 2010; 20: 105-113.
49. Dayangaç B. Kompozit Rezin Retorasyonlar. Öncü Basımevi. 2000; 1-15.
50. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. Journal of Dental Research. 2005; 84: 118-132.
51. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. Int J Prosthodont. 2001; 13: 131-5.
52. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Currentstatus of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 1999; 81: 135-41.
53. Didier D, Spreafico R. Adhesive metal free restorations. Quintessence Publishing Co. London. 1999; 192-197.
54. Dominici JT, Eleazer PD, Clark SJ, Staat RH, Scheetz JP. Disinfection/ Sterilization of extracted teeth for dental student use. J Dent Educ. 2001; 65: 1278-80.
55. Duke ES. Adhesion and its application with restorative materials. Dental Clinics of North America, 1993; 37: 329-40.
56.Dündar C. Siman kalınlığının tam seramik sistemlerinin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi. Adana, Çukurova Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü. DoktoraTezi, 2009.

57.Dündar M, Gungor M.A, Cal E. Multidisciplinary approach to restoring anterior maxillary partial edentulous area using an IPS Empress 2 fbced partial denture: A clinical report. J Prosthet Dent. 2003; 89: 327-330.
58. El Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. J Contemp Dent Prac. 2007; 8: 17-24.
59. Ellingsen LA, Fasbinder DJ. In vitro evaluation of CAD/CAM ceramic crowns. J Dent Res. 2002; 81:331.
60. Euan R, Figueras-Alvarez O, Cabratosa-Termes J, Barbera M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the Marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. Journal of Prosthodontics. 2012; 21: 291-295.
61. Euan R, Figueras-Alvarez O, Cabratosa-Termes J, Oliver-Parra R. Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: Influence of the CAD/CAM system and the finish line design. J Prosthet Dent. 2014.
62. Everest Materials en 1004_7801.pdf. Everest-CAD/CAM Systems, Erişim: [02.03.2008]. Available from http://www.kavo.com/Default.aspx.
63. Ewoldsen N, Demke RS. A review of orthodontic cements and adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001; 120(1): 45-8.
64. Fasbinder DJ, Dennison J, Heys DR, Lampe K. Theclinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. J Am Dent Assoc 2005;136: 1714.
65. Ferrari M, Yamamoto K, Vichi A. Clinical and laboratory evaluation of adhesive restoration systems. Am J Dent. 1994; 7: 217-219.
66. Ferreira A, Oliveira F, Bottino MA: Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. J Prosthet Dent. 2004; 92: 250-257.
67. Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. Assembly Autom. 2003; 23: 382–390.
68. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P & Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining. International Journal of Computerized Dentistry. 2001; 4: 89-106.
69. Fleming GJP, Narayan O. The effect of cement type and mixing on the bi-axial fracture strength of cemented aluminous core porcelain discs. Dent Mater. 2003;19: 69-76.
70. Francine E, Omar M. Marginal adaptation and microleakage of procera all ceram crowns with four cements. Int J Prosthodont. 2004; 17: 529-535.
71. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999; 27(2): 89-99.
72. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles Journal of Prosthetic Dentistry. 1995; 73:49-54.
73. Gerdolle DA, Mortier E, Loos-Ayav C, Jacquot B, Panighi M. İnvitro evaluation of microleakage of indirect composite inlays cemented with four luting agents. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2005; 93: 563-570.
74. Gert HUV, Dammaschke T, Züchner H, Schafer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites-a comparative study. Dent Mater. 2006;22:934-941.
75. Ghazy M, El-Mowafy O, Roperto R.Microleakage of porcelain and composite machined crowns cemented with self-adhesive or conventional resin cement. Journal of Proshodontics. 2010; 19:523-530.
76. Gladwin M. Bagby M. Clinical aspects of dental materials,Wolters Kluwer Co, Philadelphia. 2000.
77. Gonzales M.A. Comparison of four microleakage tests. MSD thesis university of Indiana, Indianapolis, In: Alani, A.H. Toh, C.G. Detection of microleakage around dental restorations: a review. Oper. Dent. 1992; 22: 173-85.
78. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. J Prosthet Dent. 2001; 85: 363-376.
79. Gorman CM, McDevittWE, Hill RG. Comprasion of two heat-pressed all-ceramic dental materials. Dental Mater. 2000;16:389-395.
80. Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: Influence of luting agents and aging conditions. Int J Prosthodont. 2003;16: 109-16.
81. Guess PC, Andreja Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. Dent Mater. 2008; 24: 1556-1567.
82.Gültekin P, Şen D, Aydın M. Farklı sistem ve materyallerle üretilen zirkonya alt yapıların kenar uyumarının karşılaştırılması. İstanbul Üniv DişHek Fak Derg. 2013; 47:28-37.

83.Gürel G. Porselen laminat venerler bilim ve sanatı. Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti, İstanbul. 2004.
84. Hahn P, Attin T, Gröfke M, Hellwig E. Influence of resin cement viscosity on microleakage of ceramic inlay. Dental Materials. 2001; 17: 191-196.
85. Han L, Okamoto A, Fukushima, M, Okiji T. Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. Dent Mater. 2007; 26: 906-914.
86. Heintze SD. Bridges made of all ceramic material (IPS Empress 2), indication, clinical aspects, prognosis. Ivoclar-Vivadent-Report, No: 12. 1998.
87. Helvatjoglou-Antoniades M, Theodoridou-Pahini S, Papadogiannis Y, Karezis A. Microleakage of bonded amalgam restorations: effect of thermal cycling. Oper. Dent. 2000; 25: 316-323.
88. Herrera M, Catalá A, Flores M, Martínez A. Marginal discrepancy and microleakage in crown-copings fabricated by three cad/cam systems: An in vitro study. Open Journal of Stomatology. 2012; 2: 163-169.
89. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM generated ceramic inlays. JADA. 1996; 127: 1171-1181.
91. Holand W. Materials science Fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic. Ivoclar-Vivadent-Report, No: 12. 1998.
92. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics. J Biomed Mater Res. 2000; 53: 297-303.
93Holtan JR, Nystrom GP, Douglas WH. Microleakage and marginal placement of a glass ionomer liner. Quintessence Int. 1990; 21: 117-122
94. Hondrum SO. A review of the strenght properties of dental ceramics. J Prosthet Dent. 1992; 67: 859-65.
95.IPS Empress System. Scientific documantations. Schaan, Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent, 2003.
96. Ibarra G, Jhonson GH, Geurtsen W, Vargas MA. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement. Dent Mater. 2007; 3: 218–225.
97. Ivoclar Vivadent. IPS Empress System-the original. Scientific Documentation. 2005.
98.IPS Empress. Instructions for use Empress® Esthetic IPS. Schaan/ Liechtenstein, Ivoclar Vivadent AG. 2006.
99.İlday N, Urvasızoğlu N, Seven N. İndirekt kompozit inley restorasyonlar ile direkt kompozit restorasyonların mikrosızıntı yönünden karşılaştırılması. Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg. 2009; 19: 76-84.
100. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. J Prosthet Dent. 1991; 65: 436-42.
101. Jacobsen P. Properties of restorative materials. Restorative Dentistry, Ed P Jacobsen", Reed Educational and Professional Publishing Ltd, Oxford. 1998; 70-81.
102. Jang KT, Chung DH, Shin D, Garcia-Godoy F. Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations. Oper Dent. 2001;26:603–8.
103. Johnson GH, Powell VL, Gordon GE. Dentin Bonding Systems. JADA. 1991; 122: 34-41.
104. Joiner A. Tooth colour: A review of the literature. J Dentistry. 2004; 32: 3-12.
105. 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.
106. Juarez GA, Barcelo SF, Rios SE. Marginal adaptation and microleakage comparison between two zirconia oxide systems with same cement. Revista Odontologica Mexicana. 2011; 15: 101-106.
107. Jung WY, Oh SC, Dong JK. J Korean ACAD Prosthodont. 1998; 36: 789-805.
108. Kahvecioğlu S. Bir rezin simanın dört farklı metal alasıma bağlanma dayanımına metal primerlerin etkisi. Konya, Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora tezi, 2006.
109. Kalender A. Kompozit ve porselen laminate restorasyonların uzun dönem klinik incelenmesi. EgeÜniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 2004.
110. 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: 508-513.
111. Kanca J. Resin bonding to wet substrate. II. Bonding to Enamel. Quintessence International. 1992; 25: 625-627.
112. Karataşlı Ö. Bilgisayar ortamında ve manuel olarak dizayn edilmiş zirkonya esaslı alt yapılar ile metal döküm alt yapıların marjinal uyumlarının karşılaştırılması. İstanbul, Yeditepe

Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2009.
113. Karataşlı Ö, Kursoğlu P, Çapa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of didderent coping materials and design produced by computer aided manufacturing systems. Dental Mater J. 2011; 30: 97-102.
114. Kedici PS. Tam seramikler, TDB Derg. 2002: 71: 78-80.
115. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1996; 75: 18- 32.
116. Kocabalkan E. Dişhekimliğinde mikrosızıntı ve tesbit yöntemleri. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg. 1993; 3: 52-56.
117. Kohorts P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental protheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. Eur J Oral Sci. 2009; 117: 319-325.
118. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. Dental Materials Journal. 2007; 26: 659-664.
119. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub JR. Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. Acta Odontologica Scandinavia. 2005; 63: 361-366.
120. Korkut L, Cotert HS, Kurtulmuş H. Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures. Operative Dentistry. 2011; 36: 72-79.
121. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. Am J Dent. 2000; 13: 60-76.
122. Lava Technical Product Profile, 3M ESPE AG. All Ceramic System 2007, Seefeld, Germany.
123. Lawn BR, Deng Y. Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thopmpson VP. Materials design of ceramic based layer structures for crowns. J Dent Res. 2002; 81(6): 433-438.
125. Lyons KM, Rodda JC, Hood JAA. Use of a pressure chamber to compare microleakage of three luting agents. Int J Prosthodont. 1997; 10: 426-433.
126.Lüthy H, Fiser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. Strength and reliability of four-unite all-ceramic posterior bridges. Dent Mater. 2005; 21: 930-937.
127. Malkoç M, Sevimay M. Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. SÜ Dişhek Fak Derg. 2009;18: 208-216.
128. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. J Dent. 2001; 29: 123-130.
129. Mannocci F, M. Ferrari, T.F. Watson. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. J Prosthet Dent. 2001; 85: 284-291.
130. Mathis RS, Wald JP, Moody CR. Marginal leakage in class V composite resin restorations with glass ionomer liners in vitro. J Prosthet Dent. 1990; 63: 522-524.
131. 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.
132. Meriç G, Ruyter IE. Influence of thermal cycling on flexural properties of composites reinforced with unidirectional silica-glass fibers. Dent Mater. 2008; 24: 1050-1057.
133. McCabe JF. Applied Dental Materials, Seventh ed., Mass Publishing Co, Egypt. 1994.
134. McLaren EA. Terry DA. CAD/CAM systems, materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures, Compend Contin Educ Dent, 2002; 23: 637-653.
135. McLean JW. Evalution of dental ceramics in the twentieth century, J Prosthet Dent. 2001; 85**:** 61-66.
136.Mitchell C.A., Pintado M.R., Douglas W.H. Nondestructive, in vitro quantification of crovvn margins. J Prosthet Dent. 2001; 85: 575-584.
137. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. J Am Dent Assoc. 2003; 134: 1382-90.
138. Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. J Dent Res. 2008; 87: 974-979.
139. Mota CS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Microleakage in ceramic inlays luted with different resin cements. J Adhes Dent. 2003;5:63-70.
140. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiau YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. J Prosthet Dent. 2002; 87: 248-55.

141. Moura JS, Rodrigues LKA, Del Bel Cury AA, Lima EMCX, Garcia RMCR. Influence of storage solution on enamel demineralization submitted to Ph cycling. J Appl Oral Sci. 2004; 12: 205-208.
142. Mueninghoff LA, Dunn SK, Leinfelder KF. Comparison of dye and ion microleakage tests. Am J Dent. 1990; 3: 192-194.
143. Multilink N. Scientific documantations. Schaan, Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent. 2010.
144. Murray P.E, Hafez A.A, Smith A.J, Cox C.F. Bacterial microleakage and pulp inflamation associated with various restorative materials. Dent Mater. 2002; 18: 470-478.
145. Nağaş IÇ, Ergün G. The Position and Future of zirconia ceramics in dentistry. GÜ Diş Hek Fak Derg. 2008; 25: 51-60.
146. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res. 1982; 16: 265-73.
147. Narcisi E.M. Three-unrt bridge construction in anterior single-pontic areas using a metal-free restorative. Compend Contin Educ Dent. 1999; 20: 109-120.
148.O'Brien WJ. Dental materials and their selection, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illinois. 1997.
149.O' Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd Ed. Chicago, Quintessence Publishing Co Inc. 2002; 210-221.
150.O' Brien WJ. Dental Materials And Their Selection 4th edition. Quintessence Publishing Co, Inc. 2007; 212-229.
151. Oruçoğlu, H. Farklı kök kanal patlarının apikal sızıntısının bilgisayarlı sıvı filtrasyon yöntemi ile değerlendirilmesi ve kanal patlarının kök kanal dentini ile olan bağlantılarının push-out tekniği ve sem ile incelenmesi, Selçuk Üniversitesi Doktora Tezi, 2003.
152. 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: 118-122.
153.Ölmez A, Öztaş N, Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. Quint Int. 1998; 29: 725-729.
154.Ömeroğlu N. Farklı porselen laminate veneer yapım yöntemlerinin kenar uyumu ve mikrosızıntı yönünden karsılastırılmalı olarak değerlendirilmesi. Ankara, Gazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi A.D. Doktora tezi, 2000.
155.Özdemir E. Dinamik yüklemenin ve farklı adeziv sistemlerin, fiber postla restore edilmiş dişlerde mikrosızıntı üzerine olan etkisi. Ankara, Başkent Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora tezi, 2010.
156.Öztürk Ö, Uludağ B. Kompozit rezin esaslı yapıstırma simanları ve adeziv simantasyon tekniği. TDB Dergisi 2002; 66: 32-39.
157. Pashley DH. Clinical consideration of microleakage. Journal of Endodontics. 1990; 16:70-77.
158. Pashley DH, Carvalho RM. Dentin permeabilty and dentin adhesion. J Dent. 1997;25:355-372.
159. Paul SJ, Welter DA, Ghazi M, Pashley D. Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs microtensile bond strength. Operative Dentistry. 1991; 24: 181-188.
160. Pazinatto FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakege of resin composite restorations. Pesqui Odontol Bras. 2003; 17: 337-341.
161. Pegarro T.A, de Silva N, Carvalho R.M. Cements for Use in Estethic Dentistry. Dent Clin N Am. 2007; 51: 453-471.
162. Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual-cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Ankara, HÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2005.
163. Perdigao J, Swift EJ. Mine ve dentin adezyonunun temel kavramları. In: T. M. Roberson, H. O. Heymann and E. J. Swıft. Sturdevant's art and science of operative dentistry. Ankara: Güneş tıp kitabevleri. 2011: 243-80.
164. Perdigao J. Dentin bonding-Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. Dent Mater. 2010; 26: 24-37.
165. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. Dent Mater. 2005; 21: 864-81.
166. Piva E, Meinhardt L, Demarco FF, Powers JM. Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. Clin Oral Investig. 2002; 6: 244-248.
167. Piwowarczyk A, Lauer H.C, Sorensen J.A. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. Dental Materials. 2005; 21: 445-453.
168. Platt JA. Resin cements: into 21st century. Compend Contin Educ Dent. 1999; 20: 1173-76, 1178.

169. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's Restorative Dental Materials. Twelfth ed., Mosby, USA 2006.
170. Powis DR, Prosser HJ, Shortall AC. Long term monitoring of microleakage of composites. Part I: Radiochemical diffusion tecnique. J Prosthet Dent. 1988; 60: 304-307.
171. Pröbster L, Gerstorfer JG, Kirchner E, Kanjantra P. In-vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. Int J of Prosth. 1997; 24: 636-45.
172. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. J Dent, 1997; 25: 91-5.
173. Qualtrough AJ, Piddock V. Dental ceramics: what's new? Dent. Update. 2002; 29: 25-33.
174. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. J Prosthet Dent. 2004; 92: 250-7.
175. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self adhesive resin cements: a literature review. J Adhes Dent. 2008; 10: 251-8.
176. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. Dent Clin N Am. 2004; 48: 531-544.
177. RelyX U200 Technical Data Sheet: 3M ESPE AG. Seefeld, Germany. 2011.
178. Ricketts DNJ, Tait CME, Higgins A.J. Tooth preparation for post-retained restorations. Br. Dent. J. 2005; 198: 463-71.
179.Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. Elsevier Health Sciences, 2006.
180. Rosenblum MA, Schulman A.A. Review of all ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997; 128: 297-307.
181. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. Dent. Mater. 2004; 20:463-469.
182. Rossetti PHO, Valle AL, Carvalho RM, Goes MF, Pegoraro LF. Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. J Appl Oral Sci. 2008; 16: 64-69.
183. Roulet JF. A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. Quintessence Int 1987; 18: 543-552.
184. Sano H. Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds. J Dent.Rest. 2006; 85: 11-14.
185. Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milla E. Influence of marginal bevels on microleakage around Class V cavities bonded with seven self-etching agents. Am J Dent. 2004; 17: 257-261.
186. Schwartz R.S, Summitt J.B, Robbins J.W. Fundamentals of operative dentistry: A contemporary approach. Quintessence Publishing Co, Inc. 1996; 141-175.
187. Sarı F. Farklı preparasyon derinliklerinde ve hassasiyet giderici uygulanan farklı dentin bölgelerinde rezin esaslı simanların bağlanma dayanımlarının incelenmesi. Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2010.
188. Sarıkaya IB. Farklı porselen materyallerinde polisaj tekniklerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerine etkilerinin incelenmesi. Doktora Tezi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, 2007.
189. Sarkis E. Microleakage study of cerec 3 restorations. King Saud University Journal of Dental Sciences. 2012; 3: 49-53.
190. Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation ofb electroformed metal-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2006; 95: 237-242.
191. 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: 433-454.
192. Sjölin R, Sundh A.,Bergman M. The Decim System for the production of Dental Restorations . Int J. Comput Dent. 1999; 197-207.
193. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in t he cementataion process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literatüre review. J Esthet Restor Dent. 2005; 17: 224-235.
194. Sphor A.M, Sobrinho L.C, Consani S, Sinhoneti M.A, Knowles J.C. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. Int J Prosthodont. 2003; 16: 277-282.
195. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistence of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. J Am Dent Assoc. 2006; 137: 449-456.

196. Stappert CFJ, Denner N, Gerds T, Strub R. Marginal adaptation of different types of allceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. British Dental Journal. 2005; 199: 779–783.
197. Starkey D.L, Anderson R.W, Pashley D.H. An evaluation of the effect of methylene blue dye PH on apical leakage. J Endod. 1993; 19: 435-439.
198. Suarez M.J, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano J.F. Comparison of the marginal fit of Procera allceram crovvns with two finish lines. Int J Prosthodont. 2003; 16: 229-232.
199. Subaşi G, Ozturk N, Inan Ö, Bozoğulları N. Evaluation of marginal fit of two all ceramic copings with two finish lines. Eur J Dent. 2012; 6: 163-168.
200. Sulaiman F, Chai J, Jameson L.M, Wozniak W.T. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and procera crowns. International Journal of Prosthodontics. 1997; 10: 478-84.
201. Summitt JB, Robins JW, Schwertz RS Enamel and dentin adhesion. Fundamental of Operative Dentistry. 1996; 190-213.
202. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing Dental Materials. 2005; 21: 476-482.
203. Syu JZ, Byrne G, Laub LW & Land MF. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns International Journal of Prosthodontics. 1993; 6: 25-30.
204. Swift EJ. Dentin / enamel adhesives: review of the literature. Pediatric Dentistry. 2002; 24: 456-461.
205.Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş and Şiranlı A. Tam seramik restorasyonlar. Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi. 2004; 16(2): 32-37.
206.Şermet Elbay Ü. Farklı restoratif materyallerin süt ve dişi pulpa odası dentinine bağlanma dayanımlarının, mikrosızıntılarının değerlendirilmesi ve rezin-dentin bağlanma ara yüzeylerinin SEM ile incelenmesi. Selçuk üniversitesi, Doktora, 2009; 92-93.
207. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carhalvo R, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranesi Journal of Dentistry. 2002; 30: 371-382.
208. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. Journal of Dentistry. 1992; 20: 3-10.
209. 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: 420-424.
210. Tiritoğlu M. Kenar sızıntısı belirleme yöntemleri. Hacettepe Diş. Hek. Fak. Dergisi 1993; 17: 11-15.
211. Toksavul S, Toman M, Fırıdınoğlu K. Tüm seramik restorasyonlar ve klinik uygulaması: olgu sunumu Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2008; 11: 1.
212. Toledano M, Osorio R, De Leonardi G, Rosales-Leal J I, Caballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. Am J Dent. 2001; 14: 205-210.
213. Toman M. Preslenebilir tüm seramik kronların marjinal uyum ve mikrosızıntısının in vitro ve in vivo olarak araştırılması. Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 2004.
214. Torkabadi S, Nakajima M, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Influence of bonded enamel margins on dentin bonding stability of one-step self-etching adhesives. J Adhes Dent. 2009; 11: 347-353.
215. Tosun T. http://www.tosuntosun.com/cadcam_materyalleri_nelerdir.html 2008.
216. Trajtenberg CP, Caram SJ, Kiat-amnuay S. Microleakage of all-ceramic crowns using self etching luting agents. Oper Dent. 2008; 33: 392-399.
217. Tsitrou EA, Northeast SE, Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. Jounal of Dentistry. 2007; 35: 68-73.
218. Tulunoğlu Ö, Tortop T. Çocuk diş hekimliği bebeklikten ergenliğe. Atlas kitapçılık, Ankara. 2009; 325-340.
219.Türk E. Farklı seramik materyallerinin densitometrik analizi ve x-ışınının etkisinin değerlendirilmesi. Ankara, AÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 2007.
220.Türkün M, Türkün L.Ş. Effect of nonvital bleaching with 10% carbamide peroxide on sealing ability of resin composite restorations. Int Endod J. 2004; 37: 52-60.
221. Uludağ B, Öztürk Ö, Öztürk N. Microleakage of ceramic inlays luted with different resin cements and dentin adhesives. J Prosthet Dent. 2009; 102: 235-241.
222. Uludamar A. Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2007.

223. Ural Ç, Burgaz Y, Saraç D. Farklı tamamı seramik kuron yapım tekniklerinde iç uyumların incelenmesi. SÜ Dişhek Fak Derg. 2010; 19: 51-57.
224. Ural Ç. Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve cad-cam uygulamaları. Dirim Tıp Gazetesi. 2011; 86: 27-38.
225.Üstün Ö. Laminate veneerlerde termal ve yükleme kuvvetlerinin oluşturduğu stres dağılımının üç boyutlu sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi. Doktora Tezi. Selçuk Ünv. Sağ Bil Enst. Konya, 2008.
226.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.
227.Üşümez A, Çobankara FK, Öztruk N, Eskitaşçioğlu G, Belli S. Microleakage of endodontically treated teeth with different dowel systems. J Prosthet Dent. 2004; 92: 163-169.
228. Valandro LF, Della A, Bottino AM, Neisser M. The effect of ceramic treatment on bonding to densely sintered alümina ceramic. J Prosthet Dent. 2005; 93: 253-259.
229. Vanherle G, Lambrechts P, Braem M. An evaluation of different adhesive restorations in cervical lesions. J Prosthet Dent. 1991; 65: 341-347.
230. Van Der Zel JM, Vlaar ST, De Ruiter WJ, Davidson C. The Cicero system for cad/cam fabrication of full-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2001; 85(3): 261-7.
231. Van Dijken JW, Ormin A, Olofsson AL. Clinical performance of pressed ceramic inlays luted with resin-modified glass ionomer and autopolymerizing resin composite cements. J Prosthet Dent. 1999; 82: 529-35.
232. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. Oper Dent. 2001: 6: 119-144.
233. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Landuyt KV, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. Oper Dent. 2003; 28: 215-35.
234. Van Meerbeek B, Landuyt KV, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Biomat L. Technique sensivity of contemporary adhesives. Dent Mater J. 2005; 24: 1-13.
235. Venhoven BA, De Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction and conversion of light-curing bisGMA-based methacrylate resin. Biomaterials. 1993; 14: 871-875.
236. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. Dent Mater. 1996; 12: 290-294.
237. Vult P, Von Steyern, Carlson P, Nilner K. All ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. Journal of Oral Rehabilitation. 2005; 32: 180-187.
238. Wahab FK, Shaini FJ, Morgano SM. The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite class V restoration in vitro. J Prosthet Dent. 2003; 90:168-174.
239. Wall JG, Cipra DL. Alternatives crown systems. Dent Clin North Am. 1992;36:765-81.
240. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems; Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? Dental Clin North Amer. 1992; 36: 765-782.
241. Wendt SL, Mclimes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. Dent Mater. 1992; 8: 181-4.
242. White SN, Yu Z. Film thickness of new adhesiveluting agents. J Prosthet Dent. 1992;67:782-785.
243. White S.N, Ingles S, Kipnis V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1994; 71: 257-264.
244. Wikipedia. http://tr.wikipedia.org/wiki/Porselen 2007.
245. Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. Oper Dent. 2002; 27: 628-635.
246. Wolfram H. Biocompatible and bioactive glass ceramics – state of the art and new directions. Journal of Non-Crystalline Solids. 1997; 219: 192-197.
247. Yang HC, Lange-Jansen M, Schoenberg S, Wolfart K. Influence of salivia contamination on zirconia ceramic bonding. Dent Mater. 2008; 24: 508-513.
248. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Kurt E, Bavbek B. Tam porselen sistemleri 2. GÜ Dişhek Fak Derg. 2005; 22(1): 49-60.
249. Yeo I, Yang J, Lee J. İn vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2003; 90: 459-464.
250.Yılmaz B. Diş Hekimliğinde kullanılan farklı renk belirleme yöntemlerinin karşılaştırılması. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 2007.

251. Youngson C.C, Jones J.C, Manogue M, Smith I.S. In vitro dentinal penetration by tracers used in microleakage studies. Int Endod J. 1998; 31: 90-99.
252.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.
253.Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal desteksiz seramik sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2000;10(2): 79-87.
254.Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. Braz Oral Res. 2011; 25: 261-266.
255. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Yayınları, Ankara, 17, 1993.
256. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara 2004.
257. Zeno-Tec System Brochure (2006). Erişim: 03.03.2008. http://www.wielanddental.de
258. Ziskind D, Gleitman J, Rotsteın I, Friedman M. Evaluation of cetylpyridinium chloride for infection control in storage solution. J Oral Rehab. 2003; 30: 477–481.
259. Zivkovic S, Bojovic S, Pavlica D. Bacterail penetration of restored cavities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2001; 34: 547-553.

10. ÖZGEÇMİŞ

1982 tarihinde Ankara'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Ankara'da tamamladıktan sonra, 2002 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne başlama hakkı kazandı. 2008 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni bitirerek diş hekimi ünvanını aldı. 2009 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. Halen aynı bölümde eğitimine devam etmektedir. Yabancı dili İngilizcedir.